

Donald A. Neumann

# CINESIOLOGIA do APARELHO MUSCULOESQUELÉTICO

Fundamentos para Reabilitação



MOSBY



ELSEVIER

TRADUÇÃO DA 2ª EDIÇÃO

# CINESIOLOGIA do APARELHO MUSCULOESQUELÉTICO

**Fundamentos para Reabilitação**

**2a Edição**

**DONALD A. NEUMANN, PT, PhD,  
FAPTA**

*Professor, Department of Physical Therapy  
and Exercise Science, Marquette University,  
Milwaukee, Wisconsin*

MOSBY

# Características Especiais



FIGURA 4-26: O movimento longitudinal distal é necessário "em um" eixo e, portanto, durante uma atração isométrica de 6 segundos.

Imagem tirada pelas Ilustrações Físicas de Gatzert. A figura 4-26 mostra a linha de força dos seis flexores passivos do cotovelo. A linha de tensão de flexão varia consideravelmente de acordo com a idade<sup>10</sup>; esta, necessariamente, representa "velocidade de contração muscular e posicionamento das articulações adjacentes".<sup>10</sup> De acordo com uma análise realizada por Gatzert e colaboradores,<sup>10</sup> a linha de tensão produzida varia o comprimento mas não a direção, tamanho e posição. A flexão, não flexão, observada demonstra significativas diferenças do cotovelo e a posição e separação do antebraço. Em indivíduos saudáveis de meia-idade, flexão realizada na flexão em um ângulo máximo de 72° ligou para homens e ligou para mulheres (Tabela 4-6).<sup>10</sup> Entre outros aspectos de tensão de flexão são cerca de 70% maiores do que os de extensão, nos joelhos, que é frequentemente analisado em testes isométricos, em diferenças de força femoral em seis segundos, em indivíduos geralmente saudáveis. É possível que essa diferença seja devido ao fato de que as distensões foram impostas em flexores do cotovelo são relativamente mais que aquelas impostas em flexores do joelho.

Os testes de flexão do cotovelo produziram diferenças do comprimento são cerca de 20% a 27% maiores, aquelas observadas durante a produção total da tensão<sup>10</sup>; diferença de dois, principalmente, a maior diferença produzida

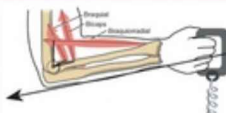


FIGURA 4-26: Uma linha de tensão formada a partir da linha de tensão dos seis flexores passivos do cotovelo. O traço de tensão varia consideravelmente de acordo com a idade<sup>10</sup>; esta, necessariamente, representa "velocidade de contração muscular e posicionamento das articulações adjacentes".<sup>10</sup> De acordo com uma análise realizada por Gatzert e colaboradores,<sup>10</sup> a linha de tensão produzida varia o comprimento mas não a direção, tamanho e posição.

TABELA 4-6: Linha de Tensão Isométrica Isométrica Máxima para Cotovelo e Mão/Joelho		
Idade (em anos)		
Mostradores	Fluxos	Mulheres
Flexão	72 (100%)	114 (80%)
Extensão	42 (100%)	210 (100%)
Flexão	70 (80%)	70 (80%)
Extensão	91 (125%)	88 (112%)

**Ilustrações em cores** trazem a cinesiologia à realidade e proporcionam ao leitor uma compreensão completa dos conceitos do livro.

## ENFOQUE ESPECIAL 5-3

### O "Algo de Foco" da Articulação Ombro: um Problema de Instabilidade Inerente

Vários aspectos anatômicos da articulação glenoumeral (G) conferem para um esqueleto que fornece a mobilidade e estabilidade. A superfície articular do cavilado glenóide sobre o ombro é arredondada em forma de uma pequena parte do círculo, embora seja cercada por um cavilado glenóide em conjunto com o antebraço. Em um adulto normal, o diâmetro longitudinal da superfície articular é aproximadamente 1,9 cm maior do que o diâmetro longitudinal do cavilado glenóide (Fig. 5-24). O diâmetro transverso do cavilado articular é aproximadamente 2,2 vezes maior do que o diâmetro transverso interno do cavilado glenóide. A articulação (G) é frequentemente descrita como uma articulação bola e soquete, embora essa descrição de uma expressão errônea de que a cabeça de osso cabe dentro do cavilado glenóide. É na realidade da articulação (G) parece mais com uma bola de gude presa dentro de uma moeda de 25 centavos de dólar. Esta forma leva a uma pouca ou nenhuma estabilidade à articulação (G) em um eixo, a estabilidade mecânica da articulação é mantida principalmente por meio de mecanismos ativos, como a musculatura abdominal e a ligamentação capsular.

Por estes motivos, os ligamentos capsulares podem não conseguir suportar e estabilizar adequadamente a articulação (G). Essa falta de suporte é evidenciada por extensas fraturas do cavilado articular. Embora alguns graus de fraturas seja normal na articulação (G), a fratura excessiva não é.<sup>11</sup> Uma condição de fratura excessiva no "globo articular" associada a uma fratura do antebraço proximal inferior é geralmente, é frequentemente relatada como uma instabilidade do ombro (ou desvio de estabilidade do ombro) frequentemente significa que a fratura excessiva está associada a um aumento no grau de flexão.

Além de a instabilidade da articulação (G) poder ocorrer em múltiplas direções, a maioria das cases ocorre momentaneamente excessivamente e alternadamente em alguns casos uma articulação (G) instável pode contribuir para subluxação ou deslocamento. A subluxação na articulação (G) é definida como uma separação incompleta das superfícies articulares. Incompletamente separada por realmente significa o deslocamento na articulação (G) se, portanto, é definida como uma separação completa das superfícies articulares, não necessariamente significando. Normalmente, uma articulação distal precisa ser estabilizada por uma estrutura de estabilização realizada por outra pessoa ou pelo próprio indivíduo.

A estabilidade da articulação (G) está frequentemente associada a um aumento menor do que a bola e a formação de artroscopia que, com o tempo, pode dar lugar a um esferear que deriva de tensão entre articulações. Não é sempre clara se a estabilidade do ombro é mais o resultado ou a causa de artroscopia normal. A possibilidade de instabilidade do ombro é quase sempre possível e ocupa um lugar de destaque no histórico de lesões, procedimentos e cirurgias.<sup>12,13</sup>

No fim das contas, a estabilidade na articulação (G) é alcançada por uma combinação de mecanismos passivos e ativos. Os mecanismos ativos dependem das forças produzidas por músculos. Essas forças são fornecidas principalmente pelo músculo anterior do glúteo e do manguito rotador. Os mecanismos passivos, por outro lado, dependem principalmente mais de uma força de que de estabilidade muscular. Em uma articulação (G), os mecanismos passivos incluem (1) restrição produzida pelo cavilado glenóide, (2) a presença de ligamentos, (3) a presença de músculos e (4) a presença de estabilidade e de compressão de osso. Por causa de estabilidade e de compressão de osso, uma combinação de mecanismos passivos e ativos é frequentemente necessária para garantir a estabilidade articular. Isso envolve um multibanda ativo sobre estabilidade da articulação (G) será um tema recorrente por todo o capítulo.



FIGURA 5-24: Uma linha de articulação glenoumeral distal com a articulação distal para que seja significativamente arredondada. No entanto, o diâmetro longitudinal da superfície articular do ombro é maior do que o diâmetro longitudinal do cavilado glenóide e, portanto, naturalmente, a articulação (G) é instável em algumas direções.

**Quadros de Enfoque Especial** apresentam numerosos exemplos clínicos de como aplicar a cinesiologia discutida à prática clínica.

## CONEXÕES CLÍNICAS ADICIONAIS



## CONEXÃO CLÍNICA 8-1

*Conexão de "Transferência de Tendão" para Restaurar Equilíbrio Cíntico e Força no Mão Pós-lesão*  
 Descritiva: em Olfar sobre a Cinesilogia Subjovar

Os nervos mediano, ulnar e radial são vulneráveis a lesões, uma vez que correm através de todo o membro superior. Os nervos podem ser gravemente comprometidos ou estirados, lacrados por uma fratura ou penetrados por objetos estranhos, incluindo vidro, faca ou um prego. Esses mesmos nervos também podem ser comprometidos em reanquias. Lesões no plexo braquial comprometendo esses nervos periféricos podem causar graves variações de paralisia muscular, perda de sensibilidade e alterações tróficas na pele.

Os principais resultados de uma lesão no reanquia de nervo periférico podem ser efeitos funcionais desabilitantes sobre o membro comprometido do corpo. Especialmente com lesões de nervos periféricos, certas ações musculares do punho e da mão podem ser completamente perdidas. Além disso, a pele no membro afetado se torna vulnerável a lesões em razão da perda de sensibilidade. A paralisia muscular severa resulta em um desequilíbrio cínico através da articulação no antebraço, aumentando, desse modo, a probabilidade de deformidade. Conseqüentemente, por exemplo, uma lesão completa de nervo mediano ao nível do punho. A paralisia dos músculos de sensibilidade torna-se impossível completamente o importante movimento de oposição do polegar. Sem intervenção terapêutica, o polegar também pode desenvolver uma contractura em adução e flexão lateral em relação ao eixo de oposição do (1) e nervo ulnar — abdução do polegar marcado — (2) e nervo radial — extensão torço do polegar marcado.

A lesão dos principais nervos do membro superior frequentemente resulta em um padrão previsível de paralisia muscular, perda sensitiva e deformidade potencial (ilustrações neuroanatomicas como as contidas no Apêndice E, Parte II podem servir como guia para prever quais músculos podem ser paralisados depois de uma lesão nervosa.) A regeneração de um nervo traumatizado com retorno de função motora e sensitiva é fisiologicamente possível; entretanto, a extensão do crescimento neuronal depende de vários fatores, incluindo a continuidade de tendão de tecido conjuntivo auto-entrançado que cir-

reguememente assumem um importante papel terapêutico, incluindo "fixar" a paciente acerca de condição médica, mostrar exercícios, monitorar de fortalecimento e alongamento, desenvolver um treinamento para compensar fraqueza muscular persistente e aplicar tala para reduzir a deformidade e ajudar ao compensar o movimento alterado.

Em casos nos quais a paralisia após lesão nervosa persiste permanentemente, os cirurgiões podem realizar uma "transferência de tendão" e esse procedimento cirúrgico muito é realizado de tendão de um músculo transferido de tal maneira que todo ou partes das ações perdidas do músculo paralisado sejam restauradas. Uma cirurgia de transferência de tendão é particularmente indicada quando a paralisia é mais significativamente o desequilíbrio de uma função importante — como a perda de oposição do polegar. Uma transferência de tendão para restaurar oposição do polegar é chamada *aponeurotização*. Embora muitas tipos de técnicas de aponeurotização tenham sido descritas, um método comum envolve redirecionar cirurgicamente o tendão do flexor superficial dos dedos (isto inclui a mão) para o polegar (Fig. 8-62, A). A distância natural no tendão superficial é expandido e, devido, a tendão dividido é suturado a ambos os lados da articulação do (7) do polegar no ponto de fixação do abductor curto do polegar. Em uma tentativa de iniciar a linha de força dos músculos transferidos, o tendão transferido é preso por uma linha de tecido conjuntivo e inserção distal do músculo flexor ulnar do corpo. A restauração de função e do equilíbrio motor do polegar é essencial para o sucesso da operação (Fig. 8-62, B). Os tendões precisam desenvolver métodos criativos para trazer pacientes para usar a unidade musculoesquelética transferida para desenvolver sua nova ação. O treinamento é gradatamente evoluído se o paciente tiver pelo menos sensibilidade parcial nos dedos comprometidos e se o músculo transferido for um divergência natural durante a operação.

Demonstra forma observada de cirurgia de transferência de tendão em demonstrado durante os anos para esta lesão nervosa na

## Quadros de Conexões Clínicas

**Adicionais** realçam ou expandem um conceito clínico particular associado com a cinesilogia analisada no capítulo.

Os cirurgiões da perda de equilíbrio de equilíbrio através para cirurgia e o

Contra



# Copyright

© 2011 Elsevier Editora Ltda.

Tradução autorizada do idioma inglês da edição publicada por Mosby – um selo editorial Elsevier Inc.

Todos os direitos reservados e protegidos pela Lei 9.610 de 19/02/1998.

Nenhuma parte deste livro, sem autorização prévia por escrito da editora, poderá ser reproduzida ou transmitida sejam quais forem os meios empregados: eletrônicos, mecânicos, fotográficos, gravação ou quaisquer outros.

ISBN: 978-85-352-3966-9

Copyright © 2010, 2002 by Mosby, Inc., an affiliate of Elsevier Inc.

Ilustrações de abertura de Conexões Clínicas Adicionais nos capítulos 5-15: Barcsay J: *Anatomy for the Artist*, ed 2, London, 1958, Spring Books

This edition of Kinesiology of the Musculoskeletal System, 2<sup>st</sup> edition by Donald A. Neumann is published by arrangement with Elsevier Inc.

ISBN: 978-0-323-03989-5

**Capa**

Interface/Sergio Liuzzi

**Editores Eletrônica**

Futura

**Elsevier Editora Ltda.**

Conhecimento sem Fronteiras

Rua Sete de Setembro, n° 111 – 16° andar

20050-006 – Centro – Rio de Janeiro – RJ  
Rua Quintana, n° 753 – 8° andar  
04569-011 – Brooklin – São Paulo – SP  
Serviço de Atendimento ao Cliente  
0800 026 53 40  
sac@elsevier.com.br

Preencha a ficha de cadastro no final deste livro e receba gratuitamente informações sobre os lançamentos e promoções da Elsevier.

Consulte também nosso catálogo completo, os últimos lançamentos e os serviços exclusivos no site [www.elsevier.com.br](http://www.elsevier.com.br)

#### NOTA

O conhecimento médico está em permanente mudança. Os cuidados normais de segurança devem ser seguidos, mas, como as novas pesquisas e a experiência clínica ampliam nosso conhecimento, alterações no tratamento e terapia à base de fármacos podem ser necessárias ou apropriadas. Os leitores são aconselhados a checar informações mais atuais dos produtos, fornecidas pelos fabricantes de cada fármaco a ser administrado, para verificar a dose recomendada, o método e a duração da administração e as contraindicações. É responsabilidade do médico, com base na experiência e contando com o conhecimento do paciente, determinar as dosagens e o melhor tratamento para cada um individualmente. Nem o editor nem o autor assumem qualquer responsabilidade por eventual dano ou perda a pessoas ou a propriedade originada por esta publicação.

**O Editor**

CIP-BRASIL. CATALOGAÇÃO NA FONTE  
SINDICATO NACIONAL DOS EDITORES DE LIVROS,  
RJ

N411c

Neumann, Donald A.

Cinesiologia do aparelho musculoesquelético / Donald A. Neumann ; [tradução de Renata Scavone de Oliveira... et al.]. - Rio de Janeiro : Elsevier, 2011.

il.

Tradução de: Kinesiology of the musculoskeletal system  
2/E

Apêndice

Inclui bibliografia

ISBN 978-85-352-3966-9

1. Cinesiologia. 2. Mecânica humana. 3. Sistema musculoesquelético - Doenças - Pacientes - Reabilitação. 4. Sistema musculoesquelético - Fisiologia. 5. Biomecânica. 6. Movimento. I. Título.

11-0814

CDD: 613.76

CDU: 612.7





# REVISÃO CIENTÍFICA

## **SUPERVISOR**

---

### **Victor Hugo do Vale Bastos**

Especialista em Neurofisiologia pelo Instituto Brasileiro de Medicina de Reabilitação (IBMR), Rio de Janeiro

Professor Adjunto do Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri (UFVJM) / Docente do programa Multicêntrico de pós-graduação em Ciências Fisiológicas - Diamantina - Minas Gerais

Doutor em Saúde Mental pelo IPUB/UFRJ

Mestre em Motricidade Humana pela UCB

## **Revisores Científicos**

---

### **Dionis de Castro Dutra Machado (Caps. 1–3)**

Professora Substituta do departamento de fisioterapia da Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri (UFVJM)

Doutoranda em Saúde Mental pela UFRJ

Mestre em Saúde Mental pela UFRJ

Especialista em Fisioterapia em Traumato-Ortopedia pela UCB

Especialista em Anatomia e Biomecânica Humana pela

UCB

**Juliana Bittencourt** (Caps. 6, 11, 16)

Graduada em Fisioterapia pelo Centro Universitário Serra dos Órgãos - UNIFESO

Formação em Reeducação Postural Global pelo método RPG/RPM

Mestranda em Mapeamento Cerebral e Integração Sensorio Motora - IPUB/UFRJ

**Julio Guilherme Silva** (Caps. 13 e 14)

Doutor em Saúde Mental/Aprendizagem Motora pela UFRJ

Professor Adjunto do Curso de Fisioterapia da Universidade Federal do Rio de Janeiro

Professor do Mestrado em Ciências da Reabilitação do Centro Universitário Augusto Motta (UNISUAM), RJ

Coordenador dos Cursos de Especialização em Fisioterapia Traumatológica e Fisioterapia Neurofuncional na Universidade Gama Filho (UGF)

**Luiz Carlos Soares de Oliveira** (Caps. 4 e 12)

Professor da Faculdade de Reabilitação do ASCE

Mestre do Programa de Pós-graduação Strictu Sensu em Neurologia e Neurociência da Universidade Federal Fluminense (UFF)

Especialista em Fisioterapia Neurofuncional pela Associação Pestalozzi de Niterói, RJ

**Luiz Claudio Miana de Faria Furtado** (Caps. 9, 10)

Fisioterapeuta pela Universidade Gama Filho

Mestre em Ciência da Motricidade Humana pela Universidade Castelo Branco (UCB)

Osteopata D.O. pela Escola Brasileira de Osteopatia (EBOM)

Professor da formação em Osteopatia da Escola

Brasileira de Osteopatia (EBOM)

**Silmar Silva Teixeira** (Caps. 7 e 8)

Coordenador e Professor da Graduação em Fisioterapia pela Universidade Veiga de Almeida (UVA)

Coordenador do Curso de Pós-graduação Lato Sensu de Fisioterapia em Ortopedia e Traumatologia e Fisioterapia em Home Care - UVA

Professor da Pós-graduação Lato Sensu UFRJ/UGF e Associação Pestalozzi de Niterói

Doutorando em Saúde Mental pela UFRJ

Mestre em Ciência da Motricidade Humana pela UCB

**Victor Hugo do Vale Bastos** (Caps. 5 e 15)

## **TRADUÇÃO**

---

**Andreia Oliveira Bento Alves** (Cap. 5)

Pós-graduada em Fisioterapia em Unidade de Terapia Intensiva

Pós-graduada em Acupuntura

Especialista em Auriculoterapia

Especialista em Reeducação Postural Global

Graduada em Fisioterapia pela UFRJ

**Arajany Coelho** (Caps. 4, 11)

Especialista em Tratamento Neuroevolutivo (Conceito Bobath)

Graduada em Fisioterapia pela UFRJ

**Douglas Arthur Omena Futuro** (Caps. 9, 10)

Graduado em Ortopedia pela Universidade Gama Filho  
- Rio de Janeiro - RJ

**Eneida Ritsuko Ono Kageyama** (Caps. 14, 15)

Mestre em Ciências pela Faculdade de Medicina da USP

**Lucia Helena Dias de Oliveira Bastos** (Caps. 12, 13)  
Professora Convidada da Pós-Graduação de  
Fisioterapia Neurológica da UGF e de Fisioterapia  
Traumato-Ortopédica da UGF

Mestre em Psicologia da Saúde  
Pós-Graduada em Docência Superior  
Fisioterapeuta do Hospital Estadual Getúlio Vargas e  
do Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia

**Mônia Sartoratto** (Cap. 7)  
Fisioterapeuta pela Universidade Adventista de São  
Paulo (UNASP)

**Nelson Gomes de Oliveira** (Cap. 8)  
Médico do Trabalho da PETROBRAS

**Renata Scavone** (Caps. 1–3, 6)  
Médica Veterinária formada pela FMVZ-USP  
Doutora em Imunologia pelo ICB-USP

**Tatiana Ferreira Robaina** (Índice)  
Cirurgiã-dentista pela Universidade Federal de Pelotas-  
UFPEL

Especialista em Metodologia do Ensino pela  
Universidade Federal do Mato Grosso do Sul-UFMS

Especialista em Estomatologia pela Universidade  
Federal do Rio de Janeiro-UFRJ

Mestrado em Patologia Bucal pela Universidade  
Federal Fluminense-UFF

Doutoranda em Microbiologia pela Universidade  
Federal do Rio de Janeiro-UFRJ

Professora Substituta de Estomatologia da Faculdade  
de Odontologia da Universidade Federal do Rio de Janeiro-  
UFRJ

# **Dedicação**

**Para aqueles cujas vidas foram fortalecidas pelas  
dificuldades e alegrias do aprendizado**

# O Autor

**Donald A. Neumann**



Don nasceu na cidade de Nova York, Estados Unidos, e era o mais velho de cinco irmãos. Ele é filho de Charles J. Neumann, meteorologista, cujo trabalho na previsão de furacões é mundialmente conhecido, e que viveu por 60 anos sob os efeitos da pólio, contraída durante “caçadas a furacões” no Mar do Caribe, na década de 1950. Don cresceu em Miami, na Flórida, onde se localiza o United States Weather Bureau e sua mãe, Betty, e seu pai moram lá até hoje.

Logo após terminar o ensino médio, Don sofreu um

grave acidente de moto. Depois de muita fisioterapia, ele a escolheu como profissão. Em 1972, começou a estudar e a praticar a fisioterapia, sendo graduado assistente de fisioterapeuta pelo Miami Dade Community College em um curso de 2 anos. Em 1976, Don foi graduado bacharel em fisioterapia pela University of Florida. Começou a trabalhar como fisioterapeuta no Woodrow Wilson Rehabilitation Center no estado americano da Virgínia, onde se especializou na reabilitação de pacientes com lesões na medula espinal. Em 1980, Donald entrou na University of Iowa, onde fez mestrado em educação científica e doutorado em ciência do exercício.

Em 1986, Don começou sua carreira acadêmica como docente, escritor e pesquisador no Department of Physical Therapy da Marquette University. Como professor, seus esforços se concentraram na cinesiologia por esta se relacionar à fisioterapia, à anatomia e à reabilitação de indivíduos com lesões medulares. Don continuou atuando como fisioterapeuta em período parcial, até 2002, trabalhando principalmente na área de reabilitação após lesões medulares, ortopedia ambulatorial e geriatria. Hoje, segue sua carreira acadêmica como professor em tempo integral na Marquette University.

O Dr. Neumann recebeu muitos prêmios por sua bolsa em fisioterapia ([www.marquette.edu](http://www.marquette.edu)). Além de receber muitas condecorações de prestígio por sua atuação como docente e pesquisador da American Physical Therapy Association, o Dr. Neumann recebeu o Prêmio de Docente do Ano na Marquette University em 1994 e, em 2006, foi nomeado Professor Universitário do Ano de Wisconsin pela Carnegie Foundation. Em 2008, Donald passou a integrar a American Physical Therapy Association.

Ao longo dos anos, os projetos de pesquisa e docência do Dr. Neumann foram financiados pela National Arthritis Foundation e pelos Paralyzed Veterans of America. Ele publicou muitos trabalhos acerca de métodos de proteção de quadris artríticos ou dolorosos por forças lesivas. Don recebeu diversas Bolsas Fullbright para lecionar cinesiologia na Kaunas Medical University, na Lituânia (2002), na Semmelweis Medical University, em Budapeste, Hungria (2005 e 2006), e na Shinshu University, em Matsumoto, Japão (2009 e 2010). Em 2007, Neumann recebeu o título de doutor honorário da Lithuanian Academy of Physical Education, localizada em Kaunas, na Lituânia. Donald é também editor associado do *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*.

Don vive com sua esposa, Brenda, e dois cães em Wisconsin; seu filho, Donald Jr. (“Donnie”) e a família, assim como sua enteada, Megann, também moram em Wisconsin. Fora do trabalho, Donald gosta de fotografia, música de vários estilos e montanhismo, além de prestar muita atenção ao tempo.

## **Sobre as Ilustrações**

A coleção de arte desta edição sofreu uma extensa transformação desde a primeira edição. Parte desta arte é nova, outra foi bastante modificada e quase todas as ilustrações foram colorizadas. Muitas das mais de 700 ilustrações são originais, produzidas durante a compilação das duas primeiras edições deste texto. As ilustrações foram primeiramente concebidas pelo Dr. Neumann e, então, meticulosamente transformadas em seu estado pré-coloração pela talentosa Elisabeth Roen Kelly. O Dr.



Neumann declarou: “A arte direcionou muito de minha escrita. Tinha que entender completamente um dado conceito cinesiológico, em seu nível mais essencial, para explicar a Elisabeth o que, exatamente, precisava ser desenhado. Neste sentido, as ilustrações me mantiveram honesto; somente escrevi o que realmente entendi.”

O Dr. Neumann e a Sra. Kelly produziram três formas primárias de ilustrações para este texto. Elisabeth desenhou a anatomia de ossos, articulações e músculos à mão, criando detalhadíssimas ilustrações à pena e tinta (Figura 1). Estas ilustrações eram iniciadas por uma série de esboços a lápis, muitas vezes baseados em espécimes anatômicos cuidadosamente dissecados pelo Dr. Neumann. O uso de pena e tinta foi decidido para dar ao material uma qualidade orgânica e clássica. Nesta edição, estes desenhos foram coloridos por uma equipe talentosa e dedicada: Craig Kiefer, Kimberly Martens (do estúdio Martens & Kiefer) e Claudia Grosz. Craig Kiefer, que liderou a equipe de colorização, trabalhou diligentemente com o Dr. Neumann para desenvolver um processo de adição de cor que mantivesse a integridade do traçado original da Sra. Kelly.

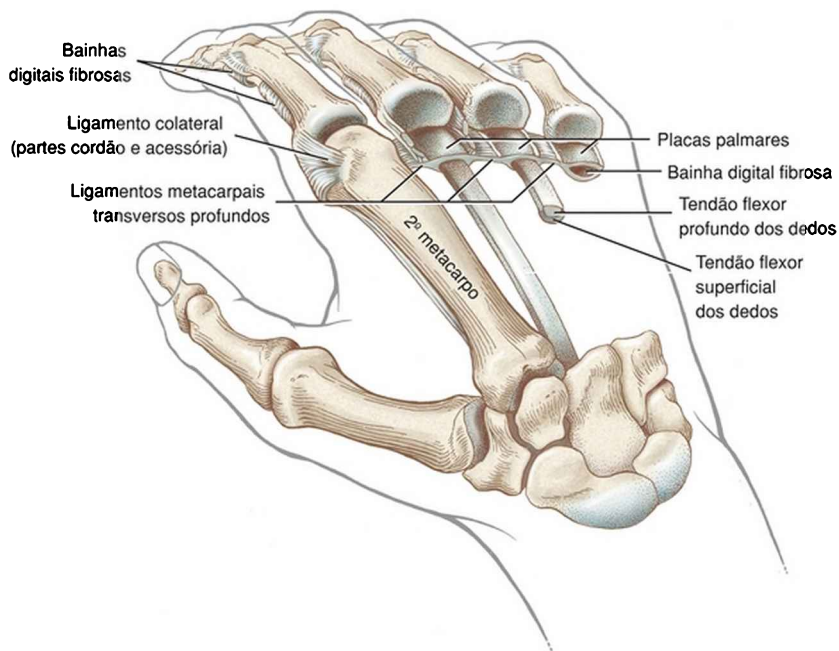


FIGURA 1

A segunda forma de arte usada foi a sobreposição de mídias artísticas, integradas através do uso de um software de computação (Figura 2). Muitas vezes, Neumann e Kelly começavam com uma fotografia que era transformada em um traçado simplificado de um indivíduo realizando um dado movimento. Imagens de ossos, articulações e músculos foram, então, eletronicamente inseridas no esboço humano. A sobreposição de diversas imagens biomecânicas realçou, ainda mais, a ilustração resultante. O desenho final mostra conceitos biomecânicos específicos e, muitas vezes, bastante complexos, de maneira relativamente simples, preservando a forma e a expressão humanas. A coloração final foi habilmente feita, principalmente, pela equipe de Kiefer, Martens e Grosz.

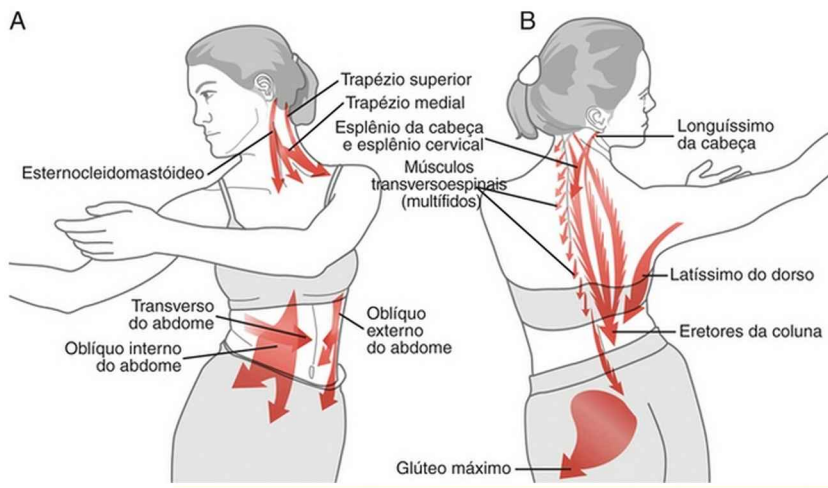


FIGURA 2

Uma terceira forma de arte foi especificamente desenvolvida por Neumann e Kelly para esta edição (Figura 3). Com a ajuda do *software*, espécimes anatômicos preparados foram transformados em formatos tridimensionais texturizados. A profundidade e precisão anatômica dessas imagens proporcionam importantes esclarecimentos acerca da cinesiologia associada.

Vista posterossuperior

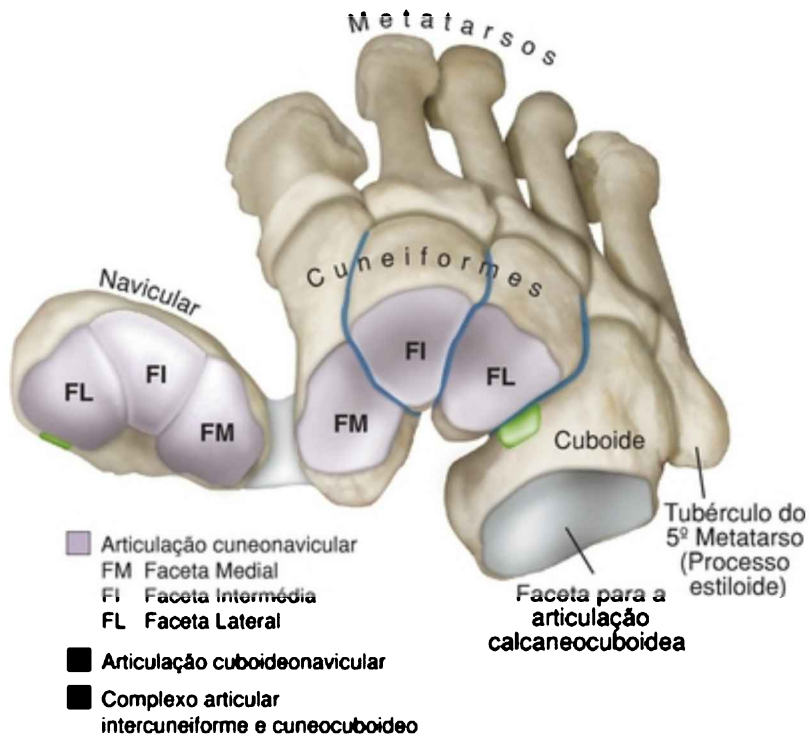


FIGURA 3

# Colaboradores

**Peter R. Blanpied, PT, PhD**

*Professor, Physical Therapy Department,  
University of Rhode Island, Kingston, Rhode  
Island*

<http://www.uri.edu/>

O Dr. Blandpied recebeu seu treinamento básico no Ithaca College, graduando-se como bacharel em fisioterapia em 1979. Após clinicar na reabilitação aguda de adultos e na área esportiva, retornou à escola e completou o mestrado em fisioterapia na University of North Carolina, em 1982, especializando-se em terapia musculoesquelética, e terminou o doutorado na University of Iowa, em 1989. Desde então, está na University of Rhode Island, como professor das áreas de biomecânica, pesquisa e terapêutica musculoesquelética. Além de continuar a clinicar, atua na pesquisa, financiada, e é autor de muitos artigos publicados e apresentações profissionais nacionais e internacionais. É editor

associado do *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* e ativo na Seção de Pesquisa da APTA. Mora em West Kingston, com a esposa Carol (que também é fisioterapeuta) e seus dois filhos.

**Sandra K. Hunter, PhD**

*Associate Professor, Exercise Science  
Program, Marquette University, Milwaukee,  
Wisconsin*

<http://www.marquette.edu/>

A Dra. Hunter é bacharel em educação física pela University of Sydney, graduada em ciência do movimento humano pela Wollongong University e doutora em exercício e ciência do esporte (fisiologia do exercício) pela University of Sydney, onde sua pesquisa focou a função neuromuscular relacionada ao envelhecimento e ao treinamento. A Dra. Hunter se mudou para Boulder, no Colorado, em 1999, assumindo o cargo de pesquisadora associada pós-doutora no Neurophysiology of Movement Laboratory, dirigido pelo Dr. Roger Enoka. Sua pesquisa era focada nos mecanismos de fadiga neuromuscular durante a realização de diversas tarefas. É membro do Exercise Science Program no Department of Physical Therapy da Marquette University desde 2003, onde

sua área primária de docência é a fisiologia avançada do exercício e os métodos de pesquisa. O atual programa de pesquisa da Dra. Hunter pretende compreender os mecanismos de fadiga neuromuscular e os distúrbios da função muscular em populações clínicas submetidas a diferentes tarefas. Ela é autora de diversos capítulos de livros, muitos artigos de pesquisa e apresentações nacionais e internacionais. A Dra. Hunter recebeu financiamento dos National Institutes of Health (NIH), incluindo o National Institute of Aging e o National Institute of Occupational Safety and Health, assim como de outras agências. Faz parte da comissão editorial do *Journal of Applied Physiology*. Em seu tempo livre, Sandra gosta de viajar, acampar, escalar, andar de bicicleta e, às vezes, pratica triatlon. Mora em Wisconsin com o marido Jeff e a filha Kennedy.

**Guy G. Simoneau, PT, PhD**

*Professor, Department of Physical Therapy,  
Marquette University, Milwaukee, Wisconsin*

<http://www.marquette.edu/>

O Dr. Simoneau recebeu o grau de bacharel em fisioterapia na Université de Montréal, Canadá, fez

mestrado em educação física (medicina esportiva) na University of Illinois em Urbana-Champaign, Illinois, e doutorado em exercício e ciência esportiva (estudos da locomoção) na The Pennsylvania State University, State College, Pennsylvania, onde grande parte de seu trabalho foi focado no estudo da marcha, da corrida e da postura. O Dr. Simoneau é docente do Department of Physical Therapy da Marquette University desde de 1992. Suas principais áreas de docência são a ortopedia e a fisioterapia esportiva. Também publicou diversos capítulos em livros e artigos de pesquisa sobre tópicos relacionados à ortopedia/fisioterapia esportiva e à biomecânica. O Dr. Simoneau recebeu financiamento dos National Institutes of Health (NIH), do National Institute of Occupational Safety and Health, da Arthritis Foundation e da Foundation for Physical Therapy, entre outros. Seu trabalho de docência e pesquisa foi reconhecido por diversos prêmios nacionais da American Physical Therapy Association. Em 2007, Guy recebeu o título de doutor honorário da Lithuanian Academy of Physical Education, localizada em Kaunas, na Lituânia. Atualmente, o Dr. Simoneau é editor-chefe do *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. Em seu tempo livre, Guy gosta de viajar e praticar escalada.



## Colaboradores Originais

---

**David A. Brown, PT, PhD**

*Associate Professor and Associate Chair for  
Post-Professional Education, Department of  
Physical Therapy & Human Movement Sciences,  
Feinberg School of Medicine, Northwestern  
University, Chicago, Illinois*

<http://www.feinberg.northwestern.edu/>

O Dr. Brown é filho de um fisioterapeuta, Elliott. David terminou o mestrado na Duke University em 1983 e recebeu o título de doutor em ciência do exercício da University of Iowa, em 1989. Atualmente, é diretor do NUPTHMS Locomotor Control Laboratory. Sua área de especialidade clínica é a neuroreabilitação, com ênfase na locomoção após acidente vascular encefálico. Atuando como educador e cientista, o Dr. Brown é o inventor de quatro patentes, incluindo a do KineAssist Walking and Balance System, e é autor de muitos artigos publicados. Recebeu financiamento dos National Institutes of Health, Department of Education, Department of Veterans Affairs e Foundation for Physical Therapy. Dr. Brown é casado, tem um filho e gosta de escaladas, andar de bicicleta, viagens,

**música clássica, teatro e literatura americana.**

**A. Joseph Threlkeld, PT, PhD**

*Associate Professor, Department of Physical  
Therapy, Creighton University, Omaha,  
Nebraska*

<http://www.spahp2.creighton.edu/>

**Graduado em fisioterapia em 1976, pela University of Kentucky, Lexington, Kentucky, o Dr. Threlkeld atua no manejo clínico de disfunções musculoesqueléticas, principalmente a artrite e doenças relacionadas. Em 1984, completou seu doutorado em anatomia, com foco no remodelamento da cartilagem articular. Atualmente, é diretor do Rehabilitation Science Research Laboratory na Creighton University. O Dr. Threlkeld leciona cursos de cinesiologia e patomecânica e também dá aulas sobre eletrofisiologia e próteses a estudantes de fisioterapia. Sua pesquisa investiga o papel da carga dos membros inferiores na geração, controle e reabilitação dos padrões da marcha patológica. Entre seus *hobbies*, inclui-se a música, o remodelamento de sua casa e passeios a cavalo.**

**Deborah A. Nawoczenski, PT,**

## **PhD**

*Professor, Program in Physical Therapy,  
School of Health Sciences and Human  
Performance, Ithaca College, Rochester, New  
York*

<http://faculty.ithaca.edu/>

**A Dra. Deborah Nawoczenski é bacharel em fisioterapia e mestre em educação pela Temple University, na Filadélfia. É também doutora em ciência do exercício (biomecânica) pela University of Iowa, Iowa City. A Dra. Nawoczenski é codiretora do Movement Analysis Laboratory no Campus Rochester da Ithaca College. Sua pesquisa se concentra na biomecânica dos pés e calcanhar. Ela também é Professora Assistente Adjunta de Ortopedia na School of Medicine and Dentistry na University of Rochester, Rochester, Nova York. Faz parte do corpo editorial do *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* e foi coeditora da edição dupla especial sobre pés e calcanhares. A Dra. Nawoczenski é coautora e coeditora de dois livros: Buchanan LE, Nawoczenski DA (eds): *Spinal Cord Injury: Concepts and Management Approaches*, e Nawoczenski DA, Epler ME (eds): *Orthotics in Functional Rehabilitation of the Lower Limb*.**

# **Consultores**

**Francisco Alencar, PhD, DDS**

*Marquette University College of Dentistry,  
Milwaukee, Wisconsin*

**Carlyn Alt, PT, PhD**

*Physical Therapy Program, University of  
Wisconsin-Milwaukee, Milwaukee, Wisconsin*

**Paul D. Andrew, PT, PhD**

*Department of Physical Therapy, School of  
Rehabilitation Sciences, Hyogo University of  
Health Sciences, Kobe, Japan*

**James W. Bellew, EdD, PT**

*Associate Professor, Krannert School of  
Physical Therapy, College of Health Sciences,  
University of Indianapolis, Indianapolis,  
Indiana*

**Teri Bielefeld, PT, CHT**

*Zablocki VA Medical Center, Milwaukee,*

*Wisconsin*

**Paul-Neil Czujko, PT, DPT, OCS**

*Stony Brook University, Physical Therapy  
Program, Stony Brook, New York*

**Kevin Farrell, PT, OCS,  
FAAOMPT, PhD**

*Physical Therapy, Saint Ambrose University,  
Davenport, Iowa*

**McKenzie L. Fauth, DPT**

*Marquette University, Milwaukee, Wisconsin*

**Michael Karegeannes, PT, LAT,  
MHSc**

*Freedom Physical Therapy Services, Fox  
Point, Wisconsin*

**Jeremy Karman, PT**

*Physical Therapy Department, Aurora Sports  
Medicine Institute, Milwaukee, Wisconsin*

**Clare Kennedy, DPT**

*Chicago Rehabilitation Services, Chicago,  
Illinois*

**Rolandas Kesminas, MS, PT**

*Lithuanian Academy of Physical Education,  
Applied Physiology and Physiotherapy  
Department, Kaunas, Lithuania*

**Ted King, PhD, OTR**

*Occupational Therapy Program, University  
of Wisconsin—Milwaukee, Milwaukee,  
Wisconsin*

**Jon D. Marion, OTR, CHT**

*Marshfield Clinic, Marshfield, Wisconsin*

**Brenda L. Neumann, OTR, BCIAC**

*Center for Neurophysiologic Learning,  
Milwaukee, Wisconsin*

**Jessica Niles, DPT**

*Marquette University, Milwaukee, Wisconsin*

**Ann K. Porretto-Loehrke, DPT,  
CHT, COMT**

*Hand & Upper Extremity of Northeast  
Wisconsin, Ltd., Appleton, Wisconsin*

**Christopher J. Simenz, PhD, CSCS**

*Department of Physical Therapy and  
Program in Exercise Science and Athletic  
Training, Marquette University, Milwaukee,  
Wisconsin*

**Guy Simoneau, PT, PhD**

*Department of Physical Therapy and  
Program in Exercise Science, Marquette  
University, Milwaukee, Wisconsin*

**Andrew Starsky, PT, PhD**

*Department of Physical Therapy and  
Program in Exercise Science, Marquette  
University, Milwaukee, Wisconsin*

**Carolyn Wadsworth, PT, MS,  
OCS, CHT**

*Advance, North Carolina*

**David Williams, MPT, ATC, PhD**

*Physical Therapy Program, University of  
Iowa, Iowa City, Iowa*

## Prefácio

Estou feliz em apresentar a 2ª edição de *Cinesiologia do Aparelho Musculoesquelético: Fundamentos para a Reabilitação*. Esta obra é uma derivação natural da 1ª edição, expandindo muitos conceitos novos formados por um conhecimento em rápido crescimento. Mais de 2.000 referências são citadas nesta 2ª edição, apoiando a ciência por trás da cinesiologia e sua relevância clínica. Qualquer livro-texto respeitado deve continuar a crescer e acompanhar a base de conhecimento em expansão da disciplina e das profissões que ajuda a sustentar.

A enorme popularidade das ilustrações criadas para a 1ª edição estimulou os esforços para melhorar, ainda mais, a arte apresentada na 2ª. Cada ilustração foi revisada e meticulosamente examinada; quase todos seus constituintes foram analisados. Através da colorização completa da arte existente, assim como pela criação ou modificação de muitas ilustrações, as figuras desta edição foram significativamente melhoradas. Como na 1ª edição, a arte direciona grande parte dos ensinamentos deste livro. Muitos novos elementos pedagógicos foram adicionados à 2ª edição, como as Questões para Estudo e uma seção denominada Conexões Clínicas Adicionais. Tais conexões permitem que os alunos apliquem a cinesiologia recém-aprendida a situações clínicas específicas e, frequentemente, complexas.



Naturalmente, usei a 1ª edição do texto para ministrar minhas aulas de cinesiologia aos alunos da Marquette University. A íntima relação entre o texto, os alunos e eu gerou muitas ideias práticas sobre como melhorar a escrita, a organização ou fluxo dos tópicos e a clareza das imagens. Muitas melhorias, tanto no texto quanto nas ilustrações, são resultados do *feedback* direto que recebi de meus próprios alunos, assim como de outros estudantes e professores dos Estados Unidos e de outros países. Com a 2ª edição chegando às salas de aula de faculdades e universidades, fico ansioso em ouvir mais opiniões e sugestões sobre como melhorar este trabalho.

## **Experiência**

---

A cinesiologia é o estudo do movimento humano, caracteristicamente no contexto do esporte, arte ou medicina. Em diversos graus, *Cinesiologia do Aparelho Musculoesquelético: Fundamentos para a Reabilitação* está relacionado a estas três áreas. Este livro é primariamente direcionado, porém, aos fundamentos cinesiológicos para a prática da reabilitação, que tenta otimizar os movimentos funcionais do corpo humano. Apesar de, em todo o mundo, a cinesiologia ser apresentada a partir de muitas perspectivas diferentes, eu e os autores-colaboradores focamos, principalmente, nas interações mecânicas e fisiológicas entre músculos e articulações do corpo. Essas interações são descritas para os movimentos normais e, em caso de doenças, traumas ou outras alterações dos tecidos musculoesqueléticos, para os movimentos anormais. Espero que este livro seja um valioso recurso educacional para diversas profissões ligadas à saúde e à medicina, tanto para

estudantes quanto para clínicos.

## **Abprda em**

---

Este livro enfatiza, principalmente, o detalhamento anatômico do aparelho musculoesquelético. Aplicando alguns princípios de física e fisiologia a uma boa base anatômica, o leitor deve ser capaz de mentalmente transformar uma imagem anatômica estática em um movimento dinâmico, tridimensional e relativamente previsível. As ilustrações criadas para *Cinesiologia do Aparelho Musculoesquelético* são projetadas para encorajar esta transformação mental. Esta abordagem à cinesiologia reduz a necessidade de memorização e favorece o raciocínio baseado na análise mecânica, podendo auxiliar estudantes e clínicos no desenvolvimento da avaliação, do diagnóstico e do tratamento relacionado à disfunção do aparelho musculoesquelético.

Esta obra representa a síntese de quase 35 anos de experiência como fisioterapeuta, a qual inclui uma rica mistura de atividades clínicas, de pesquisa e docência relacionadas, de uma forma ou outra, à cinesiologia. Embora não soubesse disso à época, comecei a trabalhar neste livro no dia em que preparei minha primeira aula sobre cinesiologia, como professor recém-contratado da Marquette University, em 1986. Desde então, tive a sorte de conhecer alunos inteligentes e motivados. O desejo deles em aprender continuou a alimentar minha ambição e meu amor à docência. Como forma de encorajar meus alunos a ouvir ativamente, em vez de transcrever, passivamente, minhas aulas, desenvolvi um extenso conjunto de textos. Ano após ano, meus textos evoluíram,

formando os rascunhos da 1ª edição deste livro. Agora, 8 anos depois, apresento sua 2ª edição.

## **Organização**

---

A organização deste livro reflete um plano geral de estudo usado em meu curso de cinesiologia, dado em dois semestres, assim como outros cursos de nosso currículo. O livro contém 15 capítulos, divididos em quatro seções principais. A *Seção I* traz aos tópicos essenciais da cinesiologia, incluindo uma introdução à terminologia e os conceitos básicos, uma revisão da estrutura básica e da função do aparelho musculoesquelético e uma introdução aos aspectos biomecânicos e quantitativos da cinesiologia. As *Seções II a IV* Seção III Seção IV apresentam detalhes anatômicos específicos e a cinesiologia das três principais regiões do corpo. A *Seção II* é focada, inteiramente, nos membros superiores, do ombro à mão. A *Seção III* trata da cinesiologia do esqueleto axial, que inclui a cabeça, o tronco e a coluna. Nesta seção, é incluído um capítulo especial, sobre a cinesiologia da mastigação e da ventilação. A *Seção IV* apresenta a cinesiologia dos membros inferiores, do quadril ao pé. O capítulo final desta seção, “Cinesiologia da Marcha”, integra funcionalmente e reforça a cinesiologia dos membros inferiores.

Este texto é especificamente projetado com o propósito de *ensinar*. Devido a esta finalidade, os conceitos são apresentados em camadas, começando pela Seção I, que possui grande parte da fundamentação científica dos capítulos contidos nas Seções II a IV. O material discutido

nestes capítulos é também apresentado camada por camada, construídas com clareza e conhecimento profundo. Muitos dos capítulos são iniciados pela *osteologia* – o estudo da morfologia e da função subsequente dos ossos. A isto, se segue a *artrologia* – o estudo da anatomia e da função das articulações, incluindo os tecidos conjuntivos periarticulares associados. Neste estudo, é também incluída uma descrição detalhada da cinemática regional a partir de uma perspectiva artrocinemática e osteocinemática.

O componente mais extenso da maioria dos capítulos das Seções II a IV realça as *interações musculares e articulares*. Este tópico é iniciado pela descrição dos músculos de uma região, incluindo um resumo das inervações das estruturas musculares e articulares. Após o estabelecimento do formato e da orientação física dos músculos, a interação mecânica entre esses e as articulações é discutida. Entre os tópicos apresentados, estão: as possíveis forças e movimentações dos músculos; as forças produzidas pelos músculos que são impostas às articulações; as sinergias intermusculares e interarticulares; os importantes papéis funcionais dos músculos na movimentação, na postura e na estabilidade; e as relações funcionais existentes entre os músculos e as articulações subjacentes. Durante cada capítulo, são dados diversos exemplos acerca de como a doença, o trauma ou a idade avançada podem reduzir a função ou provocar adaptações no aparelho musculoesquelético. Esta informação forma a fundação para o entendimento de muitas das avaliações e terapias usadas em diversas situações clínicas, no tratamento de indivíduos com doenças musculoesqueléticas e neuromusculares.

## **Características Exclusivas**

---

Dentre as principais características da 2ª edição, estão:

- Ilustrações coloridas
- Quadros de Enfoque Especial
- Quadros de Visão Geral do Capítulo
- Quadros de Conexões Clínicas Adicionais
- Questões para Estudo
- Abordagem baseada em evidências

## **A padecimentos**

---

É ótimo ter a oportunidade de agradecer ao grande número de pessoas que tão gentilmente me auxiliaram durante a evolução deste livro-texto em sua 2ª edição. Tenho certeza que, inadvertidamente, esqueci algumas pessoas e, por isso, me desculpo.

Devo começar meus agradecimentos pela minha família, principalmente minha esposa Brenda que, em seu estilo charmoso e abnegado, me apoiou, emocional e fisicamente, durante ambas as edições. Agradeço a meu filho, Donnie, e a minha enteada, Megann, por sua paciência e compreensão. Também agradeço a meus amorosos pais, Betty e Charlie Neumann, pelas oportunidades que me deram durante a vida.

Muitas pessoas influenciaram, de maneira significativa, a realização de *Cinesiologia do Aparelho Musculoesquelético: Fundamentos para a Reabilitação*. Em primeiro lugar, gostaria de agradecer a Elisabeth Roen

Kelly, a principal ilustradora médica deste livro, por seus anos de dedicação, talento incrível e elevado padrão de excelência. Também agradeço a Craig Kiefer e seus colegas pelo cuidado e habilidade na colorização das ilustrações. Estendo meus agradecimentos à equipe da Elsevier e seus afiliados, por sua paciência, em especial Melissa Kuster Deustch, Sarah Wunderly e Jeannie Robertson.

Espero conseguir expressar minha sincera gratidão ao Dr. Lawrence Pan e ao Dr. Richard Jensen, diretores atual e anterior, respectivamente, do Department of Physical Therapy da Marquette University, assim como ao Dr. Jack Brooks e ao Dr. William Cullinan, reitores atual e anterior da College of Health Sciences da mesma universidade. Estes senhores me deram, abnegadamente, a oportunidade e a liberdade de realizar um sonho.

Devo também às seguintes pessoas, que contribuíram com capítulos especiais a este livro: Peter R. Blanpied, Sandra K. Hunter, Guy G. Simoneau, David A. Brown, Deborah A. Nawoczenski e A. Joseph Threlkeld. Eles deram profundidade e amplitude essenciais a este texto. Sou grato também às muitas pessoas que revisaram os capítulos e o fizeram sem remuneração financeira. Esses consultores foram mencionados nas seções anteriores.

Diversas pessoas na Marquette University me deram valiosa assistência técnica e científica. Agradeço a Dan Johnson, fotógrafo-chefe, pela maioria das fotos contidas neste livro. Desejo também agradecer a Ljudmila (“Milly”) Mursec, a Martha Gilmore Jermé e às demais excelentes bibliotecárias da Raynor Library por sua importante ajuda com minha pesquisa.

Muitas pessoas afiliadas direta ou indiretamente à Marquette University me auxiliaram, de diversas formas,

durante a evolução desta edição. Esta ajuda incluiu a leitura de provas, a audição, a verificação de referências ou conceitos, o trabalho como modelo em fotografias, o fornecimento de fotografias, a obtenção de raios X e a assistência técnica ou em atividades de escritório. Por esta ajuda, sou grato a Santana Deacon, Caress Dean, Kerry Donahue, Rebecca Eagleeye, Kevin Eckert, Kim Fowler, Jessica Fuentes, Gregg Fuhrman, Mary Beth Geiser, Barbara Haines, Douglas Heckenkamp, Lisa Hribar, Erika Jacobson, Davin Kimura, Stephanie Lamon, John Levene, Lorna Loughran, Christopher Melkovitz, Melissa Merriman, Preston Michelson, Alicia Nowalk, Michael O'Brien, Ellen Perkins, Gregory Rajala, Janet Schuh, Robert Seeds, Elizabeth Shanahan, Bethany Shutko, Jeff Sischo, Pamela Swiderski, Michelle Treml, Stacy Weineke, Andy Weyer, Sidney White e David Williams.

Sou muito feliz por ter este fórum para agradecer àqueles que impactaram minha vida profissional de modo significativo e positivo. De uma certa forma, o espírito destas pessoas está entrelaçado neste livro. Agradeço a Shep Barish por ter sido o primeiro a me incentivar a ensinar a cinesiologia; Martha Wroe, por ser um modelo para minha clínica fisioterápica; Claudette Finley, por me fornecer um profundo embasamento em anatomia humana; Patty Altland, por enfatizar, para Darrell Bennett e eu, a importância de não limitar o potencial funcional de nossos pacientes; Gary Soderberg, por sua orientação geral e firme dedicação ao princípio; Thomas Cook, por me mostrar que tudo isso pode ser divertido; Mary Pat Murray, pelos elevados padrões do ensino da cinesiologia na Marquette University, e Guy Simoneau, por constantemente me lembrar o que o trabalho árduo e ético pode conseguir.

Desejo agradecer a diversas pessoas especiais que influenciaram este projeto. Dentre elas, incluem-se meus familiares, velhos e novos amigos, colegas de profissão e, em muitos casos, uma combinação disto tudo. Agradeço às seguintes pessoas por seu senso de humor ou aventura, sua lealdade, sua intensa dedicação a seus próprios objetivos e crenças e por sua tolerância e compreensão dos meus. Por isso, agradeço a meus quatro irmãos, Chip, Suzan, Nancy e Barbara, assim como a Brenda Neumann, Ted Hardee, David Eastwold, Darrell Bennett, Tony Hornung, Joseph Berman, Robert e Kim Morecraft, Guy Simoneau e a família Mehlos, principalmente a Harvey, por sempre perguntar “Como vai o livro?”. Quero agradecer dois colegas especiais, Tony Hornung e Jeremy Karman, fisioterapeutas que, por muitos anos, me auxiliaram no ensino da cinesiologia na Marquette University. Eles ajudaram a manter as aulas vibrantes, divertidas e clinicamente relevantes.

Por fim, gostaria de agradecer a todos os meus alunos, passados e presentes, por fazer meu trabalho tão recompensador. Embora eu muitas vezes pareça muito preocupado para conseguir demonstrar isso, vocês fazem tudo valer a pena.

DAN



# **Table of Contents**

**Cover Image**

**Title Page**

**Características Especiais**

**Copyright**

**REVISÃO CIENTÍFICA**

**Dedicação**

**O Autor**

**Colaboradores**

**Consultores**

**Prefácio**

**SEÇÃO I: Tópicos Essenciais em Cinesiologia**

**Introdução ao: Tópicos Essenciais em Cinesiologia**

**CAPÍTULO 1: Começando**

**CAPÍTULO 2: Estrutura Básica e Função das  
Articulações Humanas**

**CAPÍTULO 3: Músculo: o Estabilizador Primário e  
Motor do Sistema Esquelético**

**CAPÍTULO 4: Princípios Biomecânicos**

## **SEÇÃO II: Extremidade Superior**

**Introdução ao: Extremidade Superior**

**CAPÍTULO 5: Complexo do Ombro**

**CAPÍTULO 6: Cotovelo e Antebraço**

**CAPÍTULO 7: Punho**

**CAPÍTULO 8: Mão**

## **SEÇÃO III: Esqueleto Axial**

**Introdução ao: Esqueleto Axial**

**CAPÍTULO 9: Esqueleto Axial: Osteologia e Artrologia**

**CAPÍTULO 10: Esqueleto Axial: Interações Musculares e Articulares**

**CAPÍTULO 11: Cinesiologia da Mastigação e da Ventilação**

## **SEÇÃO IV: Extremidade Inferior**

**Introdução ao: Extremidade Inferior**

**CAPÍTULO 12: Quadril**

**CAPÍTULO 13: Joelho**

**CAPÍTULO 14: Tornozelo e Pé**

**CAPÍTULO 15: Cinesiologia da Marcha**

**Respostas das Questões para Estudo**

**Índice**

---

**SEÇÃO I**

**Tópicos Essenciais em**

**Cinesiologia**

---

# **Introdução ao: Tópicos Essenciais em Cinesiologia**

Capítulo 1 Começando, 3

Capítulo 2 Estrutura Básica e Função das Articulações Humanas, 28

Capítulo 3 Músculo: O Estabilizador Primário e o Motor do Sistema Esquelético, 47

Capítulo 4 Princípios Biomecânicos, 77

Apêndice I Revisão de Trigonometria e Problemas Adicionais de Biomecânica, 115

A Seção I é dividida em quatro capítulos, cada um descrevendo um tópico diferente relacionado à cinesiologia. Esta seção fundamenta as discussões cinesiológicas mais específicas das diversas regiões do corpo (Seções II a IV). O Capítulo 1 apresenta a terminologia introdutória e os conceitos biomecânicos relacionados à cinesiologia. Ao final deste capítulo, há um glossário de importantes termos cinesiológicos, com definições. O Capítulo 2 apresenta a anatomia básica e os aspectos funcionais das articulações humanas — os pontos de pivô para o movimento do corpo. O Capítulo 3 revisa a anatomia básica e os aspectos funcionais da musculatura esquelética — a fonte de produção do movimento ativo e da estabilização do sistema esquelético. Discussões mais

detalhadas e a análise quantitativa de muitos dos princípios biomecânicos introduzidos no Capítulo 1 são encontradas no Capítulo 4.

## **CONEXÕES CLÍNICAS ADICIONAIS**

**As Conexões Clínicas Adicionais são incluídas no final do Capítulo 4. Este recurso tem a intenção de destacar ou expandir um conceito clínico específico associado à cinesiologia estudada no capítulo.**

## **QUESTÕES PARA ESTUDO**

**As Questões para Estudo também estão incluídas no final de cada capítulo e no Capítulo 4. Essas questões estão designadas a estimular o leitor a revisar ou reforçar alguns dos principais conceitos contidos no capítulo. As respostas dessas questões são encontradas no final do livro.**

---

# CAPÍTULO 1

## Começando

DONALD A. NEUMANN, PT, PhD,  
FAPTA

### VISÃO GERAL DO CAPÍTULO

O QUE É CINESIOLOGIA?,  
PLANO GERAL DESTE LIVRO,  
CINEMÁTICA,

Translação Comparada à Rotação,

Osteocinemática,

Planos de Movimentação,

Eixos de Rotação,

Graus de Liberdade,

Osteocinemática: Uma Questão de Perspectiva,

Artrocinemática,

Morfologia Típica da Articulação,

Movimentos Fundamentais entre Superfícies

Articulares,

Prevedendo um Padrão Artrocinemático com Base na

Morfologia da Articulação,

Posições de Bloqueio (*close-packed*) e Desbloqueio

(*loose-packed*) em uma Articulação,

## **CINÉTICA,**

### **Forças Musculoesqueléticas,**

Impacto das Forças no Sistema Musculoesquelético:

Conceitos Introdutórios e Terminologia,

Forças Internas e Externas,

### **Torques Musculoesqueléticos,**

### **Interação entre Músculos e Articulações,**

Tipos de Ativação Muscular,

Ação Muscular em uma Articulação,

### **Alavancas Musculoesqueléticas,**

Três Classes de Alavancas,

Vantagem Mecânica,

## **RESUMO,**

## **GLOSSÁRIO,**

## **REFERÊNCIAS,**

## **QUESTÕES PARA ESTUDO,**

## **O QUE É CINESIOLOGIA?**

---

A palavra *cinesiologia* é originária do grego *kinesis*, movimento, e *lógos*, estudo. *Cinesiologia do Sistema Musculoesquelético: Fundamentos para a Reabilitação* é um guia à cinesiologia, focado nas interações anatômicas e biomecânicas existentes no sistema musculoesquelético. A beleza e complexidade dessas interações foram captadas por diversos grandes artistas, como Michelangelo Buonarroti (1475-1564) e Leonardo da Vinci (1452-1519). É provável que o trabalho desses artistas tenha inspirado a criação do clássico texto *Tabulae Sceleti et Musculorum Corporis Humani*, publicado em 1747 pelo anatomista

Bernhard Siegfried Albinus (1697-1770). Uma amostra de seu trabalho é apresentada na Figura 1-1.

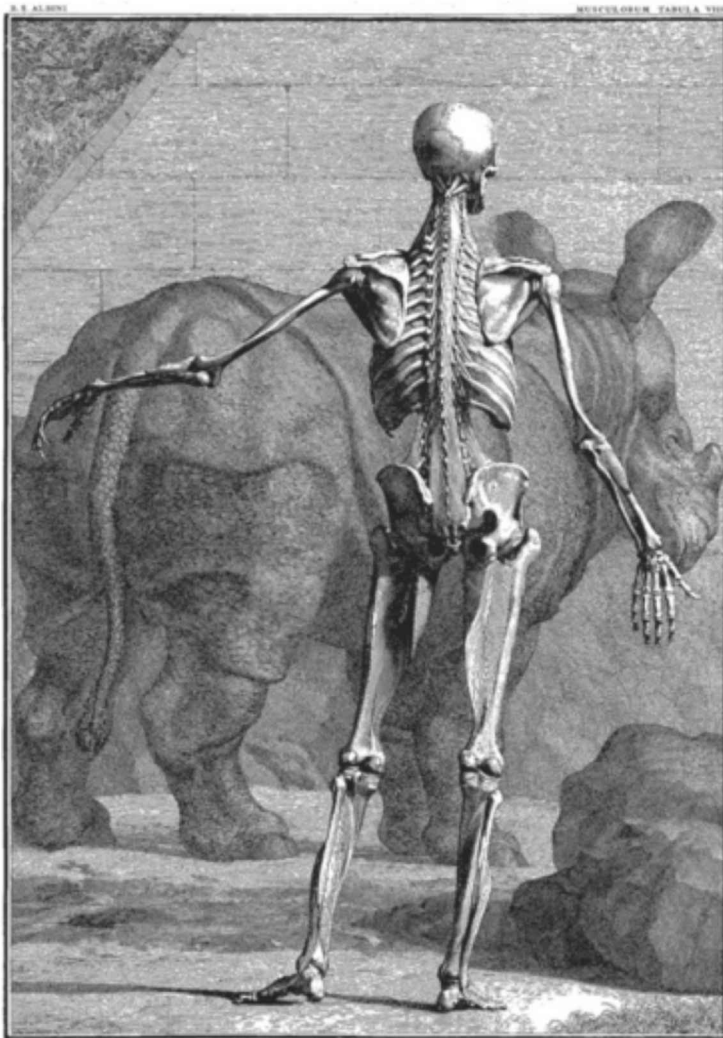


FIGURA 1-1 Ilustração do livro de anatomia *Tabulae Sceleti et Muscularum Corporis Humani* (1747), de Bernhard Siegfried Albinus.



A principal intenção deste livro é proporcionar a estudantes e clínicos uma base sólida para a prática da reabilitação física. Uma revisão detalhada da anatomia do sistema musculoesquelético, incluindo sua inervação, é apresentada como pano de fundo aos aspectos estruturais e funcionais do movimento e suas aplicações clínicas. As discussões são apresentadas em condições normais e anormais, resultantes de doenças ou traumas. A profunda compreensão da cinesiologia permite o desenvolvimento de uma avaliação racional, de um diagnóstico preciso e de um tratamento eficaz das doenças que afetam o sistema musculoesquelético. Essas habilidades representam o selo de qualidade de qualquer profissional de saúde engajado na prática da reabilitação física.

Este texto de cinesiologia é baseado, em grande parte, em três corpos de conhecimento: anatomia, biomecânica e fisiologia. A *anatomia* é a ciência da forma e da estrutura do corpo humano e seus constituintes. A *biomecânica* é a disciplina que usa os princípios da física para estudar, quantitativamente, como as forças interagem em um organismo vivo. A *fisiologia* é o estudo biológico dos organismos vivos. Este livro entrelaça uma extensa revisão acerca da anatomia musculoesquelética a determinados princípios biomecânicos e fisiológicos. Tal abordagem permite que as funções cinesiológicas do sistema musculoesquelético sejam compreendidas, em vez de simplesmente memorizadas.

## **PLANO GERAL DESTES LIVROS**

Este texto é dividido em quatro seções. A *Seção I: Tópicos Essenciais em Cinesiologia* inclui os Capítulos 1 a 4 Capítulo

2 Capítulo 3 Capítulo 4. Para começar, o Capítulo 1 apresenta muitos dos conceitos fundamentais da cinesiologia e a terminologia a ela relacionada. Ao final deste capítulo, há um glossário, onde conceitos e termos fundamentais são definidos. Os Capítulos 2 a 4 Capítulo 3 Capítulo 4 descrevem os fundamentos necessários acerca da mecânica das articulações e da fisiologia dos músculos e revisam a biomecânica aplicada.

O material apresentado na Seção I estabelece o fundamento cinesiológico para os capítulos mais baseados na anatomia regional incluídos nas Seções II a IV. A Seção II (Caps. 5 a 8) descreve a cinesiologia relacionada ao membro superior; a Seção III (Caps. 9 a 11) cobre a cinesiologia envolvendo, principalmente, o esqueleto axial e o tronco; por fim, a Seção IV (Caps. 12 a 15) apresenta a cinesiologia do membro inferior, incluindo um capítulo sobre a marcha.

## **CINEMÁTICA**

*Cinemática* é o ramo da mecânica que descreve o *movimento* de um corpo, sem se preocupar com as forças ou torques que podem produzi-lo. Em biomecânica, o termo *corpo* é usado de forma bastante flexível na descrição de um corpo inteiro ou de qualquer uma de suas partes ou segmentos, como ossos e regiões. De modo geral, existem dois tipos de movimento: translação e rotação.

### **Translação Comparada à Rotação**

A *translação* descreve um movimento linear no qual todas as partes de um corpo rígido se movem paralelamente a

todas as demais e na mesma direção. A translação pode ocorrer em *linha reta (retilínea)* ou em *linha curva (curvilínea)*. Durante a marcha, por exemplo, um ponto na cabeça se move de maneira curvilínea (Fig. 1-2).

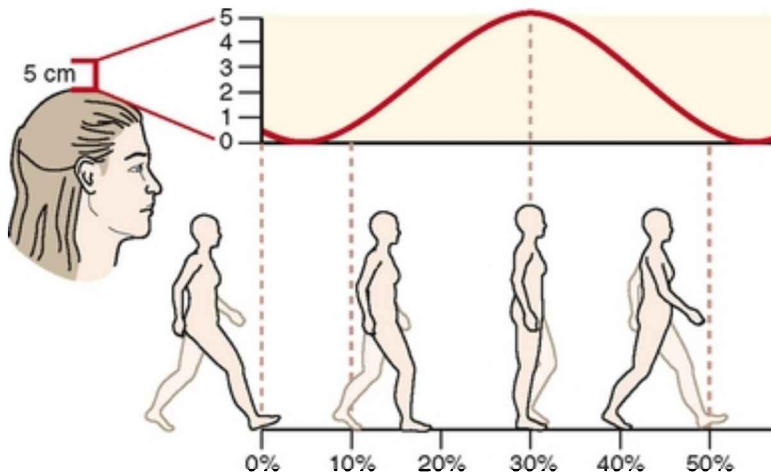


FIGURA 1-2 Um ponto no topo da cabeça é mostrado seguindo para cima e para baixo de modo curvilíneo durante a marcha. O eixo X do gráfico mostra a porcentagem de finalização de um ciclo inteiro de marcha (caminhada).

A *rotação*, diferentemente da translação, descreve um movimento em que um corpo rígido se move de forma circular, ao redor de um ponto de pivô. Em decorrência disso, todos os pontos do corpo são simultaneamente rotacionados na mesma direção angular (p. ex., horária ou anti-horária) pelo mesmo número de graus.

O movimento do corpo humano, como um todo, é frequentemente descrito como a translação do *centro de massa* do corpo, geralmente localizado imediatamente anterior ao sacro. Embora o centro de massa de um

indivíduo faça a translação pelo espaço, ele é fortalecido por músculos que *rotacionam* os membros. A rotação dos membros pode ser observada no movimento descrito por um punho enquanto o cotovelo é flexionado (Fig. 1-3). (É comum, em cinesiologia, o uso de frases como “rotação de uma articulação” e “rotação de um osso” de forma permutável.)

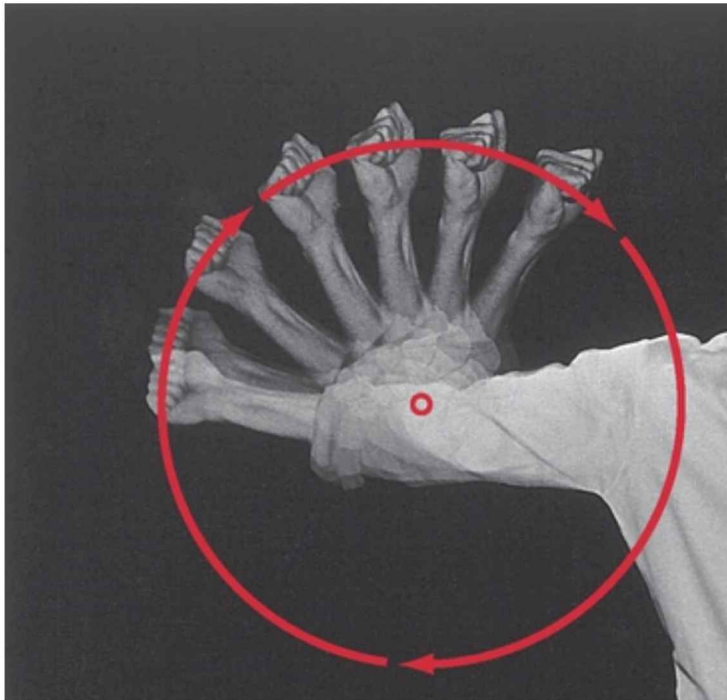


FIGURA 1-3 Com um *flash* estroboscópico, uma câmara é capaz de capturar a rotação do antebraço a partir do cotovelo. Se não fosse pelas restrições anatômicas do cotovelo, o antebraço poderia, em teoria, rotacionar 360 graus ao redor do eixo formado pela articulação (círculo aberto).

O ponto de pivô para o movimento angular do corpo

ou de partes do corpo é denominado *eixo de rotação*. O eixo é o ponto em que a movimentação do corpo em rotação é zero. Para a maioria dos movimentos dos membros e do tronco, o eixo de rotação está localizado no interior da estrutura da articulação ou bastante próximo a ela.

O movimento do corpo, independentemente da translação ou da rotação, pode ser descrito como ativo ou passivo. Os *movimentos ativos* são causados por músculos estimulados, como quando levantamos um copo d'água até a boca. Os *movimentos passivos*, por outro lado, são causados por outras fontes que não a contração de músculos ativos, como o empurrão de outra pessoa, a força da gravidade, a tensão em tecidos conectivos estirados e assim por diante.

As variáveis primárias relacionadas à cinemática são posição, velocidade e aceleração. Unidades específicas de medida são necessárias à indicação da quantidade dessas variáveis. Metros ou pés são usados para a translação, e graus ou radianos, para a rotação. Em muitas situações, *Cinesiologia do Sistema Musculoesquelético* usa o *Sistema Internacional de Unidades*, adotado em 1960. Esse sistema é abreviado *SI*, de *Système International d'Unités*, seu nome em francês. Ele é amplamente aceito em muitas publicações relacionadas à cinesiologia e reabilitação. As conversões cinemáticas entre as unidades mais comuns do SI e outras unidades de medida são listadas na Tabela 1-1. Outras unidades de medida são descritas no Capítulo 4.

TABELA 1-1 Conversões Comuns entre as Unidades de Medidas Cinemáticas

--	--

Unidades SI	Unidades inglesas
1 metro (m) = 3,28 pés (ft)	1 ft = 0,305 m
1 m = 39,37 polegadas (in)	1 in = 0,0254 m
1 centímetro (cm) = 0,39 in	1 in = 2,54 cm
1 m = 1,09 jardas (yd)	1 yd = 0,91 m
1 quilômetro (km) = 0,62 milha (mi)	1 mi = 1,61 km
1 grau = 0,0174 radianos (rad)	1 rad = 57,3 graus

## Osteocinemática

### PLANOS DE MOVIMENTAÇÃO

A *Osteocinemática* descreve o *movimento dos ossos* em relação aos três planos cardeais (principais) do corpo: sagital, frontal e horizontal. Esses planos de movimento são representados no contexto de um indivíduo em *posição anatômica*, como mostrado na Figura 1-4. O *plano sagital* corre paralelamente à sutura sagital do crânio, dividindo o corpo em seções direita e esquerda; o *plano frontal* segue paralelamente à sutura coronária do crânio, dividindo o corpo em seções anterior e posterior. O *plano horizontal* (ou *transversal*) segue paralelamente ao horizonte e divide o corpo em seções superior e inferior. Uma amostra dos termos usados na descrição da osteocinemática é mostrada na Tabela 1-2. Termos mais específicos são definidos nos capítulos que descrevem as diversas regiões do corpo.

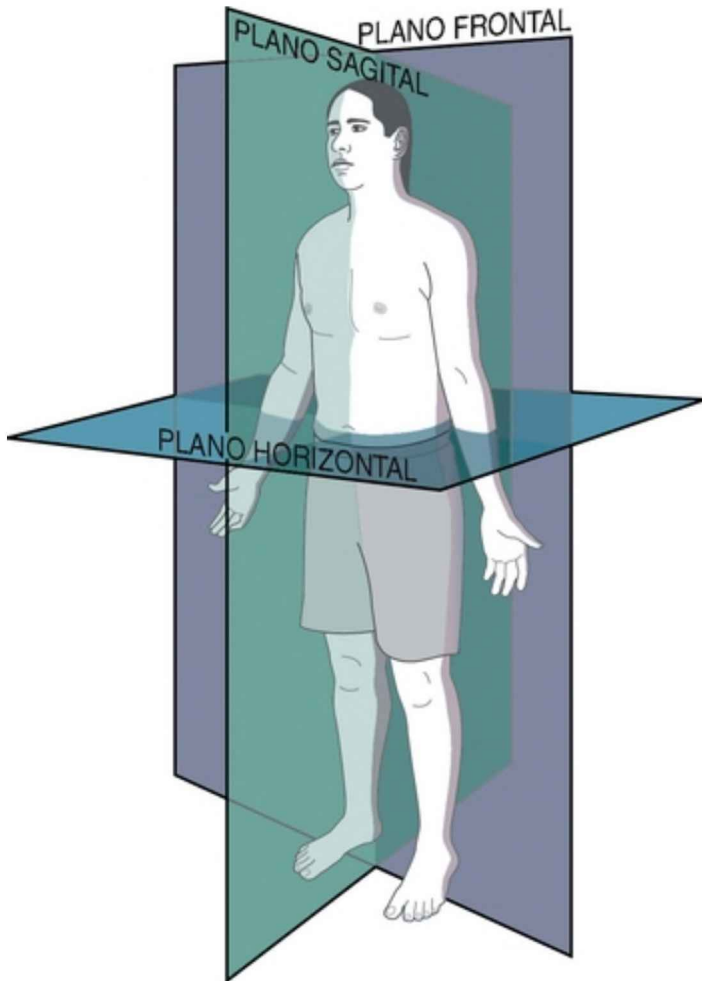


FIGURA 1-4 Os três planos cardiais do corpo são mostrados em um indivíduo em posição anatômica.

TABELA 1-2 Amostra de Termos Osteocinemáticos Comuns

Plano	Termos comuns

Plano sagital	Flexão e extensão Dorsiflexão e flexão plantar Inclinação para a frente e para trás
Plano frontal	Abdução e adução Flexão lateral Desvio ulnar e radial Eversão e inversão
Plano horizontal	Rotação interna (medial) e externa (lateral) Rotação axial

Muitos dos termos são específicos a uma dada região do corpo. No polegar, por exemplo, a terminologia é diferente.

## EIXOS DE ROTAÇÃO

Os ossos rotacionam ao redor de uma articulação em um plano perpendicular a um *eixo de rotação*. O eixo se localiza, tipicamente, no membro convexo da articulação. O ombro, por exemplo, permite a movimentação em todos os três planos e, portanto, possui três eixos de rotação (Fig. 1-5). Embora os três eixos ortogonais sejam representados como estacionários, na verdade, como em todas as articulações, cada eixo é ligeiramente desviado por uma amplitude de movimentos. O eixo de rotação pode permanecer estacionário somente se o membro convexo de uma articulação for uma esfera perfeita, articulada com um membro côncavo de formato recíproco. Os membros



convexos da maioria das articulações, como a cabeça do úmero no ombro, são esferas imperfeitas, com curvaturas superficiais mutáveis. A questão da migração do eixo de rotação é discutida em mais detalhes no Capítulo 2.

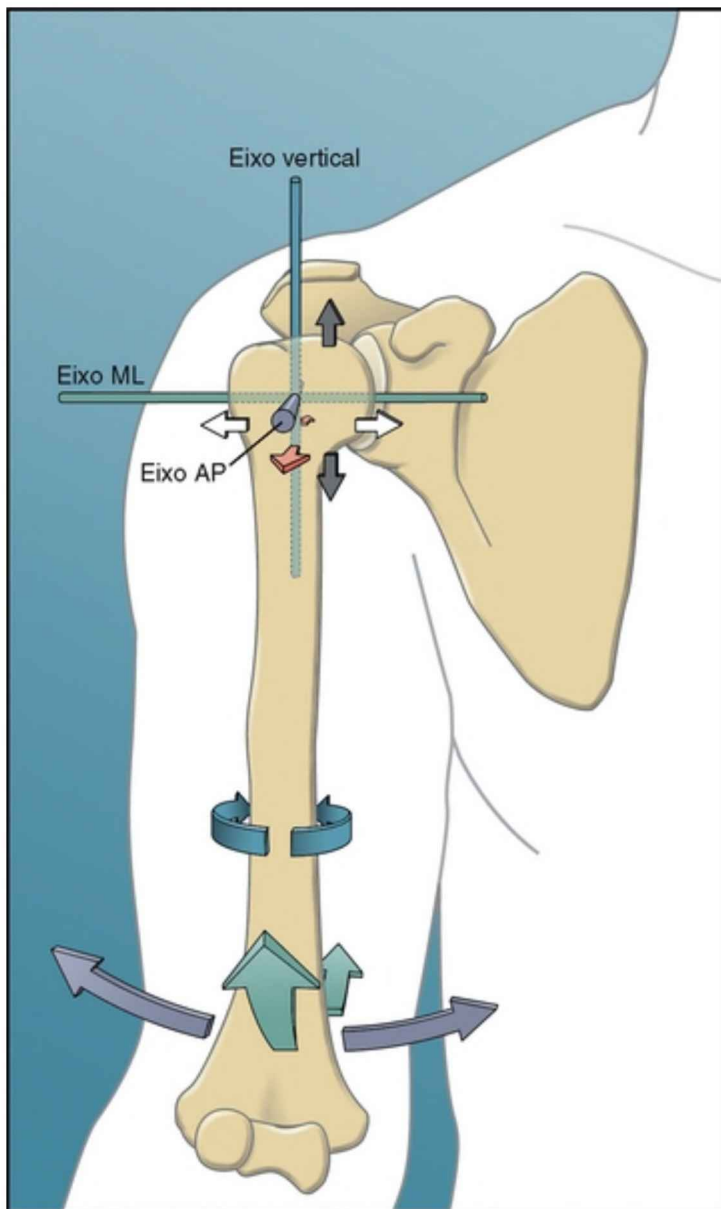


FIGURA 1-5 A articulação glenoumeral direita (ombro) mostra os três eixos ortogonais de rotação e os planos

associados de movimentação angular: a flexão e a extensão (*setas curvas verdes*) ocorrem ao redor do eixo médio-lateral (ML) de rotação; a abdução e a adução (*setas curvas roxas*) ocorrem ao redor do eixo ântero-posterior (AP) de rotação; e as rotações interna e externa (*setas curvas azuis*) ocorrem ao redor do eixo vertical de rotação. Cada eixo de rotação tem a mesma cor do plano de movimento associado. As setas curtas retas, paralelas a cada eixo, representam o pequeno potencial de translação do úmero em relação à escápula. Esta ilustração mostra os graus angular e translacional de liberdade. (Veja o texto para descrição mais detalhada.)

## **GRAUS DE LIBERDADE**

Os *graus de liberdade* são o número de direções independentes dos movimentos permitidos por uma articulação. Uma articulação pode apresentar até três graus de liberdade angular, correspondendo aos três planos cardeais. Como mostrado na Figura 1-5, por exemplo, o ombro apresenta três graus de liberdade angular, um em cada plano. O punho permite apenas dois graus de liberdade (rotação nos planos sagital e frontal) e o cotovelo, apenas um (no plano sagital).

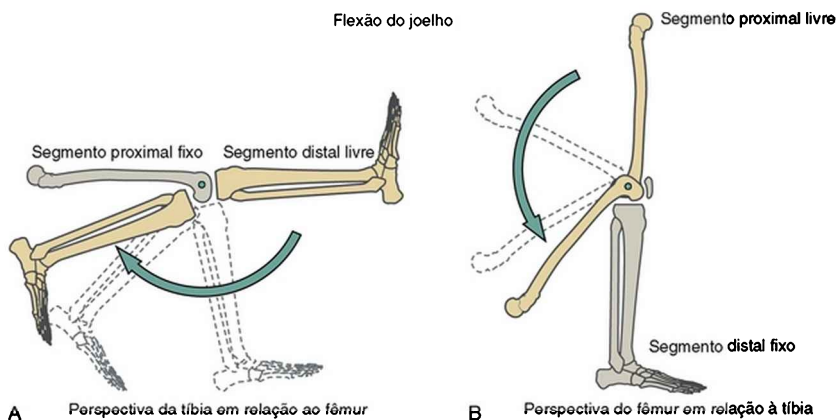
Neste livro, a não ser que seja diferentemente especificado, o termo *graus de liberdade* indica o número de *planos de movimento angular* permitidos em uma articulação. De um ponto de vista da engenharia, porém, os graus de liberdade se aplicam a movimentos translacionais (lineares), assim como aos movimentos angulares. Todas as articulações sinoviais do corpo realizam pelo menos alguma translação, provocada ativamente pelo músculo ou passivamente pela lassidão natural da estrutura articular. As translações ligeiramente

passivas que ocorrem na maioria das articulações são denominadas *movimentos acessórios* (ou “jogo” articular) e são comumente definidos em três direções lineares. Da posição anatômica, a orientação espacial e a direção dos movimentos acessórios podem ser descritas em relação aos três eixos de rotação. Na articulação glenoumeral relaxada, por exemplo, o úmero pode sofrer uma ligeira translação passiva: anteroposterior, mediolateral e súpero-inferior (veja as setas retas curtas na porção proximal do úmero na Figura 1-5). Em muitas articulações, a quantidade de translação é clinicamente usada para testar sua sanidade. A translação excessiva de um osso em relação à articulação pode indicar a presença de danos em ligamentos ou lassidão anormal. Uma redução significativa na translação (movimentos acessórios), por outro lado, pode indicar rigidez patológica nos tecidos conjuntivos periarticulares adjacentes. A translação anormal em uma articulação tipicamente afeta a qualidade dos movimentos ativos, podendo aumentar o estresse intra-articular e provocar microtraumas.

## **OSTEOCINEMÁTICA: UMA QUESTÃO DE PERSPECTIVA**

De modo geral, uma relação entre dois ou mais segmentos ósseos ou membros constitui uma articulação. A movimentação de uma articulação pode, portanto, ser considerada a partir de duas perspectivas: (1) o segmento proximal pode rotacionar de encontro a um segmento distal relativamente fixo e (2) o segmento distal pode rotacionar de encontro a um segmento proximal relativamente fixo. Essas duas perspectivas são mostradas no contexto da flexão do joelho, na Figura 1-6. Um termo

como *flexão do joelho*, por exemplo, descreve apenas o *movimento relativo* entre a coxa e a perna. Este termo não descreve qual dos dois segmentos faz a rotação. Com frequência, para ser claro, é necessário determinar qual osso é considerado o segmento primário de rotação. Como na Figura 1-6, por exemplo, os termos *movimento tibial-femoral* e *movimento femoral-tibial* descrevem adequadamente a osteocinemática.



**FIGURA 1-6** A osteocinemática do plano sagital do joelho mostra um exemplo **(A)** da cinemática do segmento distal-proximal e **(B)** da cinemática do segmento proximal-distal. O eixo de rotação é mostrado como o círculo ao redor do joelho.

A maioria dos movimentos de rotina realizados pelos membros superiores envolve a cinemática de segmentos distais-proximais. Isso reflete a necessidade de aproximar ou afastar do corpo os objetos segurados pela mão. O segmento proximal de uma articulação do membro superior é geralmente estabilizado por músculos, pela gravidade ou sua inércia, enquanto o segmento distal, relativamente livre, é rotacionado.

Alimentar-se e atirar uma bola são exemplos comuns da cinemática de segmentos distais-proximais empregados pelos membros superiores. Os membros superiores são claramente capazes de realizar a cinemática de segmentos proximais-distais, como a flexão dos cotovelos durante exercícios de barra.

Os membros inferiores rotineiramente realizam tanto cinemáticas de segmentos proximais-distais quanto distais-proximais. Essas cinemáticas refletem, em parte, as duas fases primárias da marcha: a *fase de apoio*, quando o membro está plantado no chão sob a carga do peso corpóreo, e a *fase de balanço*, onde o membro avança para a frente. Muitas outras atividades, além da marcha, usam essas duas estratégias cinemáticas. A flexão do joelho em preparação a chutar uma bola, por exemplo, é uma cinemática do tipo segmento distal-proximal (Fig. 1-6, A). Agachar, por outro lado, é um exemplo de cinemática de segmento proximal-distal (Fig. 1-6, B). Neste último exemplo, uma demanda relativamente grande é imposta ao músculo quadríceps do joelho, para controlar a descida gradual do corpo.

Os termos *cadeias cinemáticas abertas* e *fechadas* são frequentemente usados na literatura sobre reabilitação física e na clínica para descrever o conceito de cinemática relativa a segmentos.<sup>9,20,25</sup> Uma *cadeia cinemática* se refere a uma série de elos segmentares articulados, como a conexão entre pelve, coxa, perna e pé no membro inferior. Os termos “aberta” e “fechada” são geralmente usados para indicar se a extremidade distal de um membro está fixada ao chão ou a algum objeto imóvel. Uma *cadeia cinemática aberta* descreve uma situação em que o segmento distal da cadeia cinemática, como o pé, *não está fixado* ao chão ou

outro objeto imóvel. O segmento distal, portanto, está livre para se mover (Fig. 1-6, A). Uma *cadeia cinemática fechada* descreve uma situação em que o segmento distal da cadeia cinemática está *fixado* ao chão ou outro objeto imóvel. Neste caso, o segmento proximal é livre para se mover (Fig. 1-6, B). Esses termos são extensivamente empregados na descrição de métodos para aplicação de exercícios de resistência a músculos, principalmente nas articulações do membro inferior.

Embora a terminologia seja muito conveniente, os termos *cadeias cinemáticas abertas* e *fechadas* são, muitas vezes, ambíguos. Do ponto de vista da engenharia, esses termos se aplicam mais à *interdependência cinemática* de uma série de elos rígidos conectados, o que não é exatamente igual às definições anteriormente colocadas aqui. A partir dessa perspectiva, a cadeia está “fechada” se *ambas as extremidades* são fixadas a um objeto comum, como em um circuito fechado. Neste caso, o movimento de qualquer elo requer o ajuste cinemático de um ou mais elos da cadeia. A “abertura” da cadeia pela desconexão de uma extremidade da superfície onde estava fixada interrompe esta interdependência cinemática. Essa terminologia mais precisa não se aplica, universalmente, a todas as disciplinas da área da saúde e da engenharia. A realização de um agachamento parcial, com uma perna, por exemplo, é frequentemente referida, na clínica, como um movimento de cadeia cinemática fechada. Pode-se argumentar, porém, que este é um movimento de cadeia cinemática aberta, já que a perna contralateral não está fixada ao chão (ou seja, o circuito formado pelo corpo, como um todo, é aberto). Para evitar confusões, este texto usa os termos *cadeias cinemáticas abertas* e *fechadas* com prudência, dando

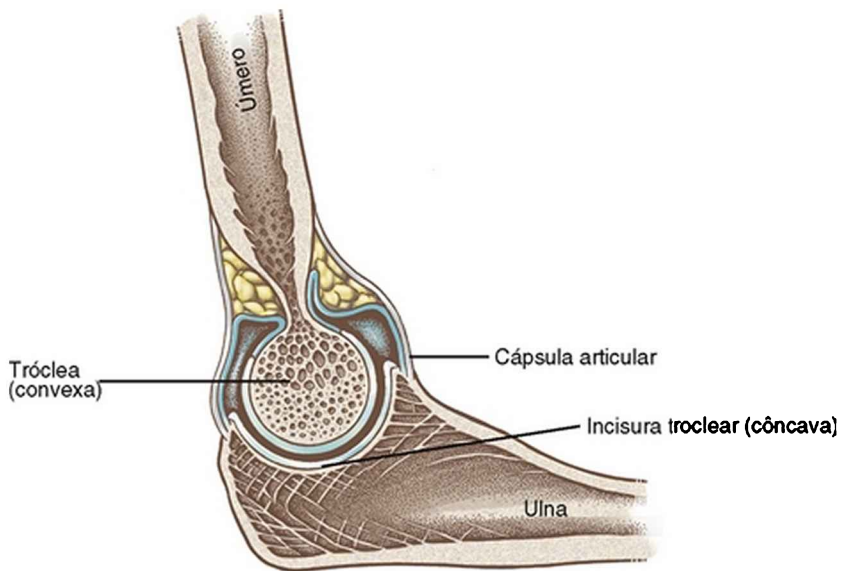
preferência à determinação de qual segmento (proximal ou distal) é considerado fixo e qual é considerado livre.

## **Artrocinemática**

### **MORFOLOGIA TÍPICA DA ARTICULAÇÃO**

A *artrocinemática* descreve o movimento que ocorre *entre as superfícies articulares*. Como descrito em maiores detalhes no Capítulo 2, os formatos das superfícies articulares vão do achatado ao curvo. Muitas superfícies articulares, porém, são pelo menos ligeiramente curvas, sendo uma relativamente convexa e a outra relativamente côncava (Fig. 1-7). A relação convexo-côncava apresentada pela maioria das articulações melhora sua congruência (encaixe), aumenta a área superficial para dissipação das forças de contato e ajuda a guiar o movimento entre os ossos.



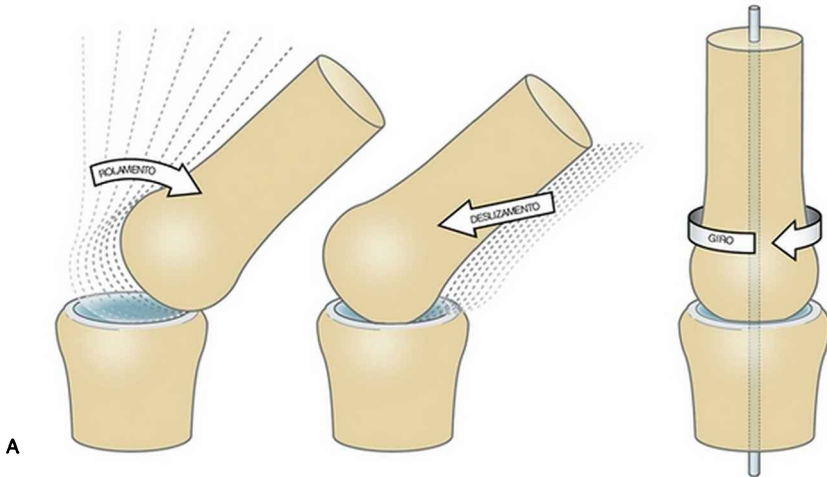


**FIGURA 1-7** A articulação úmero-ulnar do cotovelo é um exemplo de relação convexa-côncava entre duas superfícies articulares. A tróclea do úmero é convexa e a incisura troclear da ulna é côncava.

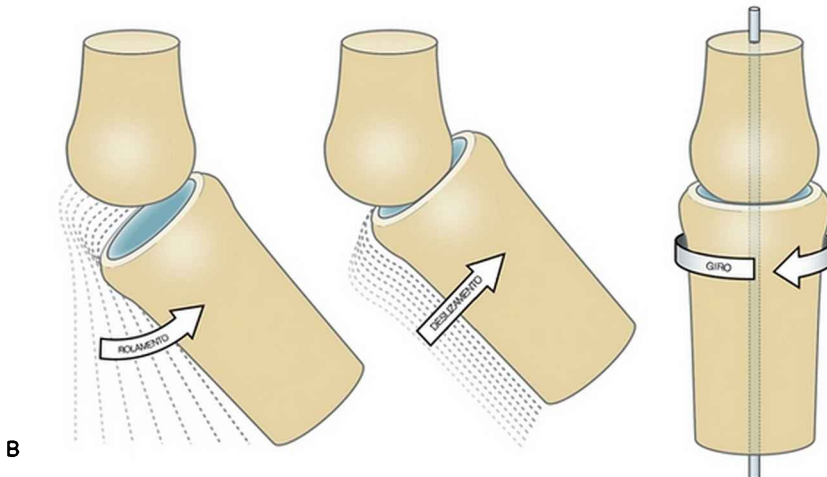
## **MOVIMENTOS FUNDAMENTAIS ENTRE SUPERFÍCIES ARTICULARES**

Existem três movimentos fundamentais entre superfícies articulares curvas: rolamento, deslizamento e giro.<sup>27</sup> Estes movimentos ocorrem conforme a superfície convexa se move sobre a superfície côncava e vice-versa (Fig. 1-8). Embora outros termos sejam usados, estes auxiliam a visualização dos movimentos relativos que ocorrem em uma articulação. Esses termos estão formalmente definidos na Tabela 1-3.

Artrocinemática – convexo-côncavo



Artrocinemática – côncavo-convexo



**FIGURA 1-8** Os três eventos artrocinemáticos fundamentais que ocorrem entre superfícies articulares curvas: rolamento, deslizamento e giro. **A**, Movimento convexo-côncavo. **B**, Movimento côncavo-convexo.

**TABELA 1-3 Os Três Fundamentos da Artrocinemática: Rolamento, Deslizamento e Giro**

<b>Movimento</b>	<b>Definição</b>	<b>Analogia</b>
Rolamento*	<i>Múltiplos pontos</i> em uma superfície articular em rotação fazem contato com <i>múltiplos pontos</i> em outra superfície articular.	Um pneu rodando sobre o asfalto
Deslizamento†	Um <i>único ponto</i> em uma superfície articular faz contato com <i>múltiplos pontos</i> em outra superfície articular.	Um pneu parado sobre asfalto com gelo
Giro	Um <i>único ponto</i> em uma superfície articular faz contato com um <i>único ponto</i> em outra superfície articular.	Um pião rodando em um trecho do assoalho

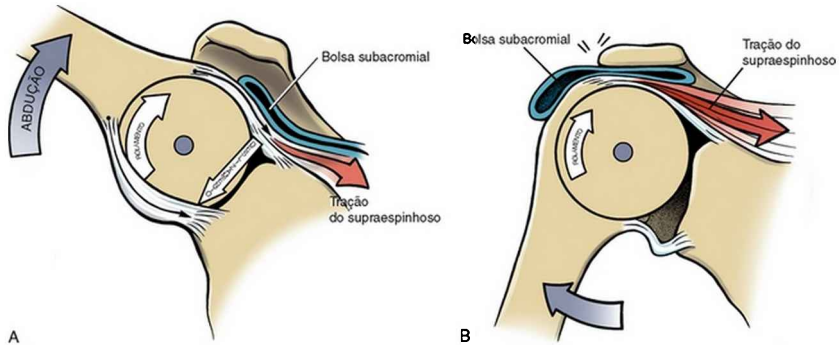
\* Também denominado balanço.

† Também denominado escorregamento.

### **Movimentos de rolamento e deslizamento**

Uma das principais formas usadas por um osso para rotacionar pelo espaço é o *rolamento* de sua superfície articular contra outra superfície articular. O movimento da superfície convexa sobre a côncava na articulação glenoumeral é mostrado na Figura 1-9, A. A contração do músculo supraespinhoso rola a cabeça do úmero, convexa,

pela concavidade da fossa glenoide. Em essência, o rolamento direciona a via osteocinemática para a abdução do úmero.<sup>22</sup>



**FIGURA 1-9** Artrocinemática da articulação glenoumeral durante a abdução. A fossa glenoide é côncava e a cabeça do úmero é convexa. **A**, Artrocinemática de rolamento e deslizamento característica da movimentação de uma superfície articular convexa sobre uma superfície articular côncava relativamente estacionária. **B**, Consequências de um rolamento ocorrido sem deslizamento suficiente.

O rolamento de uma superfície convexa envolve um deslizamento concomitante, em direção oposta. Como mostrado na Figura 1-9, A, o *deslizamento* em direção inferior da cabeça do úmero compensa grande parte da possível migração superior provocada pelo rolamento da estrutura. A compensação da cinemática de rolamento e deslizamento é análoga a um pneu de carro que roda sobre uma camada de gelo. A possibilidade de rotação do pneu para a frente, sobre o gelo, é compensada por seu deslizamento contínuo em direção oposta à rotação pretendida. Um exemplo patológico clássico de rolamento

de uma superfície convexa *sem* um deslizamento compensatório é mostrado na Figura 1-9, B. A cabeça do úmero sofre uma translação para cima e colide com os delicados tecidos do espaço subacromial. A migração altera a localização relativa do eixo de rotação, o que pode modificar a eficácia dos músculos que cruzam a articulação glenoumeral. Como mostrado na Figura 1-9, A, o movimento concomitante de rolamento e deslizamento maximiza o deslocamento angular do úmero em abdução e minimiza a translação total entre as superfícies articulares. Nas articulações, esse mecanismo é particularmente importante, já que a área da superfície do membro convexo é maior que a do membro côncavo.

### **Giro**

Outra forma principal de rotação de um osso é através do *giro* de sua superfície articular contra a superfície articular de outro osso. Isso ocorre quando o rádio gira sobre o capítulo do úmero durante a pronação do antebraço (Fig. 1-10). Outros exemplos incluem a rotação interna e externa da articulação glenoumeral abduzida a 90 graus e a flexão e extensão do quadril. O giro é o mecanismo principal de rotação articular quando o eixo longitudinal de um osso longo intersecta a superfície de seu par articular em ângulos retos.

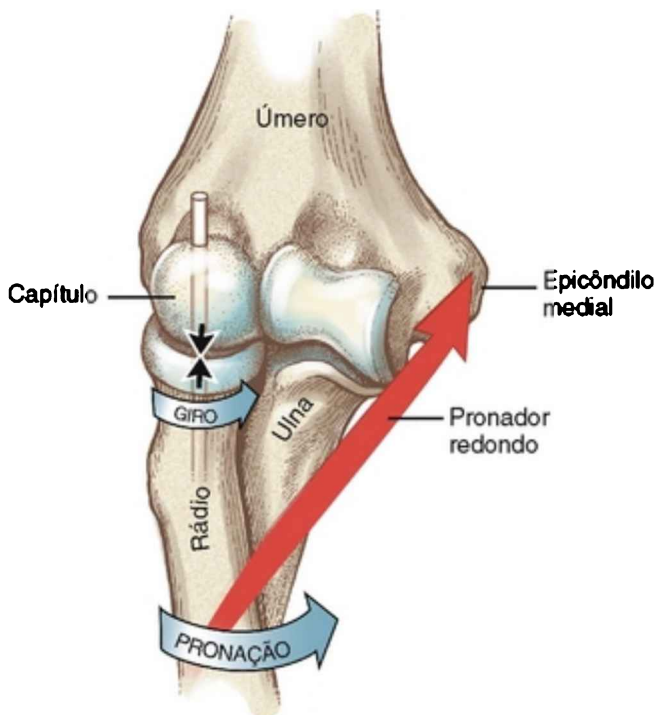
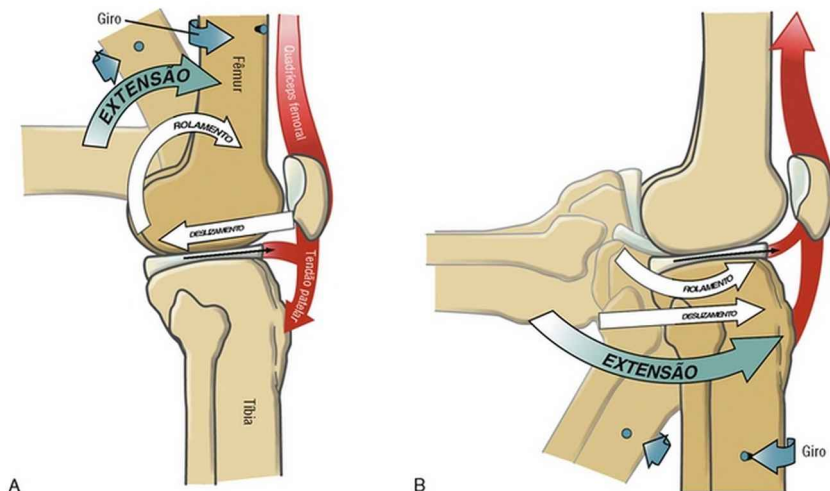


FIGURA 1-10 Pronação do antebraço como exemplo do movimento de rotação entre a cabeça do rádio e o capítulo do úmero. O par de setas curtas pretas opostas indica as forças de compressão entre a cabeça do rádio e o capítulo.

### **Movimentos que combinam as artrocinemáticas de rolamento-deslizamento e de giro**

Diversas articulações do corpo combinam as artrocinemáticas de rolamento-deslizamento e de giro. Um exemplo clássico dessa combinação ocorre durante a flexão e extensão do joelho. Como mostrado durante a extensão femoral-tibial do joelho (Fig. 1-11, A), o fêmur gira interna e ligeiramente, conforme o côndilo femoral rola e desliza em relação à tíbia fixa (estacionária). Essas

artrocinemáticas são também observadas quando a tibia se estende em relação ao fêmur fixo, como mostrado na Figura 1-11, B. No joelho, o movimento de giro observado durante a extensão e flexão ocorre automaticamente e está mecanicamente associado ao movimento primário de extensão. Como descrito no Capítulo 13, o giro obrigatório é baseado no formato das superfícies articulares do joelho. A rotação conjunta ajuda a travar a articulação quando o joelho está completamente estendido.



**FIGURA 1-11** Extensão do joelho demonstrando a combinação do rolamento e deslizamento com a artrocinemática da rotação. O côndilo do fêmur é convexo e o platô da tibia é ligeiramente côncavo. **A**, Extensão do fêmur sobre a tibia (joelho). **B**, Extensão da tibia sobre o fêmur (joelho).

## PREVENDO UM PADRÃO ARTROCINEMÁTICO COM BASE NA MORFOLOGIA DA ARTICULAÇÃO

Como anteriormente afirmado, muitas das superfícies

articulares dos ossos são convexas ou côncavas. Dependendo da movimentação do osso, uma superfície convexa pode rotacionar sobre uma superfície côncava ou vice-versa (compare a Fig. 1-11, A, com a Fig. 1-11, B). Cada cenário apresenta um padrão artrocinemático de rolamento e deslizamento diferente. Como representado nas Figuras 1-11, A, e 1-9, A, em relação ao ombro, durante um *movimento convexo-côncavo*, a superfície convexa rola e desliza em *direções opostas*. Como foi anteriormente descrito, o deslizamento contradirecional compensa grande parte da tendência de translação inerente à superfície convexa de rolamento. Durante um *movimento côncavo-convexo*, como mostrado na Figura 1-11, B, a superfície côncava rola e desliza em *direções similares*. Esses dois princípios são muito úteis na visualização da artrocinemática durante um movimento. Além disso, o princípio serve como base para algumas técnicas de terapia manual. Forças externas podem ser aplicadas pelo clínico, auxiliando ou guiando a artrocinemática natural da articulação. Em certas circunstâncias, por exemplo, a abdução glenoumeral pode ser facilitada pela aplicação de uma força direcionada para baixo no úmero proximal, simultaneamente a um esforço de abdução ativa. Os princípios artrocinemáticos são baseados no conhecimento da morfologia da superfície articular.

### Princípios Artrocinemáticos do Movimento

- Em movimentos de superfícies convexas sobre côncavas, o membro convexo rola e desliza em *direções opostas*.
- Em movimentos de superfícies côncavas sobre convexas, o membro côncavo rola e desliza em *direções similares*.



---

## POSIÇÕES DE BLOQUEIO (*CLOSE-PACKED*) E DESBLOQUEIO (*LOOSE-PACKED*) EM UMA ARTICULAÇÃO

Em muitas articulações, o par de superfícies articulares se “encaixa” melhor em uma posição, geralmente no fim da amplitude de um movimento ou próximo a ele. Essa posição de congruência máxima é denominada *posição de bloqueio (closed-packed)*.<sup>27</sup> Nessa posição, a maioria dos ligamentos e das partes da cápsula é tensionada, proporcionando um elemento de estabilidade natural à articulação. Em uma articulação em posição de bloqueio, os movimentos acessórios são caracteristicamente mínimos.

A posição de bloqueio está associada à função habitual em muitas articulações dos membros inferiores. No joelho, por exemplo, a posição de bloqueio é a extensão total — uma posição normalmente alcançada quando se está de pé. O efeito combinado da congruência máxima da articulação e do estiramento dos ligamentos ajuda a dar estabilidade transarticular ao joelho.

Todas as demais posições, exceto a de bloqueio, são denominadas *de desbloqueio*. Nessas posições, os ligamentos e a cápsula estão relativamente frouxos, permitindo o aumento dos movimentos acessórios. A articulação está geralmente menos congruente à metade da amplitude de movimento. Na extremidade inferior, as posições de desbloqueio das principais articulações tendem à flexão. Essas posições geralmente não são usadas durante a posição de pé, mas frequentemente são preferidas pelo paciente durante longos períodos de imobilização, como repouso prolongados.

## CINÉTICA

---

A *cinética* é o ramo de estudo da mecânica que descreve os efeitos da força sobre um corpo. O tópico da cinética é introduzido aqui por se aplicar ao sistema musculoesquelético. Uma abordagem mais detalhada e matemática a essa disciplina será apresentada no Capítulo 4.

De uma perspectiva cinesiológica, uma *força* pode ser considerada uma tração ou um impulso que pode produzir, retardar ou modificar movimentos. As forças, portanto, dão o ímpeto final à movimentação ou estabilização do corpo. Como descrito na segunda lei de Newton, a quantidade de uma força ( $F$ ) pode ser medida pelo produto da massa ( $m$ ) que recebe a tração ou o impulso pela sua aceleração ( $a$ ). A fórmula  $F = ma$  demonstra que, dada uma massa constante, uma força é diretamente proporcional à aceleração dessa massa: a medida da quantidade de força revela a aceleração do corpo e vice-versa. A força total é zero quando a aceleração da massa é zero.

A unidade internacional padrão de força é o *newton* ( $N$ ):  $1 N = 1 \text{ kg} \times 1 \text{ m/s}^2$ . O equivalente inglês do newton é a libra ( $lb$ ):  $1 lb = 1 \text{ slug} \times 1 \text{ pé/s}^2$  ( $4,448 N = 1 lb$ ).

### ENFOQUE ESPECIAL 1-1 Peso Corpóreo Comparado à Massa Corpórea

Um quilograma ( $kg$ ) é uma unidade de massa que indica o número relativo de partículas em um objeto. Estritamente falando, porém, um quilograma é uma medida de massa, não de peso. Sob a influência da gravidade, porém, uma massa de  $1 \text{ kg}$  pesa  $9,8 \text{ N}$  ( $0,998 \text{ kg}$ ). Este é o resultado da ação da

gravidade, que acelera a massa de 1 kg em direção ao centro da terra a uma taxa de aproximadamente  $9,8 \text{ m/s}^2$ . No entanto, o peso de um corpo é frequentemente expresso em quilogramas. Supõe-se que a aceleração resultante da gravidade que age sobre o corpo é constante e, por questões práticas, ignorada. Tecnicamente, porém, o peso de um indivíduo varia inversamente ao quadrado da distância entre sua massa e o centro da terra. Uma pessoa sobre o pico do monte Everest (8.852 m), por exemplo, pesa um pouco menos do que alguém de massa idêntica no nível do mar. A aceleração resultante da gravidade sobre o monte Everest é de  $9,782 \text{ m/s}^2$ , enquanto a aceleração no nível do mar é de  $9,806 \text{ m/s}^2$ .

## **Forças Musculoesqueléticas**

### **IMPACTO DAS FORÇAS NO SISTEMA MUSCULOESQUELÉTICO: CONCEITOS INTRODUTÓRIOS E TERMINOLOGIA**

Uma força que age sobre um corpo é frequentemente denominada, de maneira geral, *carga*.<sup>23</sup> As forças ou cargas que movem, fixam ou estabilizam, de qualquer outra forma, um corpo podem também deformá-lo e causar lesões.<sup>23,24</sup> As cargas mais frequentemente aplicadas ao sistema musculoesquelético são ilustradas na Figura 1-12. (Veja as definições formais no glossário, ao final do capítulo.) Os tecidos saudáveis são capazes de resistir parcialmente às alterações de estrutura e formato. A força que estira um ligamento saudável, por exemplo, é exercida por uma tensão intrínseca gerada no tecido alongado (estirado). Qualquer tecido enfraquecido por doenças, traumas ou desuso prolongado pode não resistir

adequadamente à aplicação das cargas mostradas na Figura 1-12. O fêmur proximal enfraquecido pela osteoporose, por exemplo, pode ser fraturado pelo impacto de uma queda secundária à *compressão* ou *torção*, *cisalhamento* ou *flexão* do colo do fêmur. Em quadris gravemente osteoporóticos, uma contração muscular muito forte pode também provocar fraturas.

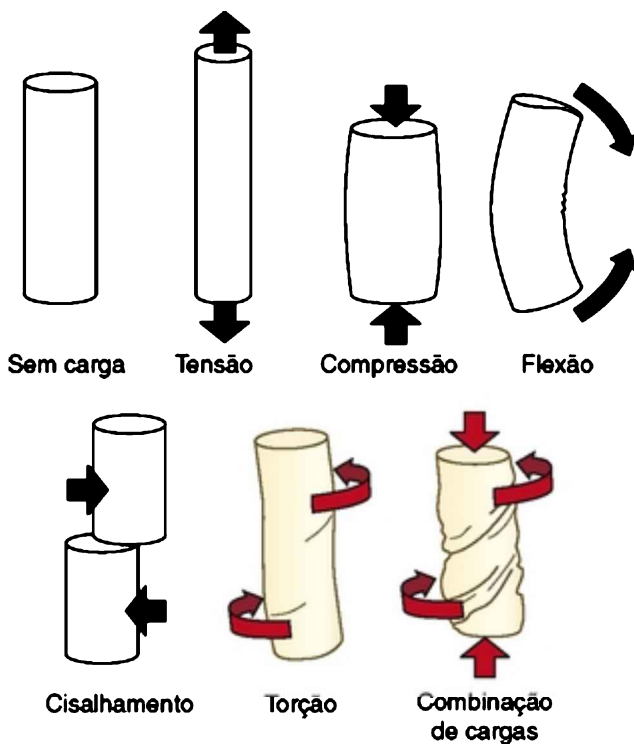


FIGURA 1-12 A maneira pela qual as forças ou cargas são aplicadas com maior frequência no sistema musculoesquelético é demonstrada. A carga combinada de torção e compressão é também ilustrada.

A habilidade dos tecidos conjuntivos periarticulares de

aceitar e dispersar cargas é um tópico importante na pesquisa em reabilitação física, terapia manual e medicina ortopédica.<sup>14,18</sup> Os clínicos estão muito interessados em saber como variáveis como idade, trauma, níveis alterados de atividade ou sustentação de peso, ou imobilização prolongada afetam as funções de aceitação da carga apresentadas pelos tecidos conjuntivos periarticulares. Um método de medida da habilidade apresentada por um tecido conjuntivo de tolerar a carga é representar graficamente a força necessária à deformação de um tecido excisado.<sup>8,22</sup> Esse tipo de experimento é geralmente realizado usando-se cadáveres animais ou humanos. A Figura 1-13 mostra um gráfico hipotético da tensão gerada por um ligamento genérico (ou tendão) que foi distendido até o ponto de falência mecânica. O eixo vertical (Y) do gráfico é denominado *estresse*, um termo que denota a resistência interna gerada quando o ligamento resiste à deformação dividida por sua área transversal. (As unidades de estresse são similares às de pressão: N/mm<sup>2</sup>.) O eixo horizontal (X) é denominado *distensão*, que, neste caso, é o aumento percentual do comprimento de um tecido estirado em relação a seu tamanho original, pré-experimental.<sup>24</sup> (Um procedimento similar pode ser realizado através da *compressão*, ao invés do estiramento, de um segmento excisado de cartilagem ou osso, por exemplo, seguida pela representação gráfica da quantidade de estresse produzida no tecido.<sup>29</sup>) Note, na Figura 1-13, que sob uma distensão (estiramento) relativamente pequena, o estresse (tensão) produzido pelo ligamento é pequeno. Essa *região não linear* do gráfico reflete o fato de que as fibras de colágeno do tecido são inicialmente onduladas ou *pregueadas* e devem

ser esticadas antes da medida da tensão significativa.<sup>18</sup> Um estiramento maior, porém, mostra uma *relação linear* entre o estresse e a distensão. A razão do estresse causado (Y) pela distensão aplicada (X) ao ligamento é a medida de sua *inflexibilidade* (muitas vezes denominada *módulo de Young*). Todos os tecidos conjuntivos normais do sistema musculoesquelético exibem algum grau de inflexibilidade. O termo clínico “tensão” geralmente implica a presença de uma doença quando há inflexibilidade anormalmente alta.

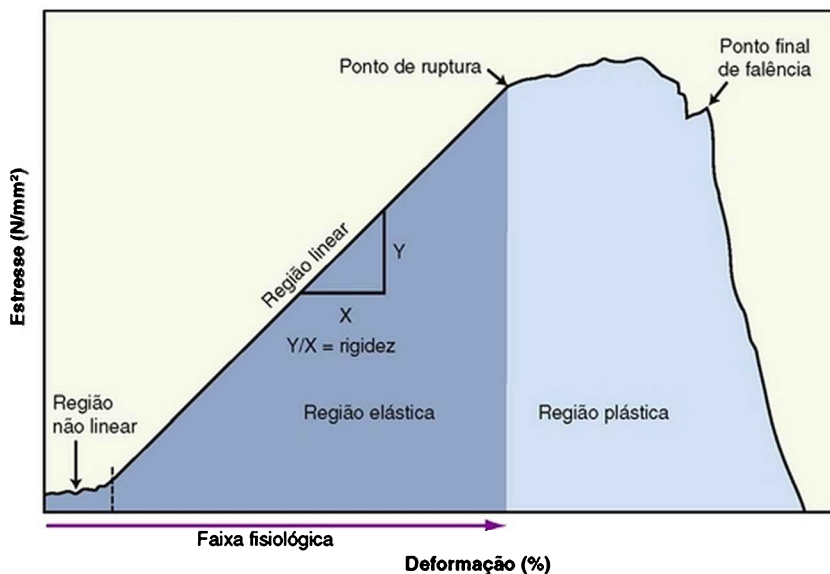


FIGURA 1-13 A relação de estresse e distensão de um ligamento excisado que foi estirado a ponto de provocar falência mecânica (ruptura).

A região não linear inicial e a região linear subsequente da curva mostrada na Figura 1-13 são frequentemente denominadas *região elástica*. Os ligamentos, por exemplo, são rotineiramente distendidos

nos limites inferiores da região elástica. O ligamento cruzado anterior, por exemplo, é distendido em cerca de 4% durante uma contração isométrica do quadríceps com o joelho flexionado a 15 graus.<sup>3,4</sup> É importante notar que um ligamento saudável e relativamente jovem, distendido dentro da zona elástica, retorna ao seu comprimento (ou formato) original após a remoção da força deformadora. A área sob a curva (em azul escuro) representa a *energia de deformação elástica*. A maior parte da energia usada na distensão do tecido é liberada quando a força é removida. Mesmo em um sentido estático, a energia elástica pode trabalhar nas articulações. Quando distendidos mesmo de forma moderada na zona elástica, os ligamentos e outros tecidos conjuntivos realizam importantes funções de estabilização da articulação.

Um tecido alongado além de seu limite fisiológico acaba por chegar a seu *ponto de ruptura*. Neste ponto, o aumento da distensão resulta em apenas aumentos marginais no estresse (tensão). Esse comportamento fisiológico de um tecido superdistendido (ou supercomprimido) é conhecido como *plasticidade*. O tecido superdistendido sofreu *deformação plástica*. Neste ponto, houve falência microscópica e o tecido fica permanentemente deformado. A área sob essa região da curva (em azul claro) representa a *energia da deformação plástica*. Diferentemente da energia de deformação elástica, a energia plástica não é completamente recuperada, nem mesmo quando a força deformadora é removida. Com a continuação do estiramento, o ligamento acaba atingindo seu *ponto de falência final*, onde o tecido se separa, parcial ou completamente, e perde sua capacidade de suportar qualquer nível de tensão. A maioria dos tendões saudáveis

falha a cerca de 8% a 13% além de seu comprimento pré-distensão.<sup>31</sup>

O gráfico na Figura 1-13 não indica a variável de *tempo* da aplicação da carga. Os tecidos nos quais as propriedades físicas associadas à curva de estresse e deformação se alteram em função do tempo são denominados *viscoelásticos*. Muitos tecidos do sistema musculoesquelético demonstram pelo menos algum grau de viscoelasticidade. Um fenômeno apresentado por materiais viscoelásticos é a deformação. Como demonstrado pelo ramo de árvore ilustrado na Figura 1-14, a *deformação* descreve a distensão progressiva de um material exposto a uma carga constante durante um dado período. Diferentemente da deformação plástica, essa deformação é reversível. Esse fenômeno ajuda a explicar por que uma pessoa é mais alta pela manhã do que à noite. A compressão constante causada pelo peso corpóreo sobre a coluna, ao longo do dia, literalmente espreme uma pequena quantidade de fluido dos discos intervertebrais. O fluido é reabsorvido à noite, enquanto o indivíduo adormecido está em uma posição em que não sustenta peso.



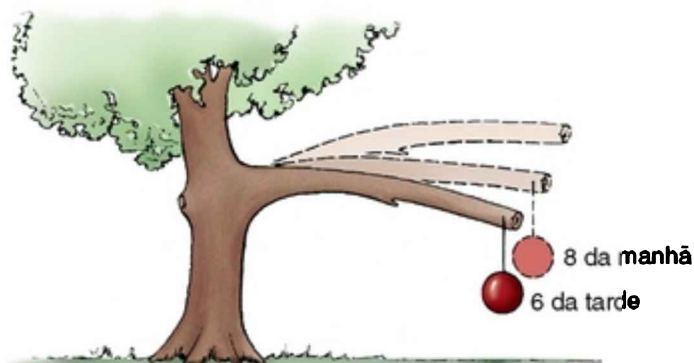


FIGURA 1-14 O ramo da árvore demonstra a propriedade tempo-dependente de deformação, associada a um *material viscoelástico*. A colocação de uma carga às 8 horas da manhã cria uma deformação imediata. Às 6 horas da tarde, a carga deformou ainda mais o ramo.

(De Panjabi MM, White AA: *Biomechanics in the musculoskeletal system*, New York, Churchill Livingstone, 2001.)

A curva de estresse e distensão do material viscoelástico é também sensível à *taxa* de carga colocada no tecido. De modo geral, a inclinação de uma relação estresse-distensão, quando colocada sob tensão ou compressão, aumenta sua taxa elástica de acordo com a elevação da taxa de carga.<sup>24</sup> A natureza sensível à taxa dos tecidos conjuntivos viscoelásticos pode proteger as estruturas adjacentes do sistema musculoesquelético. A cartilagem articular do joelho, por exemplo, se torna mais rígida quando a taxa de compressão aumenta,<sup>23</sup> como, por exemplo, durante corridas. A rigidez elevada permite a maior proteção do osso subjacente em um momento em que as forças atuantes sobre a articulação sejam maiores.

Em resumo, como ocorre com materiais de construção, como aço, concreto e fibra de vidro, os tecidos conjuntivos

periarticulares do corpo humano apresentam propriedades físicas únicas quando submetidos a cargas ou distensões. Em termos de engenharia, essas propriedades físicas são formalmente denominadas *propriedades materiais*. As propriedades materiais dos tecidos conjuntivos periarticulares (como o estresse, a distensão, a rigidez, a deformação plástica, a carga final de falência e a deformação) possuem uma base bem-estabelecida na literatura.\*<sup>1</sup> Embora muitos dos dados desse assunto sejam provenientes de estudos realizados em cadáveres humanos e animais, eles esclarecem muitos aspectos do atendimento ao paciente, incluindo a compreensão dos mecanismos de lesão, a melhoria do projeto de cirurgias ortopédicas e o julgamento da potencial eficácia de certas formas de fisioterapia, como o alongamento prolongado ou a aplicação de calor para induzir maior capacidade de extensão tecidual.\*\*<sup>2</sup>

## FORÇAS INTERNAS E EXTERNAS

Por questões de conveniência, as forças atuantes sobre o sistema musculoesquelético podem ser divididas em dois grupos: internas e externas. As *forças internas* são produzidas por estruturas localizadas *no interior* do corpo. Essas forças podem ser “ativas” ou “passivas”. As forças ativas são geradas por um músculo ativado geralmente, mas não necessariamente, sob controle voluntário. As forças passivas, por outro lado, são caracteristicamente geradas pela tensão em tecidos conjuntivos periarticulares distendidos, incluindo tecidos conjuntivos intramusculares, ligamentos e cápsulas articulares. As forças ativas produzidas pelos músculos são caracteristicamente as

maiores entre todas as forças internas.

As *forças externas* são produzidas por forças que agem vindas *de fora* do corpo. Essas forças geralmente são originárias da *gravidade*, que puxa a massa de um segmento corpóreo, ou de uma carga externa, como a de uma bagagem ou pesos “livres”, ou de *contatos físicos*, como os aplicados pelo terapeuta contra o membro de um paciente. A Figura 1-15, A, mostra um par de forças interna e externa opostas: uma força interna (muscular) puxa o antebraço e uma força externa (a gravidade) puxa o centro de gravidade do antebraço. Cada força é mostrada como uma seta, representando um vetor. Por definição, um *vetor* é uma quantidade que é especificada completamente por sua magnitude e direção. (Quantidades como massa e velocidade são grandezas escalares, não vetores. Uma grandeza escalar é a quantidade completamente especificada por sua magnitude e que não possui direção.)

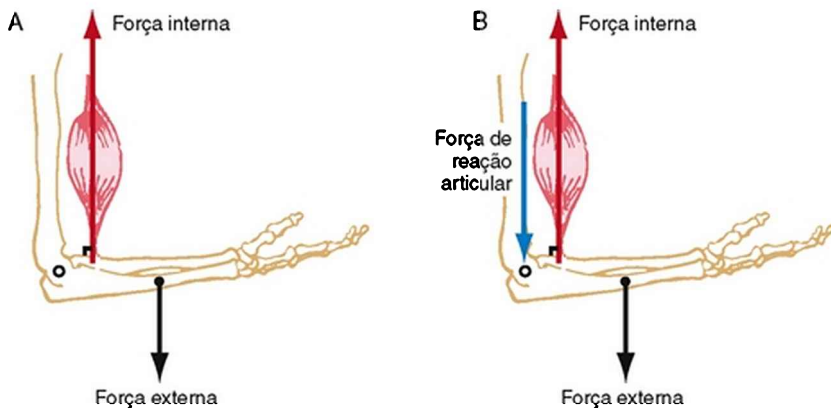


FIGURA 1-15 Vista do plano sagital da articulação do cotovelo e ossos associados. A, As forças internas (musculares) e externas (gravitacionais) são mostradas agindo na vertical, mas cada uma em direção diferente. Os dois vetores apresentam

magnitudes diferentes e diversos pontos de inserção no antebraço. **B**, A força de reação articular é somada, impedindo que o antebraço seja acelerado para cima. (Os vetores são desenhados em escala relativa.)

### ENFOQUE ESPECIAL 1-2 Antagonismo Produtivo: a Habilidade do Corpo em Converter Tensão Passiva em Trabalho útil

Oestiramento ou alongamento de um tecido do corpo geralmente produz tensão (ou seja, uma força de resistência que se opõe ao estiramento). Em casos patológicos, essa tensão pode ser anormalmente alta, interferindo, assim, na mobilidade funcional. Este livro, entretanto, apresenta diversos exemplos ilustrando como níveis relativamente baixos de tensão produzidos pelo estiramento de tecidos conjuntivos (e musculares) realizam funções úteis. Esse fenômeno é denominado antagonismo produtivo e é demonstrado pelo par de músculos apresentados no modelo simplificado na Figura 1-16. Como mostrado na ilustração à esquerda, parte da energia produzida pela contração ativa do músculo A é transferida e armazenada como energia elástica nos tecidos estirados do músculo B. A energia elástica é liberada conforme o músculo B ativamente se contrai para bater o prego na placa (ilustração à direita). Parte dessa energia contrátil produzida pelo músculo B é usada no estiramento do músculo A e o ciclo é repetido.

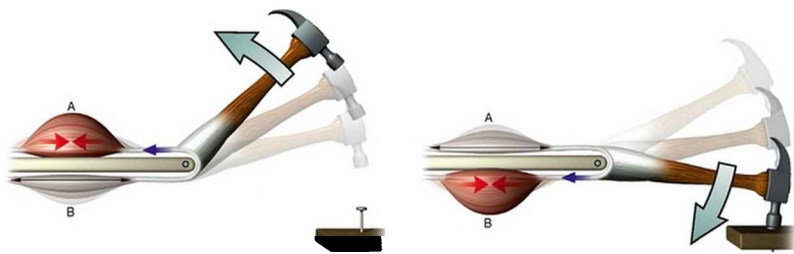


FIGURA 1-16 Modelo simplificado mostrando um par de músculos opostos ao redor de uma articulação. Na ilustração à esquerda, o músculo A está sendo contraído para dar a força necessária ao levantamento do martelo, na preparação para atingir o prego. Na ilustração à direita, o músculo B está sendo contraído, levando o martelo em direção ao prego enquanto simultaneamente alonga o músculo A.

*(Redesenhado de Brand PW: Clinical biomechanics of the hand, St Louis, Mosby, 1985.)*

Esse fenômeno de transferência e armazenamento de energia entre músculos opostos é útil em termos de eficiência metabólica total. Ele é muitas vezes expresso de diferentes maneiras, por músculos multiarticulares (ou seja, músculos que atravessam diversas articulações). Considere o reto femoral, um músculo que flexiona o quadril e estende o joelho. Durante a fase ascendente do salto, por exemplo, o reto femoral se contrai para estender o joelho. Ao mesmo tempo, a extensão do quadril estira o reto femoral ativo à sua frente. Em consequência disso, o encurtamento total do reto femoral é minimizado, ajudando a preservar a tensão passiva no interior do músculo.

Para descrever completamente um vetor em uma análise biomecânica, devem ser conhecidos sua magnitude, orientação espacial, direção e seu ponto de aplicação. As forças representadas na Figura 1-15 indicam esses quatro

fatores.

1. A *magnitude* dos vetores de força é indicada pelo comprimento da haste da seta.
2. A *orientação espacial* dos vetores de força é indicada pela posição da haste das setas. Ambas as forças são verticalmente orientadas e frequentemente referidas como eixo Y (mais descrito no Capítulo 4). A orientação de uma força pode também ser descrita pelo ângulo formado entre a haste da seta e um sistema coordenado de referência.
3. A *direção* dos vetores de força é indicada pela ponta da seta. No exemplo mostrado na Figura 1-15, A, a força interna age para cima, descrita como Y em sentido *positivo*; a força externa age para baixo, e o sentido de Y é *negativo*. Durante este texto, a direção e a orientação espacial de uma força muscular e da gravidade são referidas como *linha de força* e *linha de gravidade*, respectivamente.
4. O *ponto de aplicação* dos vetores se dá onde a base da seta faz contato com uma parte do corpo. O ponto de aplicação da força muscular se localiza onde o músculo se insere no osso. O *ângulo de inserção* descreve o ângulo formado entre um tendão muscular e o eixo longo do osso onde se insere. Na Figura 1-15, A, o ângulo de inserção é de 90 graus. Este ângulo é alterado quando o cotovelo é rotacionado durante a extensão e a flexão. O ponto de aplicação da força externa depende de a força ser resultado da gravidade ou de uma resistência aplicada pelo contato físico. A gravidade age no *centro de massa* do segmento corpóreo (Fig. 1-15, A, o ponto no antebraço). O ponto de aplicação de uma resistência

gerada pelo contato físico pode ocorrer em qualquer ponto do corpo.

### Fatores Necessários à Descrição Completa de um Vetor nas Análises Biomecânicas mais Simples

- Magnitude
- Orientação espacial
- Direção
- Ponto de aplicação

Na tração ou impulso, todas as forças que agem em um corpo causam uma possível translação do segmento. A direção da translação depende do efeito total de todas as forças aplicadas. Na Figura 1-15, A, uma vez que a força muscular é três vezes maior do que o peso do antebraço, o efeito total das duas forças acelera o antebraço verticalmente e para cima. Na verdade, porém, o antebraço é impedido de acelerar para cima devido a uma *força de reação articular* produzida entre as superfícies da articulação. Como mostrado na Figura 1-15, B, a extremidade distal do úmero é empurrada para *baixo* por uma força reativa (mostrada em azul) contra a extremidade proximal do antebraço. A magnitude da força de reação articular é igual à diferença entre a força muscular e a força externa. Como resultado, a soma de todas as forças verticais que agem no antebraço é equilibrada e a aceleração total do antebraço, na direção vertical, é igual a zero. O sistema, portanto, está em *equilíbrio linear estático*.

## Torques Musculoesqueléticos

As forças exercidas sobre o corpo podem ter dois desfechos. Primeiro, como mostrado na Figura 1-15, A, as forças podem provocar a *translação* de um segmento corpóreo. Segundo, as forças, se aplicadas a alguma distância perpendicular do eixo de rotação, podem também produzir a *rotação* da articulação. A distância perpendicular entre o eixo de rotação da articulação e a força pode também ser denominada *braço de momento*. O produto de uma força pela distância perpendicular produz um *torque* ou momento. Um torque pode ser considerado o equivalente rotatório de uma força. Uma força que age sem um braço de momento pode puxar ou empurrar um objeto, geralmente de forma linear, enquanto o torque faz com que o objeto se movimente ao redor de um eixo de rotação. Esta distinção é um conceito fundamental no estudo da cinesiologia.

Um torque é descrito como ocorrendo ao redor de uma articulação, em um plano perpendicular a um dado eixo de rotação. A Figura 1-17 mostra os torques produzidos no plano sagital pelas forças internas e externas introduzidas na Figura 1-15. O *torque interno* é definido como o produto de uma força interna (muscular) e o braço de momento interno. O *braço de momento interno* (Fig. 1-17, D) é a distância perpendicular entre o eixo de rotação e a força interna. Como mostrado na Figura 1-17, o torque interno tem o potencial para rodar o antebraço pela articulação do cotovelo em sentido anti-horário, ou em direção à flexão. (Outras convenções para a descrição da direção da rotação são exploradas no Capítulo 4.)



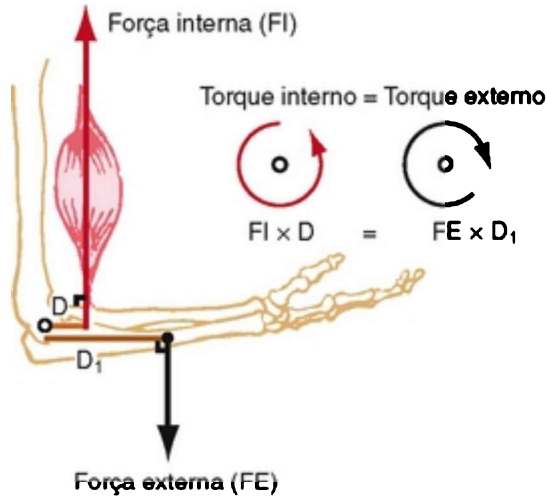


FIGURA 1-17 O equilíbrio dos torques interno e externo que agem no plano sagital ao redor do eixo de rotação do cotovelo (*círculo pequeno*) é mostrado. O *torque interno* é o produto da força interna multiplicada pelo braço de momento interno ( $D$ ). O torque interno apresenta o potencial de rodar o antebraço em sentido anti-horário. O *torque externo* é o produto da força externa (gravidade) pelo braço de momento externo ( $D_1$ ). O torque externo apresenta o potencial de rodar o antebraço em sentido horário. Os torques interno e externo são iguais, demonstrando a condição de equilíbrio rotacional estático. (Os vetores estão desenhados em escala relativa.)

O *torque externo* é definido como o produto de uma força externa (como a gravidade) e o braço de momento externo. O *braço de momento externo* (Fig. 1-17,  $D_1$ ) é a distância perpendicular entre o eixo de rotação e a força externa. O torque externo tem o potencial para rodar o antebraço pela articulação do cotovelo em sentido horário, ou em direção à extensão. Uma vez que se presume que a magnitude dos torques opostos, interno e externo, na

Figura 1-17, seja igual, não há rotação. Essa condição é denominada *equilíbrio rotatório estático*.

O corpo humano produz ou recebe torques repetidamente, de uma forma ou de outra. Os músculos geram torques internos constantemente durante um dia — para abrir a tampa de uma jarra, virar uma chave ou balançar um bastão de *baseball*. As forças de contato manual recebidas do ambiente, somadas à gravidade, são constantemente convertidas em torques externos nas articulações. Os torques internos e externos estão sempre “competindo” pela dominância nas articulações — o torque mais dominante se reflete na direção do movimento ou na posição das articulações em qualquer momento, em todo o corpo.

Os torques são usados na maioria das situações terapêuticas com pacientes, principalmente quando o exercício físico ou a avaliação de força estão envolvidos. A “força” de uma pessoa é o produto de sua força muscular e — o que é igualmente importante — do braço de momento interno: a distância perpendicular entre a linha de força do músculo e o eixo de rotação. A *alavanca* descreve o comprimento relativo do braço de momento de dada força. Como será explicado em maiores detalhes no Capítulo 4, o comprimento do braço de momento e, portanto da alavanca, muda constantemente durante a realização do movimento. Isso explica, parcialmente, por que um indivíduo é naturalmente mais forte em determinados trechos da amplitude de movimento de uma articulação.

Os clínicos frequentemente aplicam resistência manual em seus pacientes, com o objetivo de avaliar, facilitar e desafiar uma dada atividade muscular.<sup>12</sup> A *força* aplicada contra o membro de um paciente é geralmente percebida

pelo sistema musculoesquelético do paciente como um *torque* externo. Um clínico pode desafiar um determinado grupo muscular, aplicando um torque externo por meio de uma pequena força manual exercida a uma distância maior da articulação ou uma força manual maior a uma distância menor. Uma vez que o torque é o produto de uma força de resistência por seu braço de momento, as duas formas podem produzir o mesmo torque externo contra o paciente. Modificar a força e o braço de momento externo permite o emprego de diferentes estratégias, com base na força e na habilidade do clínico.

### ENFOQUE ESPECIAL 1-3 Torques Produzidos por Músculos em uma Articulação: um Conceito Essencial na Cinesiologia

A maneira pela qual os músculos produzem torques em articulações é um dos conceitos mais importantes (e muitas vezes mais difíceis) de se entender em cinesiologia. O entendimento deste processo pode ser auxiliado pela consideração de uma analogia simples entre o potencial muscular de produção de torque (ou seja, rotação) e a ação de uma força tentando abrir uma porta. Os mecanismos essenciais, em ambos os casos, são surpreendentemente similares. Esta analogia é descrita com o auxílio da Figura 1-18, A e B.

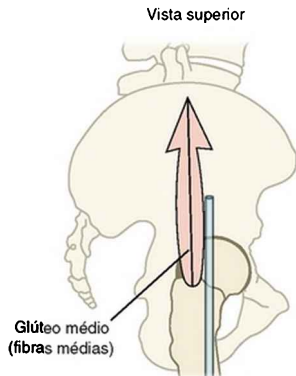
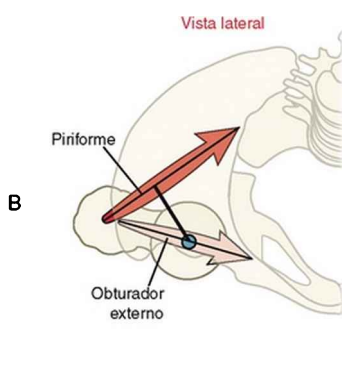
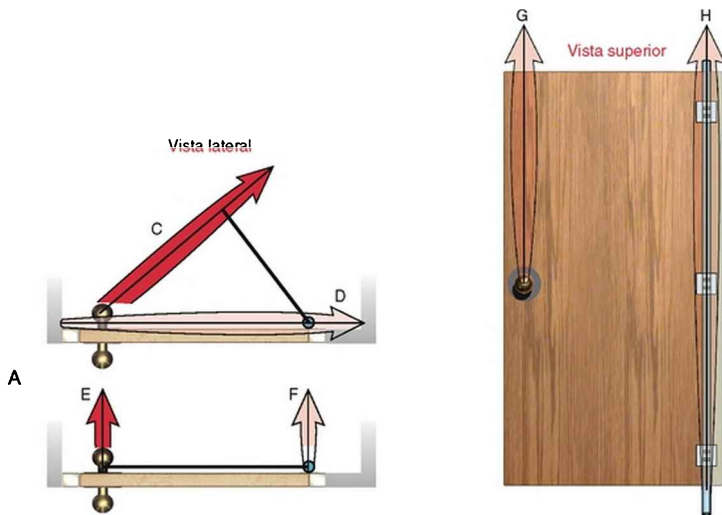


FIGURA 1-18 Analogia mecânica mostrando a mecânica básica de como uma força pode ser convertida em torque. **A**, Seis forças manualmente aplicadas são indicadas (*setas coloridas*), cada uma tentando rodar a porta no plano horizontal. A dobradiça vertical da porta é mostrada em azul. Os braços de momento disponíveis para duas das forças (à esquerda) são indicados pelas linhas pretas, originadas da dobradiça. **B**, Três forças produzidas por músculos são mostradas (*setas coloridas*), cada uma tentando rotacionar o fêmur (quadril) no plano horizontal. Os eixos de rotação são mostrados em azul e o braço de momento é indicado pela linha preta. Como descrito no texto, por questões similares, somente um dado número

de forças é realmente capaz de gerar um torque capaz de rodar a porta ou o quadril. Nesta analogia, supõe-se que todas as forças são as mesmas.

A Figura 1-18, A, mostra uma visão superior e lateral de uma porta montada sobre uma dobradiça vertical (colocada em azul). Forças aplicadas horizontalmente (C a F) representam diferentes tentativas de abrir a porta manualmente. Embora se suponha que todas as forças são iguais, apenas as forças C e E (aplicadas na maçaneta) são capazes de abrir a porta. Isso é verdade porque somente estas duas forças atendem os requisitos básicos à produção do torque: (1) cada força é aplicada em um plano perpendicular ao dado eixo de rotação (neste caso, a dobradiça) e (2) cada força está associada a um braço de momento (linha preta originária da dobradiça). Neste exemplo, o torque é o produto da força de tração por seu braço de momento. A Força E produz maior torque do que a Força C porque possui maior braço de momento (maior alavanca). Ainda assim, as forças C e E satisfazem o requisito para produzir um torque no plano horizontal.

As forças D e F, porém, não podem produzir torque no plano horizontal, sendo, portanto, incapazes de abrir a porta, independentemente de sua magnitude. Embora isso possa parecer intuitivamente óbvio, com base em nossa experiência de abrir ou fechar portas, o mecanismo real pode não ser tão claro. As forças D e F são dirigidas através do eixo de rotação (neste caso, a dobradiça) e, portanto, sua distância perpendicular é zero. Qualquer força multiplicada por zero produz zero torque ou zero rotação. Embora essas forças possam comprimir ou prejudicar a dobradiça, não abrirão a porta.

As forças G e H, mostradas à direita na Figura 1-18, A, também não conseguem abrir a porta. Qualquer força que

corra paralela ao eixo de rotação não é capaz de produzir um torque associado. O torque pode ser gerado apenas por uma força aplicada perpendicularmente a um dado eixo de rotação. As forças G e H, portanto, não são capazes de produzir torque no plano horizontal.

Para completar esta analogia, a Figura 1-18, B, mostra dois pontos de vista da articulação do quadril, com três músculos selecionados. Neste exemplo, os músculos são mostrados como produtores de forças que tentam rodar o fêmur no plano horizontal. (Nesta ilustração, as forças musculares são análogas às manualmente aplicadas à porta.) O eixo de rotação do quadril, como a dobradiça da porta, está na direção vertical (mostrado em azul). Como será explicado, mesmo que se suponha que todos os músculos produzem forças idênticas, apenas um é realmente capaz de rodar o fêmur (ou seja, produzir torque).

Os vetores de força ilustrados no lado esquerdo da Figura 1-18, B, representam as linhas de força dos dois músculos predominantemente alinhados em sentido horizontal no quadril (o piriforme e o obturador externo). O piriforme é capaz de produzir um torque de rotação externa no plano horizontal, pelas mesmas razões dadas para a força análoga C aplicada à porta (Fig. 1-18, A). Ambas as forças são aplicadas em um plano perpendicular ao eixo de rotação e cada uma possui um braço de momento associado (mostrada como a linha preta). Em evidente contraste, porém, o músculo obturador externo não pode produzir torque no plano horizontal. Esta força muscular (como a força análoga D que age sobre a porta) passa diretamente através do eixo vertical de rotação. Embora a força muscular comprima as superfícies da articulação, não roda o quadril, ao menos não no plano horizontal. Como será descrito no Capítulo 12, que estuda o

quadril, a alteração da posição rotacional da articulação geralmente cria um braço de momento para o músculo. Neste caso, o obturador externo pode gerar um torque de rotação externa no quadril, embora pequeno.

O componente final desta analogia é ilustrado à direita da Figura 1-18, B. As fibras médias do glúteo médio são mostradas tentando rodar o fêmur no plano horizontal, ao redor de um eixo vertical de rotação (mostrado como o ponto azul). Uma vez que as forças musculares agem essencialmente paralelas ao eixo vertical de rotação (como as forças G e H que agem na porta), são incapazes de gerar torque no plano horizontal. Este mesmo músculo, porém, é capaz de gerar torque em outros planos, principalmente o frontal.

Em resumo, um músculo é capaz de produzir um torque (ou rotação) em uma articulação somente se (1) produzir força em um plano perpendicular ao eixo de rotação de interesse e (2) agir com braço de momento associado maior que zero. De uma perspectiva diferente, um músculo ativo é incapaz de produzir torque se a força atravessa ou é paralela ao eixo de rotação associado. Isto se aplica a todos os eixos de rotação que podem existir em uma articulação; vertical, ântero-posterior (AP) ou médio-lateral (ML). Neste livro, tais princípios serão novamente discutidos diversas vezes.

## **Interação entre Músculos e Articulações**

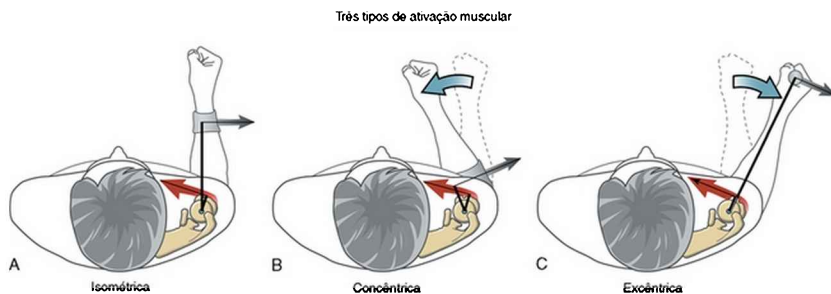
O termo *interação entre músculos e articulações* se refere aos efeitos gerais de uma força muscular sobre uma articulação. Este tópico é repetidamente revisto ao longo deste livro. Uma força produzida por um músculo que apresenta um braço de momento causa um torque e pode rotacionar uma articulação. Uma força produzida por um músculo que não apresenta braço de momento não provoca

torque ou rotação. A força muscular ainda é importante, porém, porque geralmente constitui uma fonte de estabilidade para a articulação.

## TIPOS DE ATIVAÇÃO MUSCULAR

Um músculo é considerado ativo quando é estimulado pelo sistema nervoso. Uma vez ativado, um músculo saudável produz força por meio de uma destas três maneiras: isométrica, concêntrica ou excêntrica. A fisiologia dos três tipos de ativação muscular é descrita em maiores detalhes no Capítulo 3 e será brevemente resumida a seguir.

A *ativação isométrica* ocorre quando um músculo produz uma força de tração enquanto mantém seu comprimento constante. Esse tipo de ativação é sugerido pela origem da palavra *isométrica* (do grego *isos*, igual, e *metron*, medida ou comprimento). Durante uma ativação isométrica, o torque interno produzido em um dado plano articular é igual ao torque externo; assim, não há encurtamento muscular ou rotação da articulação (Fig. 1-19, A).



**FIGURA 1-19** Três tipos de ativação muscular são mostrados conforme o peitoral maior produz uma força máxima para rotacionar a articulação do ombro (glenoumeral). Em cada uma



das três ilustrações, presume-se que o torque interno seja o mesmo: o produto da força muscular (*vermelho*) por seu braço de momento interno. O torque externo é o produto da força externa aplicada ao braço (*cinza*) e seu braço de momento externo. Note que o braço de momento externo e, portanto, o torque externo são diferentes em cada ilustração. **A**, A ativação isométrica ocorre quando o torque interno é igual ao torque externo. **B**, A ativação concêntrica ocorre quando o torque interno é maior do que o torque externo. **C**, A ativação excêntrica ocorre quando o torque externo é maior do que o torque interno. O eixo de rotação é vertical e está mostrado em azul, na cabeça do úmero. Todos os braços de momento são mostrados como grossas linhas pretas, originárias do eixo de rotação que atravessa a articulação glenoumeral. (Os vetores não estão desenhados em escala.)

A *ativação concêntrica* ocorre quando um músculo produz uma força de tração ao se contrair (encurtar) (Fig. 1-19, *B*). *Concêntrica* significa, literalmente, “indo para o centro”. Durante uma ativação concêntrica, o torque interno na articulação excede o torque externo em oposição. Isso é evidente conforme a contração muscular cria uma rotação da articulação na direção da tração do músculo ativado.

A *ativação excêntrica*, por outro lado, ocorre quando um músculo produz uma força de tração ao ser alongado por outra força mais dominante. A palavra *excêntrica* significa, literalmente, “distante do centro”. Durante uma ativação excêntrica, o torque externo ao redor da articulação excede o torque interno. Neste caso, a articulação rotaciona na direção ditada pelo torque externo relativamente maior, como o produzido pela força externa segurada pela mão da Figura 1-19, *C*. Muitas atividades

comuns empregam ativações musculares excêntricas. A lenta colocação de um copo d'água sobre a mesa, por exemplo, é causada pela tração da gravidade sobre o antebraço e a água. O bíceps ativado lentamente se alonga, para controlar a descida. O tríceps, embora considerado um “extensor” do cotovelo, tende a ser inativo durante esse processo em particular.

O termo *contração* é frequentemente usado como sinônimo de *ativação*, independentemente se o músculo é realmente encurtado, alongado ou se mantém o comprimento constante. O termo *contração* significa, literalmente, *aproximar*. Esse termo, porém, pode ser confuso quando se descreve uma ativação isométrica ou excêntrica. Tecnicamente, a contração de um músculo ocorre somente durante a ativação concêntrica.

## AÇÃO MUSCULAR EM UMA ARTICULAÇÃO

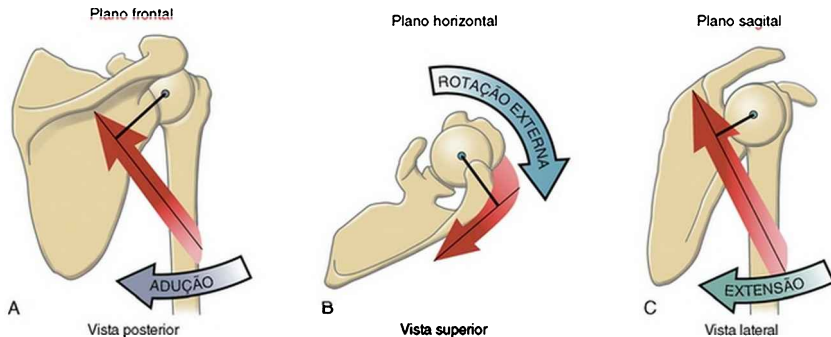
Uma *ação muscular* em uma articulação é definida como o potencial de um músculo provocar um torque em uma dada direção e plano de rotação. A denominação real de uma ação muscular se baseia na nomenclatura estabelecida, como flexão ou extensão no plano sagital, abdução ou adução no plano frontal, e assim por diante. Os termos *ação muscular* e *ação articular* são usados, neste livro, de forma alternada, dependendo do contexto da discussão. Se a ação estiver associada a uma ativação muscular não isométrica, a osteocinemática resultante pode envolver a cinemática de segmentos distais-proximais, ou vice-versa, dependendo de quais segmentos articulares estão menos restritos.

O estudo da cinesiologia pode permitir a determinação

da ação de um músculo sem que se dependa exclusivamente da memória. Suponha que o aluno queira determinar as ações do *deltoide posterior* na articulação glenoumeral (do ombro). Nesta análise em particular, são feitas duas suposições. Primeiro, presume-se que o úmero é o segmento mais livre da articulação e que a escápula é fixa, embora o contrário possa ser também presumido. Segundo, presume-se que, no momento da ativação muscular, o corpo está em posição anatômica.

A primeira etapa da análise é determinar os planos de movimento rotatório (graus de liberdade) permitidos na articulação. Neste caso, a articulação glenoumeral permite a rotação em todos os três planos (Fig. 1-5). Antes de continuar a análise, é teoricamente possível, portanto, que qualquer músculo que cruze o ombro possa expressar uma ação em até três planos. A Figura 1-20, A, mostra o potencial de rotação do deltoide posterior em relação ao úmero no plano frontal. O eixo de rotação passa em direção ântero-posterior pela cabeça do úmero. Na posição anatômica, a linha de força do deltoide posterior passa inferior ao eixo de rotação. Presumindo que a escápula é estável, o deltoide posterior contraído rotaciona o úmero em direção à adução com força igual ao produto da força muscular multiplicada por seu braço de momento interno (mostrado como a linha preta que sai do eixo). Essa mesma lógica é, a seguir, aplicada à determinação da ação de um músculo nos planos horizontal e sagital. Como mostrado na Figura 1-20, B e C, é aparente que o músculo é também um rotador externo (lateral) e extensor da articulação glenoumeral. Como será descrito neste texto, é comum que um músculo que cruza uma articulação com, pelo menos, dois graus de liberdade expresse múltiplas ações. Uma ação

específica pode não ser possível, porém, caso o músculo não apresente um braço de momento ou não produza força no plano associado. A determinação da possível ação (ou ações) de um músculo é o tema central no estudo da cinesiologia.



**FIGURA 1-20** As múltiplas ações do deltoide posterior na articulação glenoumeral são mostradas. **A**, Adução no plano frontal. **B**, Rotação externa no plano horizontal. **C**, Extensão no plano sagital. O braço de momento interno é mostrado, se estendendo do eixo de rotação (pequeno círculo ao redor da cabeça do úmero) até a interseção perpendicular com a linha de força do músculo.

A lógica aqui apresentada pode ser usada na determinação da ação de *qualquer* músculo do corpo, em qualquer articulação. Se disponível, o uso de um modelo articulado de esqueleto e um pedaço de barbante que mimetize a linha de força de um músculo ajuda a aplicação dessa lógica. Esse exercício é particularmente útil ao analisarmos um músculo cuja ação muda dependendo da posição da articulação. Um desses músculos é o deltoide posterior. Na posição anatômica, o deltoide posterior é um *adutor* da articulação glenoumeral (anteriormente

mostrada na Figura 1-20, A). Quando o braço é levantado (abduzido) bem acima da cabeça, porém, a linha de força do músculo é desviada para o lado *superior* do eixo de rotação. Em consequência disso, o deltoide posterior abduz, ativamente, o ombro. O exemplo mostra como um músculo pode ter ações opostas, dependendo da posição da articulação no momento da ativação muscular. É importante, portanto, estabelecer uma posição de referência para a articulação durante a análise das ações de um músculo. Uma posição de referência comum é a anatômica (Fig. 1-4). A não ser que especificado de outra forma, as ações musculares descritas nas Seções II a IV deste texto são baseadas na suposição de que a articulação está em posição anatômica.

### **Terminologia relacionada às ações musculares**

Os seguintes termos são frequentemente usados quando as ações dos músculos são descritas:

- O *agonista* é o músculo ou grupo muscular que está mais diretamente relacionado ao início e à execução de um dado movimento. O tibial anterior, por exemplo, é o agonista do movimento de dorsiflexão do tornozelo.
- O *antagonista* é o músculo ou grupo muscular cuja ação é considerada oposta a um dado agonista. Os músculos gastrocnêmio e sóleo, por exemplo, são considerados antagonistas do tibial anterior.
- Os músculos são considerados *sinergistas* quando cooperam durante a execução de um dado movimento. Na verdade, os movimentos mais significativos do corpo envolvem a ação de múltiplos músculos sinergistas. Considere, por exemplo, o flexor ulnar do carpo e o

flexor radial do carpo durante a flexão do punho. Os músculos atuam sinergicamente, pois cooperam para flexionar o punho. Cada músculo, porém, deve neutralizar a tendência apresentada pelo outro de mover o punho para os lados (desvio radial e ulnar). A paralisia de um dos músculos altera, de forma significativa, a ação geral do outro.

Outro exemplo de sinergia muscular é descrito como um acoplamento de forças musculares. O *acoplamento de forças* musculares é formado quando dois ou mais músculos produzem simultaneamente forças em diferentes direções lineares, embora os torques resultantes atuem na mesma direção rotatória. Uma analogia familiar de um acoplamento de forças ocorre entre as duas mãos, quando giram o volante de um carro. A rotação para a direita, por exemplo, se dá pela ação da mão direita, puxando para baixo, e da mão esquerda, puxando para cima. Embora as mãos produzam forças em direções lineares diferentes, causam no volante um torque na mesma direção rotatória. O músculo flexor do quadril e os músculos extensores da coluna lombar, por exemplo, formam um acoplamento de forças que rotaciona a pelve no plano sagital, ao redor das articulações do quadril (Fig. 1-21).

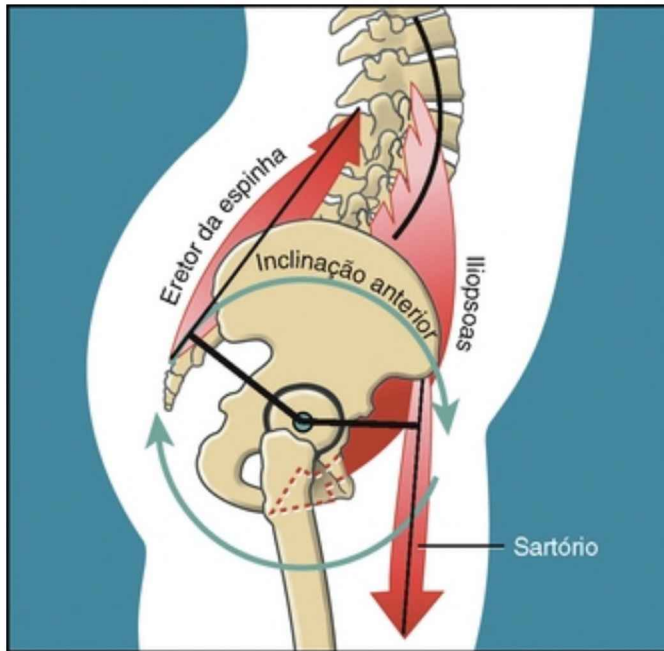


FIGURA 1-21 Vista lateral da força acoplada formada entre dois músculos representativos da flexão do quadril (sartório e iliopsoas) e músculos extensores das costas (eretor da espinha) conforme estes se contraem para inclinar a pelve em direção anterior. Os braços de momento internos usados pelos músculos são indicados pelas linhas pretas. O eixo de rotação segue através das duas articulações do quadril.

## Alavancas Musculoesqueléticas

### TRÊS CLASSES DE ALAVANCAS

No corpo, as forças internas e externas produzem torques por meio de um sistema de alavancas ósseas. De modo geral, uma alavanca é uma máquina simples, composta por um bastão rígido suspenso por um ponto de pivô. A gangorra é um exemplo clássico de alavanca de primeira

classe (Fig. 1-22). Uma função da alavanca é converter uma força linear em torque rotatório. Como mostrado na gangorra da Figura 1-22, um homem de 672 N (cerca de 68 kg) sentado a 0,91 m do ponto de pivô produz um torque que equilibra o menino, que apresenta metade de seu peso e está sentado a uma distância duas vezes maior do ponto de pivô. Na Figura 1-22, os torques opostos são iguais ( $PC_h \times D = PC_m \times D_1$ ): o sistema de alavanca, portanto, está balanceado e em equilíbrio. Como indicado, o menino possui a maior alavancagem ( $D_1 > D$ ). Um importante conceito da alavanca é que, com comprimentos desiguais de braços de momento, os torques opostos somente podem equilibrar um ao outro se as forças opostas (ou pesos corpóreos, como na figura anterior) têm magnitudes diferentes.

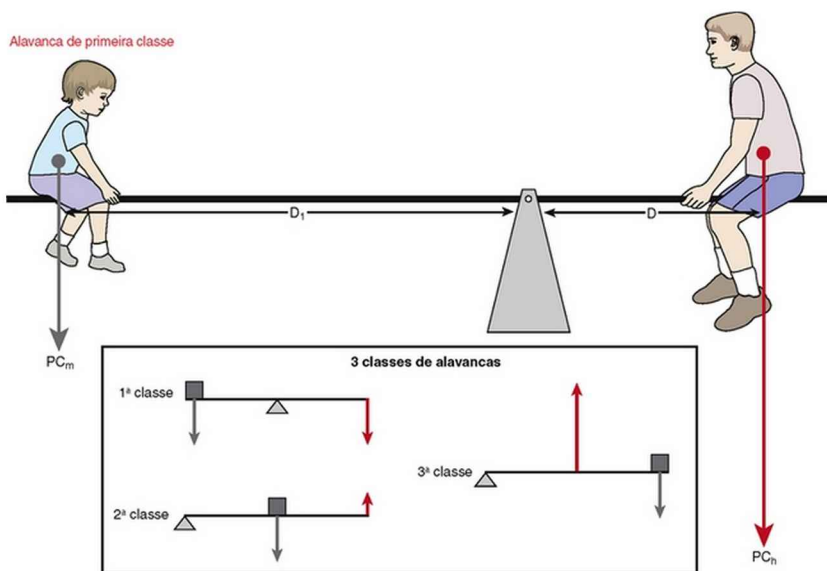


FIGURA 1-22 Uma gangorra é mostrada como típica



alavanca de primeira classe. O peso corpóreo do homem ( $PC_h$ ) é de 672 N (cerca de 68 kg). Ele está sentado a 0,91 m do ponto de pivô (braço de momento do homem = D). O peso corpóreo do menino ( $PC_m$ ) é somente 336 N (cerca de 34 kg). Ele está sentado a 1,82 m do ponto de pivô (braço de momento do menino =  $D_1$ ). A gangorra está equilibrada porque o torque em sentido horário produzido pelo homem é igual, em magnitude, ao torque em sentido anti-horário produzido pelo menino:  $672 \text{ N} \times 0,91 \text{ m} = 336 \text{ N} \times 1,82 \text{ m}$ . O quadro compara as três classes de alavancas. Em cada alavanca, as forças opostas podem ser consideradas forças internas (como a tração muscular mostrada em vermelho) e uma força externa ou carga (mostrada em cinza). O eixo de rotação ou ponto de pivô é indicado pela cunha. (Os vetores de força estão desenhados em escala.)

Dentro do corpo, as forças internas e externas produzem torques por meio de um sistema de alavancas ósseas. As forças mais importantes envolvidas nas alavancas musculoesqueléticas são aquelas produzidas por músculos, pela gravidade e pelo contato físico com o ambiente. O ponto de pivô, ou fulcro, está localizado na articulação. Como na gangorra, os torques internos e externos, no sistema musculoesquelético, podem ser iguais, como durante uma atividade isométrica; ou, com maior frequência, um dos dois torques opostos é dominante, resultando em movimentação da articulação.

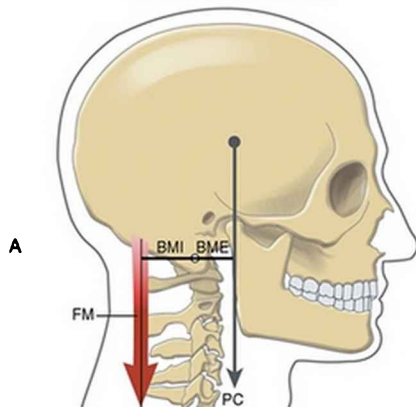
As alavancas são classificadas como de *primeira*, *segunda* e *terceira* classes (detalhe na Fig. 1-22).

### **Alavanca de primeira classe**

Como representado na Figura 1-22, a alavanca de primeira classe tem seu eixo de rotação posicionado *entre* as forças opostas. Um exemplo de alavanca de primeira classe no

corpo humano é formado pelos músculos extensores da cabeça e do pescoço que controlam a postura no plano sagital (Fig. 1-23, A). Como no exemplo da gangorra, a cabeça é mantida em equilíbrio quando o produto da força muscular (FM) multiplicado pelo braço de momento interno (BMI) se iguala ao produto do peso da cabeça (PC) multiplicado por seu braço de momento externo (BME). Nas alavancas de primeira classe, as forças internas e externas geralmente agem em direções lineares similares, embora possam produzir torques em direções rotatórias opostas.

Alavanca de primeira classe



**Dados para a alavanca de primeira classe**

Força muscular (FM) = desconhecida  
 Peso da cabeça (PC) = 46,7 N (4,76 kg)  
 Braço de momento interno (BMI) = 4 cm  
 Braço de momento externo (BME) = 3,2 cm  
 Vantagem mecânica = 1,25

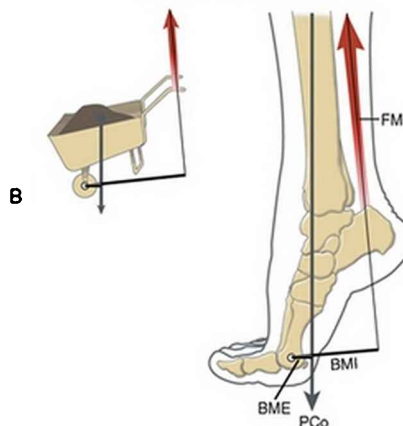
$$FM \times BMI = PC \times BME$$

$$FM = \frac{PC \times BME}{BMI}$$

$$FM = \frac{46,7 \text{ N} \times 3,2 \text{ cm}}{4 \text{ cm}}$$

$$FM = 37,4 \text{ N (3,81 kg)}$$

Alavanca de segunda classe



**Dados para a alavanca de segunda classe**

Força muscular (FM) = desconhecida  
 Peso do corpo (PCo) = 667 N (68,04 kg)  
 Braço de momento interno (BMI) = 12 cm  
 Braço de momento externo (BME) = 3 cm  
 Vantagem mecânica = 4

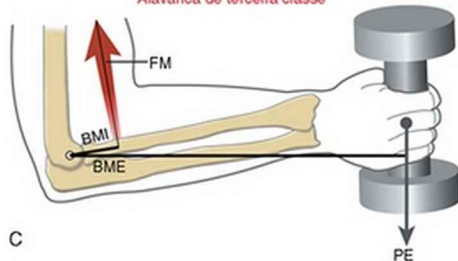
$$FM \times BMI = PCo \times BME$$

$$FM = \frac{PCo \times BME}{BMI}$$

$$FM = \frac{667 \text{ N} \times 3 \text{ cm}}{12 \text{ cm}}$$

$$FM = 166,8 \text{ N (17 kg)}$$

Alavanca de terceira classe



**Dados para a alavanca de terceira classe**

Força muscular (FM) = desconhecida  
 Peso externo (PE) = 66,7 N (6,80 kg)  
 Braço de momento interno (BMI) = 5 cm  
 Braço de momento externo (BME) = 35 cm  
 Vantagem mecânica = 0,143

$$FM \times BMI = PE \times BME$$

$$FM = \frac{PE \times BME}{BMI}$$

$$FM = \frac{66,7 \text{ N} \times 35 \text{ cm}}{5 \text{ cm}}$$

$$FM = 467 \text{ N (47,63 kg)}$$

FIGURA 1-23 Exemplos anatômicos de alavancas de primeira (A), segunda (B) e terceira (C) classes. (Os vetores não estão

desenhados em escala.) Os dados contidos nos quadros à direita mostram como calcular a força muscular requerida à manutenção do equilíbrio estático de rotação. Note que a vantagem mecânica é indicada em cada quadro. A ativação muscular (mostrada em vermelho) é, em cada caso, isométrica, sem movimentação da articulação.

### **Alavanca de Segunda Classe**

Uma alavanca de segunda classe sempre apresenta duas características. Primeiro, seu eixo de rotação está localizado em uma extremidade do osso. Segundo, o músculo, ou força interna, apresenta maior alavancagem do que a força externa. As alavancas de segunda classe são muito raras no sistema musculoesquelético. O exemplo clássico é a produção do torque necessário para ficar na ponta dos pés pelos músculos da panturrilha (Fig. 1-23, B). Supõe-se que o eixo de rotação dessa ação atua por meio das articulações metatarsofalangeanas. Com base nesta suposição, o braço de momento interno usado pelos músculos da panturrilha excede grandemente o braço de momento externo usado pelo peso corpóreo.

### **Alavanca de Terceira Classe**

Como nas alavancas de segunda classe, o eixo de rotação da alavanca de terceira classe está localizado na extremidade do osso. Os músculos flexores do cotovelo usam uma alavanca de terceira classe para produzir o torque de flexão necessário à sustentação de um peso colocado na mão (Fig. 1-23, C). Diferentemente da alavanca de segunda classe, o peso externo suportado pela alavanca de terceira classe possui maior alavancagem do que a força muscular. A alavanca de terceira classe é a

alavanca mais comumente usada no sistema musculoesquelético.

## VANTAGEM MECÂNICA

A *vantagem mecânica* (VM) de uma alavanca musculoesquelética pode ser definida pela relação entre o braço de momento interno e o braço de momento externo. Dependendo da localização do eixo de rotação, a alavanca de primeira classe pode apresentar VM igual, menor ou maior do que um. Nas alavancas de segunda classe, a VM é sempre maior do que um. Como mostrado nos quadros associados à Figura 1-23, *A* e *B*, os sistemas de alavanca com VM maior do que um são capazes de equilibrar a equação de torque quando a força interna (muscular) é *menor* do que a força externa. As alavancas de terceira classe sempre apresentam VM menor do que um. Como mostrado na Figura 1-23, *C*, para equilibrar a equação de torque, o músculo deve produzir uma força *muito maior* do que a força externa oposta.

A maioria dos músculos do sistema musculoesquelético funciona com uma VM muito *menor do que um*. Considere, por exemplo, o bíceps no cotovelo, o quadríceps no joelho e o supraespinhoso e o deltoide no ombro.<sup>10,26</sup> Cada um desses músculos se liga ao osso em um ponto relativamente próximo ao eixo de rotação da articulação. As forças externas que se opõem à ação desses músculos geralmente exercem sua influência consideravelmente *distal* à articulação, como na mão ou no pé. Considere as demandas de força colocadas sobre os músculos supraespinhoso e deltoide para manter o ombro abduzido a 90 graus enquanto um peso externo de 35,6 N

(3,6 kg) é segurado na mão. Neste exemplo, suponha que os músculos apresentem braço de momento interno de 2,5 cm e que o centro de massa do peso externo apresente um braço de momento externo de 50 cm. (Para simplificar, o peso do membro é ignorado.) Em teoria, a VM de 1/20 requer que o músculo produza 711,7 N (72,6 kg) de força, ou 20 vezes o peso da carga externa! (Matematicamente falando, a relação entre a força muscular e a carga externa é baseada no *inverso* da VM). Como princípio geral, a maioria dos músculos esqueléticos produz forças muitas vezes maiores do que as cargas externas opostas. Dependendo do formato do músculo e da configuração da articulação, uma grande porcentagem da força muscular produz compressão ou forças de cisalhamento nas superfícies articulares. Estas forças *miogênicas* (produzidas pelo músculo) são as maiores responsáveis pela quantidade e direção da força de reação articular.

### **Ditando a compensação entre força e distância**

Como previamente descrito, muitos músculos são obrigados a produzir uma força muito maior do que a resistência aplicada pela carga externa. A princípio, este *design* pode parecer falho. O *design* é absolutamente necessário, porém, ao considerar os muitos movimentos funcionais que requerem grande deslocamento e velocidade dos pontos mais distais das extremidades.

O *trabalho* é o produto da força vezes a distância pela qual ela é aplicada. Além de converter a força em torque, uma alavanca musculoesquelética converte o trabalho de um músculo em contração em trabalho de um osso em rotação e carga externa. A VM de uma dada alavanca

musculoesquelética dita *como* o trabalho será realizado. Uma vez que o trabalho é o produto da força pela distância, ele pode ser realizado através de uma força relativamente grande exercida por uma distância relativamente pequena ou por uma força pequena exercida por uma distância maior. Considere a pequena vantagem mecânica de  $1/20$  anteriormente descrita para os músculos supraespinhoso e deltoide. Essa VM implica que o músculo deve produzir uma força 20 vezes maior do que o peso da carga externa. O que deve ser considerado, porém, é que os músculos precisam se contrair somente 5% ( $1/20$ ) da distância para que o centro de massa da carga seja elevado pela ação de abdução. Uma distância de contração (excursão) muito curta dos músculos produz um deslocamento vertical muito maior da carga. Ao considerar o elemento *tempo* neste exemplo, os músculos produzem uma força relativamente grande em uma *velocidade* de contração relativamente baixa. O benefício mecânico, porém, é que uma carga externa relativamente leve é levantada em uma velocidade muito mais alta.

Em resumo, a maioria dos sistemas musculares e articulares do corpo funciona com uma VM bem menor do que um. Sendo este o caso, a distância e a velocidade do deslocamento da carga sempre excedem às da contração muscular. A obtenção de uma velocidade linear alta na extremidade distal dos membros é necessária à geração de forças de contração maiores contra o ambiente. Essas forças altas podem ser usadas para acelerar rapidamente os objetos segurados pelas mãos, como uma raquete de tênis, ou acelerar os membros puramente como expressão de arte e atletismo, como na dança. Independentemente da natureza do movimento, os sistemas musculares-articulares

que operam na VM menor do que um devem pagar uma “penalidade”, gerando forças internas relativamente grandes mesmo em atividades onde a carga é aparentemente baixa. Os tecidos periarticulares, como a cartilagem articular, os coxins adiposos e as bolsas, devem absorver ou dissipar parcialmente essas grandes forças miogênicas. Na ausência de tal proteção, as articulações podem sofrer degeneração parcial, tornando-se dolorosas e cronicamente inflamadas. Este quadro é frequentemente característico da osteoartrite.

### ENFOQUE ESPECIAL 1-4 Vantagem Mecânica: Entendendo Melhor a Equação do Equilíbrio de Torque

Como discutido, a vantagem mecânica (VM) de uma alavanca musculoesquelética pode ser definida como a razão entre seus braços de momento interno e externo.

- As alavancas de primeira classe apresentam VM inferior a 1, igual a 1 ou superior a 1.
- Nas alavancas de segunda classe, a VM é sempre maior do que 1.
- Nas alavancas de terceira classe, a VM é sempre menor do que 1.

A expressão matemática da VM é derivada da equação de equilíbrio de torque:

(Equação 1-1)

$$FM \times BMI = FE \times BME$$

onde



FM (Força muscular

FE = Força externa

BMI (Braço de momento interno

BME (Braço de momento externo

A Equação 1 pode ser rearranjada da seguinte forma:

(Equação 1-2)

$$\text{BMI/BME} = \text{FE/FM}$$

- Em algumas alavancas de primeira classe,  $\text{BMI/BME} = 1$ ; a equação de torque apenas é equilibrada quando  $\text{FM} = \text{FE}$ .
- Em algumas alavancas de primeira classe e em todas as de segunda classe,  $\text{BMI/BME} > 1$ ; a equação de torque apenas é equilibrada quando FM é menor do que FE.
- Em algumas alavancas de primeira classe e em todas as de terceira classe,  $\text{BMI/BME} < 1$ ; a equação de torque apenas é equilibrada quando FM é maior do que FE.

Como indicado na Equação 1-2, a VM pode também ser expressa pela razão entre a força externa e a força muscular ( $\text{FE/FM}$ ). Embora isso seja correto, este texto usa a convenção de definição da VM de músculos e articulações como a razão entre os braços de momento interno e externo ( $\text{BMI/BME}$ ).

## **RESUMO**

O corpo humano se move principalmente por meio de rotações de seus membros e tronco. Dois termos úteis que descrevem esses movimentos são osteocinemática e artrocinemática. A osteocinemática descreve o movimento dos membros ou do tronco em um de três planos cardeais,

cada um ocorrendo ao redor de um eixo associado de rotação. Os descritores da osteocinemática, como rotação interna ou extensão, facilitam o estudo desses mo

vimentos. A artrocinemática compreende os movimentos que ocorrem entre as superfícies articulares. A grande aceitação dos descritores artrocinemáticos, como rolamento, deslizamento e giro, por exemplo, melhorou a habilidade de clínicos e estudantes de conceituar os movimentos que ocorrem nas articulações. Essa terminologia é extensivamente usada na terapia manual, o tratamento baseado principalmente em movimentos específicos que ocorrem *entre* as superfícies articulares. A forte associação entre a artrocinemática e a morfologia articular estimulou o crescimento do tópico da artrologia: o estudo da estrutura e da função das articulações e seus tecidos conjuntivos adjacentes.

### ENFOQUE ESPECIAL 1-5 Alteração Cirúrgica da Vantagem Mecânica de um Músculo

Um cirurgião pode realizar uma cirurgia de transferência de tendões e músculos com o objetivo de restaurar parcialmente a perda de torque interno em uma articulação.<sup>5</sup> Considere, por exemplo, a paralisia completa dos músculos flexores do cotovelo após a poliomielite. Tal paralisia pode ter consequências funcionais profundas, principalmente se for bilateral. Uma abordagem à restauração da flexão do cotovelo é o redirecionamento cirúrgico do tendão do tríceps, completamente inervado, ao lado anterior do cotovelo (Fig. 1-24). O tríceps, agora passando anteriormente ao eixo médio-lateral de rotação do cotovelo, torna-se um flexor, ao invés de extensor. O comprimento do braço de momento interno para a

ação de flexão pode ser exagerado, se desejado, aumentando-se a distância perpendicular entre o tendão transferido e o eixo de rotação. Aumentando a vantagem mecânica do músculo (VM), o músculo ativado produz um maior torque por nível de força muscular. Isso pode ser benéfico, dependendo das circunstâncias específicas do paciente.

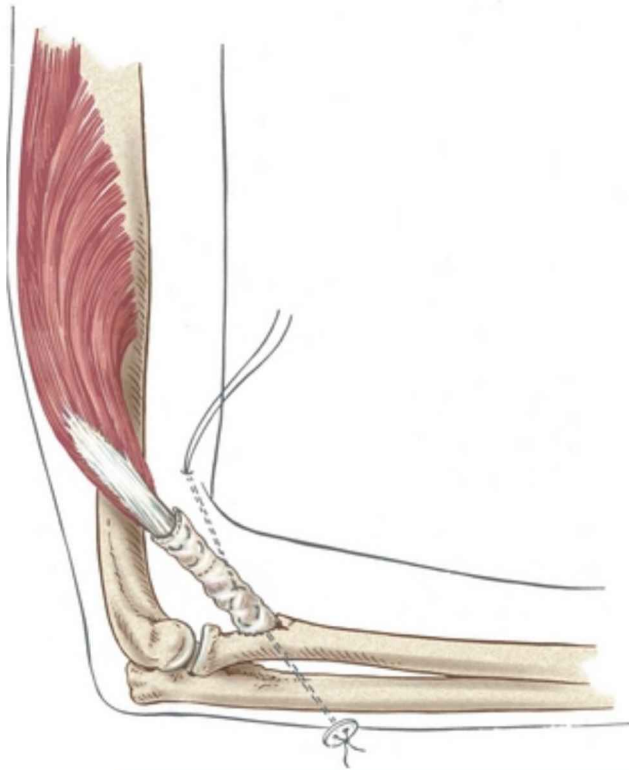


FIGURA 1-24 Transferência anterior do tendão do tríceps após a paralisia dos músculos flexores do cotovelo. O tendão do tríceps é alongado por um enxerto de fáscia.

(De Bunnell S: *Restoring flexion to the paralytic elbow*, *J Bone Joint Surg Am* 33:566, 1951.)

Há uma importante compensação mecânica sempre que a VM de um músculo é cirurgicamente aumentada. Embora um maior torque por nível de força muscular seja produzido, há uma dada quantidade de encurtamento muscular, levando ao deslocamento angular reduzido da articulação. Por causa disso, a contração muscular completa pode produzir um torque amplo, mas a articulação pode perder sua capacidade total de movimentação.<sup>6</sup> Em essência, a amplitude ativa de movimento é “retardada” em relação à contração muscular. A redução do deslocamento e da velocidade do segmento distal da articulação pode ter consequências funcionais negativas. Essa compensação mecânica deve ser considerada antes que a distância perpendicular interna do músculo seja cirurgicamente aumentada. Muitas vezes, o maior potencial de torque ganho pelo aumento do braço de momento é funcionalmente mais significativo do que a perda de velocidade e distância do movimento.

Enquanto a *cinemática* se refere à *movimentação* de ossos e articulações, a *cinética* se refere às *forças* que causam ou interrompem o movimento. Os músculos produzem forças que propõem o corpo ao movimento. Um conceito fundamental apresentado no Capítulo 1 é a apreciação de como uma força muscular que atua em direção linear produz um torque ao redor de uma articulação. Um torque interno é a expressão angular de uma força muscular, com uma magnitude igual ao produto da força muscular vezes seu braço de momento; ambas as variáveis são igualmente importantes ao considerarmos a força de uma ação muscular. Também importante para o estudo da cinesiologia é a compreensão de como um torque externo afeta uma articulação. Um torque externo é

definido como o produto de uma força externa (como a gravidade ou o contato físico) e seu braço de momento associado. Por fim, movimento e postura são baseados na interação instantânea *entre* os torques interno e externo — sua direção prevalente e extensão são determinadas pelo torque mais dominante.

A maioria dos músculos do corpo atua por meio de um sistema de alavancas esqueléticas com vantagem mecânica muito menor do que um. Esse *design* favorece uma velocidade relativamente alta e o deslocamento da extremidade distal dos membros. Essa assim chamada “vantagem” biomecânica ocorre à custa de uma força muscular que geralmente é muito mais alta do que o peso combinado do membro e da carga externa sustentada. As forças musculares obrigatoriamente grandes são dirigidas através das superfícies das articulações até os ossos, sendo frequentemente descritas em termos de compressão e cisalhamento. Para que essas forças sejam fisiologicamente toleradas durante a vida, as extremidades articulares da maioria dos ossos são relativamente grandes, aumentando as áreas de superfície de modo a reduzir o pico da pressão de contato. Maior proteção é conferida pela presença de osso subcondral esponjoso, relativamente absorvente, logo abaixo da cartilagem articular. Essas características são essenciais à dissipação de forças que poderiam causar degeneração e até provocar osteoartrite.

O estudo da cinesiologia dedica grande atenção às ações de músculos individuais e suas linhas únicas de força relativas ao eixo de rotação da articulação. Uma vez que isso é entendido, o foco do estudo geralmente recai sobre o entendimento de como múltiplos músculos cooperam para controlar movimentos complexos, frequentemente em

diversas articulações. Os músculos atuam de forma sinérgica por muitas razões. As interações musculares podem servir para estabilizar locais de ligação proximal, neutralizar ações secundárias ou terciárias indesejadas ou simplesmente aumentar o poder, a força ou o controle de um dado movimento. Quando a função muscular é interrompida por doenças ou lesões, a ausência de tal sinergia é frequentemente responsável pela patomecânica de um movimento. Considere, por exemplo, as consequências da paralisia ou fraqueza de alguns músculos em um grupo funcional. Mesmo os músculos saudáveis não afetados (quando agem em relativo isolamento) apresentam um papel dominante no padrão anormal do movimento. O resultante desequilíbrio cinético na região pode levar a certos movimentos ou posturas compensatórias, podendo provocar deformidades e função reduzida. Compreender como os músculos interagem normalmente é um pré-requisito ao entendimento da patomecânica geral da região. Tal compreensão é o fundamento do planejamento de intervenções terapêuticas eficazes, focadas na restauração ou maximização da função.

A cinesiologia é o estudo do movimento humano tanto em condições saudáveis e ideais quanto naqueles afetados por traumas, doenças ou desuso. Para facilitar esse estudo, este livro é focado principalmente na estrutura e na função do sistema musculoesquelético. Uma grande ênfase é dada à interação entre forças e tensões criadas por músculos, gravidade e tecidos conjuntivos ao redor de articulações. Este capítulo ajudou a estabelecer o fundamento de muitos dos conceitos básicos e da terminologia empregados por este livro.

## GLOSSÁRIO

---

**Absorção do choque:** o ato de dissipação de uma força.

**Ação muscular:** potencial de um músculo de produzir um torque em um dado plano de movimentação e direção de rotação (também denominado *ação articular* quando se refere especificamente ao potencial do músculo de rotacionar uma articulação). Os termos que descrevem uma ação muscular são a flexão, a pronação, a supinação e assim por diante.

**Aceleração:** alteração na velocidade de um corpo ao longo do tempo, expressa em termos linear ( $m/s^2$ ) e angular ( $graus/s^2$ ).

**Acoplamento de forças:** dois ou mais músculos que agem em direções lineares diferentes, mas produzem torques na mesma direção rotatória.

**Alavanca:** comprimento relativo de um braço de momento apresentado por uma dada força.

**Ângulo de inserção:** ângulo formado entre um tendão de um músculo e o eixo longo do osso onde este se insere.

**Antagonismo produtivo:** fenômeno em que a tensão relativamente baixa existente em tecidos conjuntivos estirados realiza uma função útil.

**Artrocinemática:** movimentos de rolamento, deslizamento e giro que ocorrem entre as superfícies curvas das articulações.

**Ativação concêntrica:** músculo ativado que encurta conforme produz uma força de tração.

**Ativação excêntrica:** músculo ativado que produz uma força de tração enquanto é alongado por outra força mais dominante.

**Ativação isométrica:** músculo ativado que mantém seu comprimento constante ao produzir uma força de impulso.

**Braço de momento:** distância perpendicular entre o eixo de rotação e a linha de força.

**Braço de momento externo:** distância perpendicular entre um eixo de rotação e a força externa.

**Braço de momento interno:** distância perpendicular entre o eixo de rotação e a força interna (muscular).

**Cadeia cinemática:** série de segmentos articulados unidos, como a conexão entre pelve, coxa, perna e pé no membro inferior.

**Carga:** termo geral que descreve a aplicação de uma força em um corpo.

**Centro de massa:** ponto no centro exato da massa de um objeto (também referido como *centro de gravidade* quando se considera o peso da massa).

**Cinemática:** ramo da mecânica que descreve o movimento de um corpo sem considerar as forças ou torques que podem produzi-lo.

**Cinemática de segmento distal-proximal:** tipo de movimento em que o segmento distal de uma articulação é rotacionado em relação a um segmento proximal fixo (também denominada *cadeia cinemática aberta*).

**Cinemática de segmento proximal-distal:** tipo de movimento em que o segmento proximal de uma



articulação é rotacionado em relação a um segmento distal fixo (também denominada *cadeia cinemática fechada*).

**Cinética:** ramo da mecânica que descreve o efeito de forças sobre o corpo.

**Cisalhamento:** força produzida por dois objetos comprimidos um contra o outro, em direções opostas (como a ação das duas lâminas de uma tesoura).

**Complacência:** o contrário de rigidez.

**Compressão:** uma força, aplicada perpendicularmente à superfície de contato, que puxa ou empurra um objeto diretamente contra outro.

**Deformação:** tensão progressiva em um material exposto a uma carga constante durante um dado tempo.

**Deslizamento:** termo artrocinemático que descreve quando um único ponto de uma superfície articular faz contato com múltiplos pontos de outra superfície articular.

**Deslocamento:** alteração na posição linear ou angular de um objeto.

**Distensão:** relação entre o comprimento de um tecido deformado e sua extensão inicial. Pode também ser expressa em unidades de distância (m).

**Distração:** uma força, aplicada perpendicularmente à superfície de contato, que empurra ou puxa um objeto diretamente, afastando-o de outro.

**Eixo de rotação:** linha imaginária que se estende através de uma articulação, onde ocorre a rotação (também chamado *ponto de pivô* ou *centro de rotação*).

**Eixo longitudinal:** eixo que se estende em um osso longo

ou segmento corpóreo ou paralelo a este.

**Eixo rotacional:** movimentação angular de um objeto em direção perpendicular a seu eixo longitudinal; frequentemente usado na descrição do movimento no plano horizontal.

**Elasticidade:** propriedade de um material demonstrada por sua habilidade em retornar a seu comprimento de origem após a remoção da força deformadora.

**Equilíbrio linear estático:** estado de um corpo em repouso em que a soma de todas as forças é igual a zero.

**Equilíbrio rotatório estático:** estado de um corpo em repouso em que a soma de todos os torques é igual a zero.

**Escalar:** quantidade, como velocidade ou temperatura, que é completamente especificada por sua magnitude e não possui direção.

**Estresse:** força gerada conforme o tecido resiste à deformação dividida por sua área transversal (também chamada *pressão*).

**Flexão:** efeito de uma força que deforma um material em ângulos retos em seu eixo longo. Um tecido flexionado é comprimido em seu lado côncavo e colocado sob tensão em seu lado convexo. Um momento de flexão é a medida quantitativa deste fenômeno. Similar ao torque, o momento de flexão é o produto da força de flexão pela distância perpendicular entre esta e seu eixo de rotação.

**Força:** empuxo ou tração que produz, retarda ou modifica um movimento.

**Força ativa:** empuxo ou tração gerados por um músculo estimulado.

**Força passiva:** empuxo ou tração gerados por outras fontes que não o músculo, como tensão nos tecidos conectivos periarticulares alongados, contato físico e assim por diante.

**Força da gravidade:** potencial de aceleração de um corpo em direção ao centro da terra resultante da gravidade.

**Força de reação articular:** força existente em uma articulação, desenvolvida em reação ao efeito total das forças internas e externas. A força de reação articular inclui forças de contato entre as superfícies articulares, assim como forças de qualquer estrutura periarticular.

**Força externa:** empuxo ou tração produzidos por fontes localizadas *fora* do corpo. Dentre estas, incluem-se a gravidade e o contato físico aplicado contra o corpo.

**Força interna:** empuxo ou tração produzidos por uma estrutura localizada no interior do corpo. Com maior frequência, a *força interna* se refere à força produzida por um músculo ativo.

**Fricção:** resistência ao movimento entre duas superfícies de contato.

**Giro:** termo artrocinemático que descreve quando um único ponto de uma superfície articular se rotaciona sobre um único ponto de outra superfície articular.

**Graus de liberdade:** número de direções independentes de movimentação permitidas em uma articulação. Uma articulação pode ter até três graus de translação e três graus de rotação.

**Linha de força:** direção e orientação de uma força muscular.

**Linha de gravidade:** direção e orientação da tração gravitacional sobre um corpo.

**Massa:** quantidade de matéria em um objeto.

**Movimento ativo:** movimento causado por músculo estimulado.

**Movimento passivo:** movimento produzido por uma fonte que não o músculo ativo.

**Movimentos acessórios:** movimentos leves, passivos e involuntários permitidos na maioria das articulações (também chamado jogo articular).

**Músculo agonista:** músculo ou grupo muscular mais diretamente relacionado ao início e à execução de um dado movimento.

**Músculo antagonista:** músculo ou grupo muscular de ação oposta a um dado músculo agonista.

**Osteocinemática:** movimento dos ossos em relação aos três planos cardinais principais.

**Peso:** força gravitacional que age sobre uma massa.

**Plasticidade:** propriedade de um material demonstrada pela deformação permanente após a remoção da força.

**Posição anatômica:** posição de referência do corpo usada para descrever a localização e a movimentação de suas partes. Nesta posição, o indivíduo está em pé, ereto e olhando para a frente, com os braços repousando de lado, os antebraços completamente supinados e os dedos estendidos.

**Posição de bloqueio (*closed-packed*):** posição única da maioria das articulações em que as superfícies articulares

são mais congruentes e os ligamentos estão esticados ao máximo.

**Posições de desbloqueio (*loose-packed*):** posições da maioria das articulações sinoviais do corpo em que as superfícies articulares são menos congruentes e os ligamentos estão relaxados.

**Pressão:** força dividida pela área da superfície (também chamada *estresse*).

**Rigidez:** razão do estresse (força) pela distensão (alongamento) em um material elástico, ou N/m (também denominado *módulo de Young* ou *módulo de elasticidade*).

**Rolamento:** termo artrocinemático que descreve quando múltiplos pontos de uma superfície articular fazem contato com múltiplos pontos de outra superfície articular.

**Rotação:** movimento angular em que um corpo rígido se move de maneira circular ao redor de um ponto de pivô ou eixo de rotação.

**Rotação axial:** movimento angular de um objeto na direção perpendicular ao seu eixo longitudinal; frequentemente usado para descrever um movimento no plano horizontal.

**Segmento:** qualquer parte de um corpo ou membro.

**Sinergistas:** dois ou mais músculos que cooperam para executar um dado movimento.

**Tensão:** aplicação de uma ou mais forças paralelas que distanciam ou separam um material (também chamada *força de distração*). Usada para indicar o estresse interno em um tecido conforme este resiste ao alongamento.

**Torção:** aplicação de uma força que torce um material ao longo de seu eixo longitudinal.

**Torque:** força multiplicada por seu braço de momento; tende a movimentar um corpo ou segmento ao redor de um eixo de rotação.

**Torque externo:** produto de uma força externa e seu braço de momento externo (também chamado *momento externo*).

**Torque interno:** produto de uma força interna e seu braço de momento interno.

**Translação:** movimento linear em que todas as partes de um corpo rígido se movem de forma paralela e na mesma direção de qualquer outra parte do corpo.

**Vantagem mecânica:** relação entre o braço de momento interno e o braço de momento externo.

**Velocidade:** alteração na posição de um corpo durante o tempo, expressa em termo linear (m/s) ou angular (graus/s).

**Vetor:** quantidade, como velocidade ou força, que é completamente especificada por sua magnitude e direção.

**Viscoelasticidade:** propriedade de um material expressa pela alteração da relação entre estresse e distensão durante o tempo.

## **REFERÊNCIAS**

---

- 1 Akeson WH, Amiel D, LaViolette D, et al. The connective tissue response to immobility: an accelerated ageing response? *Exp Gerontol.* 1968;3:289-301.
- 2 Belisle AL, Bicos J, Geaney L, et al. Strain pattern comparison of double-

- and single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction techniques with the native anterior cruciate ligament. *Arthroscopy*. 2007;23:1210-1217.
- 3 Beynnon BD, Fleming BC. Anterior cruciate ligament strain in-vivo: A review of previous work. *J Biomech*. 1998;31:519-525.
  - 4 Beynnon BD, Fleming BC, Johnson RJ, et al. Anterior cruciate ligament strain behavior during rehabilitation exercises in vivo. *Am J Sports Med*. 1995;23:24-34.
  - 5 Brand PW. Clinical biomechanics of the hand. St Louis: Mosby, 1985.
  - 6 Brand PW. The reconstruction of the hand in leprosy. *Clin Orthop Relat Res*. 2002;396:4-11.
  - 7 Debski RE, Weiss JA, Newman WJ, et al. Stress and strain in the anterior band of the inferior glenohumeral ligament during a simulated clinical examination. *J Shoulder Elbow Surg*. 2005;14:24S-31S.
  - 8 Dvir Z. Clinical biomechanics. Philadelphia: Churchill Livingstone, 2000.
  - 9 Fleming BC, Oksendahl H, Beynnon BD. Open- or closed-kinetic chain exercises after anterior cruciate ligament reconstruction? *Exercise Sport Sci Rev*. 2005;33:134-140.
  - 10 Graichen H, Englmeier KH, Reiser M, Eckstein F. An in vivo technique for determining 3D muscular moment arms in different joint positions and during muscular activation—application to the supraspinatus. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2001;16:389-394.
  - 11 Hashemi J, Chandrashekar N, Mansouri H, et al. The human anterior cruciate ligament: Sex differences in ultrastructure and correlation with biomechanical properties. *J Orthop Res*. 2008;26:945-950.
  - 12 Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Hip strength in females with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2003;33:671-676.
  - 13 Keller TS, Spengler DM, Hansson TH. Mechanical behavior of the human lumbar spine. I. Creep analysis during static compressive loading. *J Orthop Res*. 1987;5:467-478.

- 14 Kolt SK, Snyder-Mackler L. Physical therapies in sport and exercise. Philadelphia: Churchill Livingstone, 2003.
- 15 Ledoux WR, Blevins JJ. The compressive material properties of the plantar soft tissue. *J Biomech.* 2007;40:2975-2981.
- 16 Little JS, Khalsa PS. Material properties of the human lumbar facet joint capsule. *J Biomech Eng.* 2005;127:15-24.
- 17 Lu XL, Mow VC. Biomechanics of articular cartilage and determination of material properties. *Med Sci Sports Exerc.* 2008;40:193-199.
- 18 Lundon K. Orthopaedic rehabilitation science: principles for clinical management of nonmineralized connective tissue. St Louis: Butterworth-Heinemann, 2003.
- 19 McNamara LM, Prendergast PJ, Schaffler MB. Bone tissue material properties are altered during osteoporosis. *J Musculoskelet Neuronal Interact.* 2005;5:342-343.
- 20 Mellor R, Hodges PW. Motor unit synchronization of the vasti muscles in closed and open chain tasks. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86:716-721.
- 21 Michlovitz SL. Thermal agents in rehabilitation, ed 3. Philadelphia: FA Davis, 1996.
- 22 Neumann DA. Arthrokinesiologic considerations for the aged adult. In Guccione AA, editor: *Geriatric Physical Therapy*, ed 2, Chicago: Mosby, 2000.
- 23 Nordin M, Frankel VH. Basic biomechanics of the musculoskeletal system, ed 2. Philadelphia: Lea & Febiger, 1989.
- 24 Panjabi MM, White AA. Biomechanics in the musculoskeletal system. New York: Churchill Livingstone, 2001.
- 25 Perry MC, Morrissey MC, King JB, et al. Effects of closed versus open kinetic chain knee extensor resistance training on knee laxity and leg function in patients during the 8- to 14-week post-operative period after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2005;13:357-369.



- 26 Pigeon P, Yahia L, Feldman AG. Moment arms and lengths of human upper limb muscles as functions of joint angles. *J Biomech.* 1996;29:1365-1370.
- 27 Standring S. Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice, ed 40. St Louis: Elsevier, 2009.
- 28 Stromberg DD, Wiederhielm CA. Viscoelastic description of a collagenous tissue in simple elongation. *J Appl Physiol.* 1969;26:857-862.
- 29 Szerb I, Karpati Z, Hangody L. In vivo arthroscopic cartilage stiffness measurement in the knee. *Arthroscopy.* 2006;22:682.
- 30 Withrow TJ, Huston LJ, Wojtys EM, et al. Effect of varying hamstring tension on anterior cruciate ligament strain during in vitro impulsive knee flexion and compression loading. *J Bone Joint Surg Am.* 2008;90:815-823.
- 31 Woo SL, Gomez MA, Woo YK, et al. Mechanical properties of tendons and ligaments. II. The relationships of immobilization and exercise on tissue remodeling. *Biorheology.* 1982;19:397-408.
- 32 Woo SL, Matthews JV, Akeson WH, et al. Connective tissue response to immobility. Correlative study of biomechanical and biochemical measurements of normal and immobilized rabbit knees. *Arthritis Rheum.* 1975;18:257-264.

## QUESTÕES PARA ESTUDO

- 1 Contraste a diferença fundamental entre cinemática e cinética.
- 2 Descreva um dado movimento de um corpo ou segmento corpóreo que incorpore a cinemática de translação e rotação.
- 3 Note os movimentos acessórios na articulação metacarpofalangeana de seu dedo indicador em flexão total e extensão total. Qual é maior? Qual posição (flexão ou extensão) é a de bloqueio?

- 4 A Figura 1-8 mostra os três movimentos fundamentais entre as superfícies articulares das artrocinéticas convexo-côncava e côncavo-convexa. Usando um esqueleto ou a imagem de um esqueleto, cite um exemplo de um movimento específico em uma articulação correspondente a cada uma dessas seis situações. Os exemplos podem incluir combinações de rolamento e deslizamento.
- 5 Dê exemplos de como as seis forças mostradas na Figura 1-12 podem ocorrer naturalmente no disco ou coluna vertebral associadas à junção entre a quinta e a sexta vértebras cervicais.
- 6 Contraste as diferenças fundamentais entre força e torque. Use cada termo para descrever um dado aspecto da contração muscular relativa a uma articulação.
- 7 Defina e contraste torque interno e torque externo.
- 8 O modelo de cotovelo mostrado na Figura 1-17 está, supostamente, em equilíbrio estático. Mantendo tal equilíbrio, como uma alteração nas variáveis FE,  $D_1$  ou D afeta independentemente a quantidade requerida de força interna (FI)? Como uma alteração nessas variáveis “protege” uma articulação artrítica de reações de forças articulares desnecessariamente grandes?
- 9 Abaixar lentamente um livro até a mesa usa uma ativação excêntrica dos músculos flexores do cotovelo. Explique como a mudança da velocidade com que você abaixa o livro pode afetar o tipo de contração (p. ex., concêntrica, excêntrica) e a escolha do músculo.
- 10 Suponha que um cirurgião faça a transferência de um tendão para aumentar o braço de momento interno de um dado músculo em relação à articulação. Existem possíveis consequências biomecânicas negativas a tamanho aumento do braço de momento (alavancagem) do músculo? Se sim, por

favor, explique.

- 11 Descreva uma possível situação patológica em que a reação de força articular (RFA) direta mostrada na Figura 1-15, B, não é capaz de ser gerada pelo úmero distal.
- 12 Qual é a diferença entre força e pressão? Como essas diferenças podem ser aplicadas à proteção da pele de um paciente com lesão na medula espinhal e redução da sensibilidade?
- 13 Descreva a diferença entre massa e peso.
- 14 A maioria dos sistemas musculares e articulares do corpo trabalha como alavancas de terceira classe. Cite uma razão biomecânica ou fisiológica para este fato.
- 15 Suponha que um paciente desenvolveu adesões, com grande aumento da rigidez, nos ligamentos da cápsula posterior do joelho. Como esta alteração na propriedade tecidual afeta toda a amplitude de movimentos passivos na articulação?

*As respostas a essas questões para estudo podem ser encontradas no final do livro.*

---

\* Referências 1, 13, 15-17, 19, 28, 32.

\*\* Referências 2, 7, 11, 14, 18, 21, 30.

---

## CAPÍTULO 2

# Estrutura Básica e Função das Articulações Humanas

DONALD A. NEUMANN, PT, PhD,  
FAPTA , A. JOSEPH. THRELKELD,  
PT, PhD

### VISÃO GERAL DO CAPÍTULO

**CLASSIFICAÇÃO DAS ARTICULAÇÕES COM BASE NO POTENCIAL DE MOVIMENTO,**

**Sinartroses,**

**Diartroses: Articulações Sinoviais,**

**CLASSIFICAÇÃO DAS ARTICULAÇÕES SINOVIAIS COM BASE EM ANALOGIAS MECÂNICAS,**

**Simplificando a Classificação das Articulações**

**Sinoviais: Articulações Ovoides e Selares,**

**EIXO DE ROTAÇÃO,**

**ORGANIZAÇÃO HISTOLÓGICA DOS TECIDOS CONJUNTIVOS PERIARTICULARES,**

**Proteínas Fibrosas,**

**Substância Fundamental,**

**Células,**

TIPOS DE TECIDOS CONJUNTIVOS  
PERIARTICULARES,  
Tecido Conjuntivo Denso,  
Cartilagem Articular,  
Fibrocartilagem,  
OSSO,  
ALGUNS EFEITOS DA IMOBILIZAÇÃO SOBRE A FORÇA  
DO TECIDO CONJUNTIVO PERIARTICULAR E DO  
OSSO,  
BREVE REVISÃO DAS PATOLOGIAS ARTICULARES,  
RESUMO,  
REFERÊNCIAS,  
QUESTÕES PARA ESTUDO,

Uma *articulação* é a junção ou ponto de pivô entre dois ou mais ossos. A movimentação do corpo como um todo ocorre principalmente pela rotação de ossos em articulações individuais. As articulações também transferem e dissipam as forças produzidas pela gravidade e pela ativação muscular.

A *artrologia*, o estudo da classificação, estrutura e função das articulações, é uma importante base para o estudo geral da cinesiologia. O envelhecimento, a imobilização prolongada, os traumas e as doenças afetam a estrutura e a função das articulações. Esses fatores também influenciam significativamente a qualidade e a quantidade dos movimentos humanos.

Este capítulo é focado na estrutura anatômica geral e na função das articulações. Os capítulos contidos nas Seções II a IV deste livro descrevem a anatomia específica

e a função detalhada das articulações do corpo. Essa informação detalhada é um pré-requisito para o entendimento das disfunções articulares, assim como do emprego da reabilitação mais eficaz em indivíduos acometidos por tais alterações.

## CLASSIFICAÇÃO DAS ARTICULAÇÕES COM BASE NO POTENCIAL DE MOVIMENTO

Um método de classificação das articulações se baseia principalmente no potencial de movimentação. Com base neste esquema, existem dois tipos principais de articulações no corpo: as *sinartroses* e as *diartroses* (Fig. 2-1).

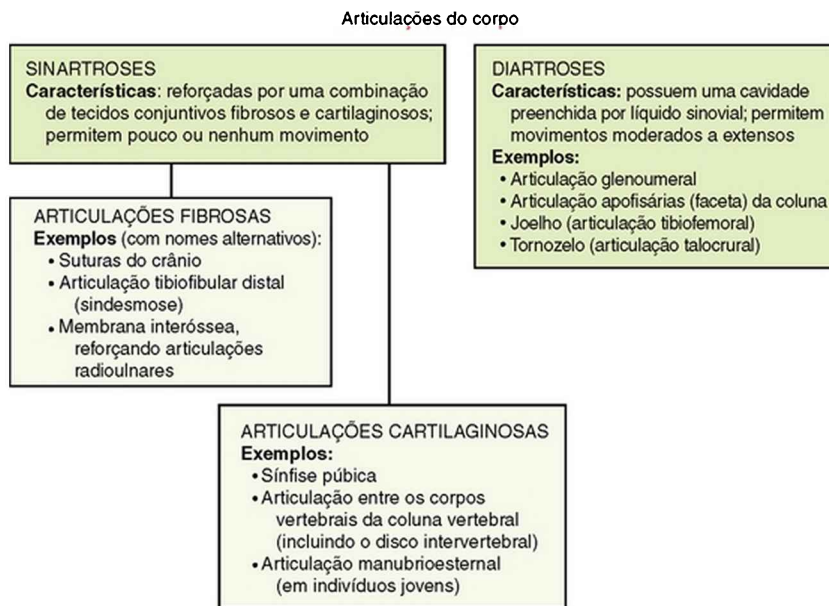


FIGURA 2-1 Esquema de classificação descrevendo os dois principais tipos de articulação encontrados no sistema

musculoesquelético. As sinartroses podem ainda ser classificadas como fibrosas ou cartilaginosas.

## **Sinartroses**

Uma *sinartrose* é uma junção entre ossos que permite pouco ou quase nenhum movimento. Com base no tipo dominante de tecido conjuntivo periarticular que reforça a articulação, as articulações sinartrodiais podem ainda ser classificadas como *fibrosas* ou *cartilaginosas*.<sup>63</sup>

As *articulações fibrosas* são estabilizadas por tecidos conjuntivos densos, geralmente com alta concentração de colágeno. Exemplos de articulações fibrosas incluem as suturas do crânio, a articulação tibiofibular distal (frequentemente chamada de *sindesmose*) e outras articulações reforçadas por uma membrana interóssea. As *articulações cartilaginosas*, por outro lado, são estabilizadas por formas variáveis de fibrocartilagem ou cartilagem hialina, frequentemente combinadas a colágeno. As articulações cartilaginosas são geralmente encontradas na linha média do corpo, como na sínfise púbica, nas articulações entre os corpos da coluna vertebral e na articulação manubrioesternal.<sup>63</sup>

A função das articulações sinartrodiais é a ligação firme e a transmissão de forças entre os ossos. Essas articulações são bem-suportadas pelos tecidos conjuntivos e, de modo geral, permitem pouco movimento.

## **Diartroses: Articulações Sinoviais**

Uma *diartrose* é uma articulação que permite movimentos moderados a extensos. Essas articulações também

apresentam uma cavidade sinovial preenchida por fluido. Devido a essa característica, as articulações diartrodiais são frequentemente denominadas *articulações sinoviais*. As articulações sinoviais compreendem a maioria das articulações do sistema musculoesquelético.

As articulações diartrodiais ou sinoviais são especializadas para o movimento e sempre exibem sete elementos (Fig. 2-2). A *cartilagem articular* recobre as extremidades e outras superfícies articulares dos ossos. A articulação é revestida por uma lâmina periférica de tecido conjuntivo que forma uma *cápsula articular*. A cápsula articular é composta por duas camadas histologicamente distintas. A camada externa, ou fibrosa, é composta por tecido conjuntivo denso. Esta parte da cápsula articular apoia os ossos e o conteúdo da articulação. A camada interna da cápsula articular consiste em uma *membrana sinovial*, que apresenta, em média, 3 a 10 células de espessura. As células contidas neste tecido conjuntivo especializado produzem um *fluido sinovial*, que geralmente é translúcido ou amarelo-claro e apresenta consistência levemente viscosa.<sup>63</sup> O fluido sinovial contém muitas das proteínas encontradas no plasma sanguíneo, incluindo o ácido hialurônico e outras glicoproteínas lubrificantes.<sup>63,75</sup> O fluido sinovial recobre as superfícies articulares da articulação. Esse fluido reduz a fricção entre as superfícies articulares e também fornece nutrição para a cartilagem articular.

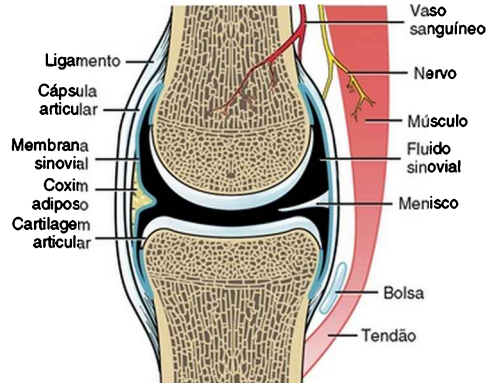


**Elementos SEMPRE associados**

- a diartroses (articulações sinoviais)
- Fluido sinovial
- Cartilagem articular
- Cápsula articular
- Membrana sinovial
- Ligamentos
- Vasos sanguíneos
- Nervos sensoriais

**Elementos OCASIONALMENTE associados**

- a diartroses (articulações sinoviais)
- Discos ou meniscos intra-articulares
- Labro periférico
- Coxins adiposos
- Bolsa
- Pregas sinoviais



**FIGURA 2-2** Elementos associados a uma diartrose (articulação sinovial). Note que o labro periférico e a prega não estão representados na ilustração.

Os *ligamentos* são tecidos conjuntivos existentes entre os ossos e, portanto, protegem a articulação da movimentação excessiva. A espessura dos ligamentos difere consideravelmente, dependendo das necessidades funcionais da articulação. A maioria dos ligamentos pode ser descrita como capsular ou extracapsular. Os *ligamentos capsulares* são geralmente espessamentos da cápsula articular, como os ligamentos glenomerais e as porções profundas do ligamento medial (tibial) colateral do joelho. Os ligamentos capsulares são compostos por uma ampla lâmina de fibras que, quando tracionadas, resistem aos movimentos em dois ou três planos. A maioria dos *ligamentos extracapsulares* se assemelha a cordões, e estes podem ser parcial ou completamente separados da cápsula articular. Considere, por exemplo, o ligamento lateral (fibular) colateral do joelho ou o ligamento alar da região craniocervical. Esses ligamentos mais discretos são, de modo geral, orientados de uma maneira específica para otimizar a resistência ao movimento em um ou dois planos.

Pequenos *vasos sanguíneos* com capilares penetram na cápsula articular, geralmente de forma profunda, na junção entre a camada fibrosa e a membrana sinovial adjacente. Os *nervos sensoriais* também suprem a camada externa da cápsula e os ligamentos com receptores de dor e propriocepção.

Para acomodar o amplo espectro de formatos e necessidades funcionais das articulações, outros elementos podem às vezes ser encontrados em articulações sinoviais (Fig. 2-2). Os *discos intra-articulares*, ou *meniscos*, são coxins de fibrocartilagem localizados entre as superfícies articulares. Essas estruturas aumentam a congruência articular e melhoram a dispersão de força. Os discos intra-articulares e os meniscos são encontrados em diversas articulações do corpo (quadro).

### Discos Intra-articulares (Meniscos) Encontrados em Diversas Articulações Sinoviais do Corpo

- Tibiofemoral (joelho)
- Radioulnar distal
- Esternoclavicular
- Acromioclavicular
- Temporomandibular
- Apofisárias (variável)

Um *labro periférico* de fibrocartilagem se estende das bordas ósseas da fossa glenoide do ombro e do acetábulo do quadril. Essas estruturas especializadas aprofundam o membro côncavo destas articulações e apoiam e espessam

o ligamento da cápsula articular. Os *coxins de tecido adiposo* apresentam tamanho variável e se posicionam na substância da cápsula articular, frequentemente entre a camada fibrosa e a membrana sinovial. Os coxins de tecido adiposo são mais proeminentes nas articulações do joelho e do cotovelo. Esses coxins aumentam a espessura da cápsula articular, fazendo com que sua superfície interna preencha os espaços não articulares (ou seja, os recessos) formados por contornos ósseos incongruentes. Neste sentido, os coxins de tecido adiposo reduzem o volume de fluido sinovial necessário ao funcionamento adequado da articulação. Caso esses coxins sofram aumento de volume ou inflamação, podem alterar a mecânica da articulação.

As *bolsas* geralmente se formam adjacentes aos coxins de tecido adiposo. Uma bolsa é uma extensão ou projeção da membrana sinovial de uma articulação diartrodial. As bolsas são preenchidas por fluido sinovial e geralmente existem em áreas de estresse potencial. Como os coxins de tecido adiposo, as bolsas ajudam a absorver as forças e protegem os tecidos conjuntivos periarticulares, incluindo os ossos. A bolsa subacromial do ombro, por exemplo, está localizada entre a superfície inferior do acrômio da escápula e a cabeça do úmero. A bolsa pode inflamar, devido à compressão repetitiva entre o úmero e o acrômio. Esta enfermidade é frequentemente denominada *bursite subacromial*.

As *pregas sinoviais* (ou seja, dobras, fímbrias ou franjas sinoviais) são dobras frouxas e sobrepostas de tecido compostas pelas camadas mais internas da cápsula articular. Essas pregas são normalmente observadas em articulações que apresentam amplas áreas capsulares, como o joelho e o cotovelo. As pregas aumentam a área

superficial sinovial, permitindo a movimentação total da articulação sem tensionar o revestimento da cápsula. Se essas pregas forem muito extensas, espessadas ou aderentes devido à presença de inflamação, podem causar dor e alterar a mecânica da articulação. As pregas do joelho são descritas com maiores detalhes no Capítulo 13.

## **CLASSIFICAÇÃO DAS ARTICULAÇÕES SINOVIAIS COM BASE EM ANALOGIAS MECÂNICAS**

---

Até agora neste capítulo, as articulações foram descritas em duas categorias amplas, com base, principalmente, em sua possível movimentação. Uma vez que o entendimento em profundidade das articulações sinoviais é crucial à compreensão da mecânica do movimento, estas serão ainda classificadas usando-se analogias a objetos mecânicos ou formatos familiares (Tabela 2-1).

**TABELA 2-1** Classificação das Articulações Sinoviais com Base na Analogia Mecânica

	<b>Movimentos angulares primários</b>	<b>Analogia mecânica</b>	<b>Exemplos anatómicos</b>
Articulação em dobradiça	Somente flexão e extensão	Dobradiça de porta	Articulação umeroulnar Articulação interfalangeana
Articulação em pivô	Rotação de um membro ao redor de um único eixo	Maçaneta de porta	Articulação radioulnar proximal Articulação atlantoaxial
Articulação elipsoide	Movimento biplanar (flexão-extensão e abdução-adução)	Elipsoide convexa achatada pareada com cocho côncava	Articulação radiocárpica
Articulação esferóide	Movimento triplanar (flexão-extensão, abdução-adução e rotação interna e externa)	Superfície esférica convexa pareada com uma concavidade	Articulação glenoumeral Articulação coxofemoral (quadril)
Articulação plana	Seus movimentos geralmente são de deslizamento (translação), combinados ou não à rotação	Superfícies relativamente achatadas, opostas uma à outra, como um livro sobre uma mesa	Articulações carpometacárpicas (dedos II a IV) Articulações intercárpicas Articulações intertálicas
Articulação em sela	Movimento biplanar; a rotação entre ossos é possível, mas pode ser limitada pela natureza da articulação	Cada membro apresenta uma superfície reciprocamente côncava e convexa, orientadas em ângulos retos uma em relação à outra, como um cavaleiro e uma sela	Articulação carpometacárpica do polegar Articulação esternoclavicular
Articulação condiloide	Movimento biplanar; flexão-extensão e abdução-adução ou flexão-extensão e rotação axial (rotação interna e externa)	Superfície convexa, em grande parte esférica, aumentada em uma dimensão, como os nós dos dedos, pareada com uma concavidade rasa	Articulação metacarpofalangeana Articulação tibiofemoral (joelho)

Uma *articulação em dobradiça* é, de modo geral, análoga à dobradiça de uma porta, sendo formada por um pino central cercado por um cilindro oco maior (Fig. 2-3, A). A movimentação angular das articulações em dobradiça se dá principalmente em um plano localizado em ângulos retos à dobradiça ou eixo de rotação. A articulação umeroulnar é um claro exemplo de articulação em dobradiça (Fig. 2-3, B). Como em todas as articulações sinoviais, a translação leve (ou seja, o deslizamento) é também permitida, além da rotação. Embora a similaridade mecânica seja menos completa, as articulações interfalangeanas dos dedos são também classificadas como articulações em dobradiça.

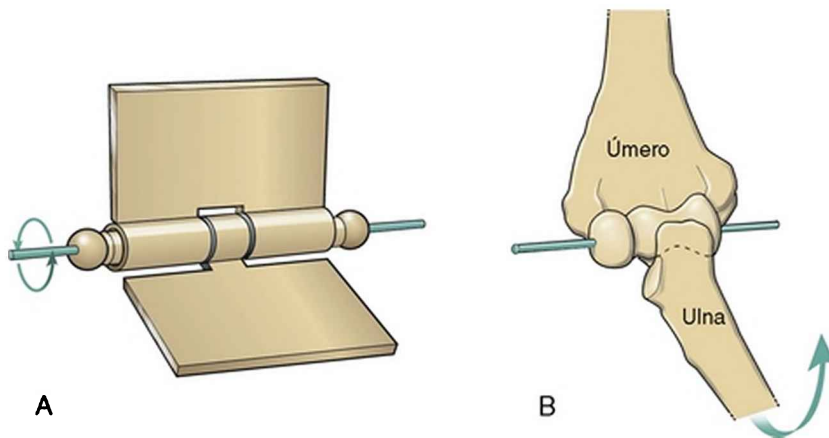
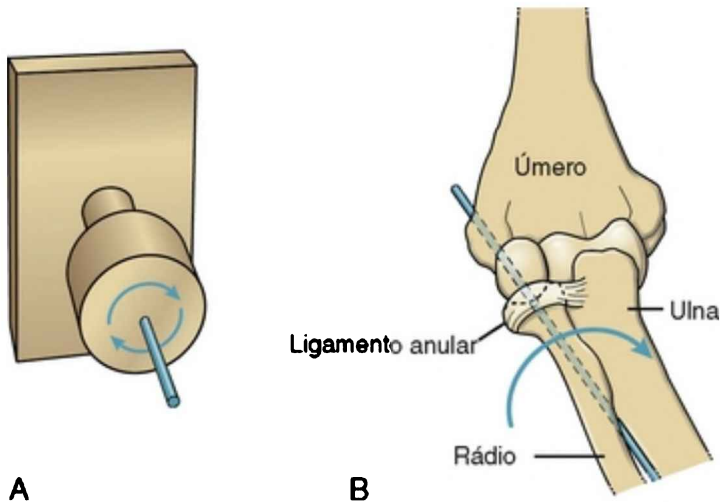


FIGURA 2-3 Uma articulação em dobradiça (A) é ilustrada como análoga à articulação umeroulnar (B). O eixo de rotação (ou seja, ponto de pivô) é representado pelo pino.

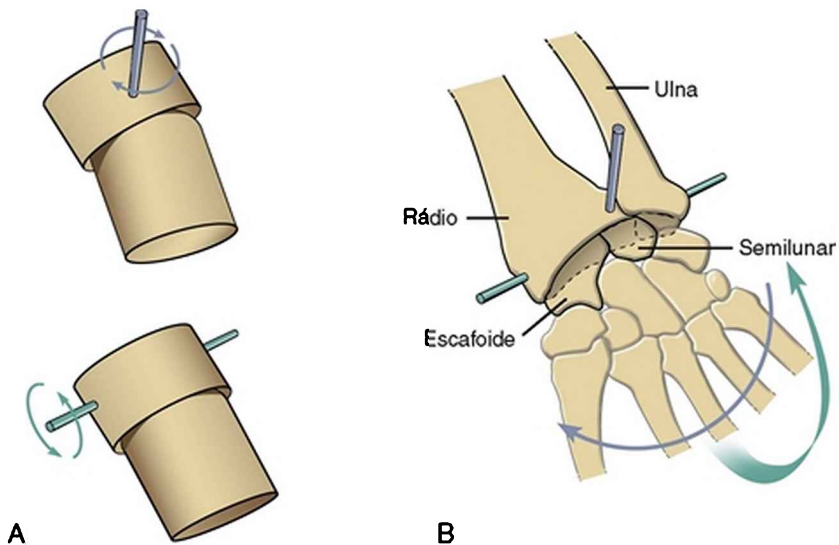
Uma *articulação em pivô* é formada por um pino central cercado por um cilindro maior. Diferentemente da dobradiça, o membro móvel de uma articulação em pivô é orientado paralelamente ao eixo de rotação. Essa orientação mecânica produz um movimento angular principal de rotação, similar ao giro de uma maçaneta ao redor de um eixo central (Fig. 2-4, A). Dois exemplos de articulação em pivô são a articulação umerorradiar, mostrada na Figura 2-4, B, e a articulação atlantoaxial da região craniocervical.



**A** **B**

FIGURA 2-4 Uma articulação em pivô (A) é mostrada em analogia à articulação umerorracial (B). O eixo de rotação é representado pelo pino, estendendo-se pelo capítulo do úmero.

Uma *articulação elipsoide* apresenta uma estrutura de superfície convexa alongada em uma dimensão que é complementada por uma superfície côncava, similarmente alongada, presente em outra estrutura (Fig. 2-5, A). O encontro elíptico das superfícies restringe em grande parte a rotação entre elas, mas permite movimentos biplanares, geralmente definidos como flexão-extensão e adução-abdução. A articulação radiocárpica é um exemplo de articulação elipsoide (Fig. 2-5, B). O membro convexo achatado da articulação (ou seja, os ossos do carpo) limita significativamente a rotação da concavidade correspondente (ou seja, o rádio distal).



**A** **B**  
 FIGURA 2-5 Uma articulação elipsoide (A) é mostrada como análoga à articulação radiocárpica (punho) (B). Os dois eixos de rotação são mostrados pelos pinos cruzados.

Uma *articulação esferóidea* apresenta uma superfície convexa esférica pareada com um soquete concâvo (Fig. 2-6, A). Essa articulação permite a movimentação em três planos. Diferentemente da articulação elipsoide, a simetria das curvas das duas superfícies complementares da esferóidea permite a rotação sem deslocamento. Dentre as articulações esferóideas, incluem-se a articulação glenoumeral e do quadril. Como descrito em maiores detalhes no Capítulo 5, a maior parte da concavidade da articulação glenoumeral é formada não apenas pela fossa glenoide, mas também por músculo, labro, cápsula articular e ligamentos capsulares.



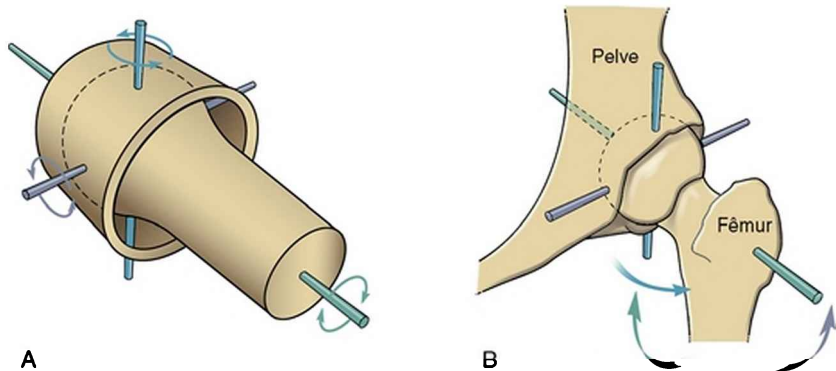
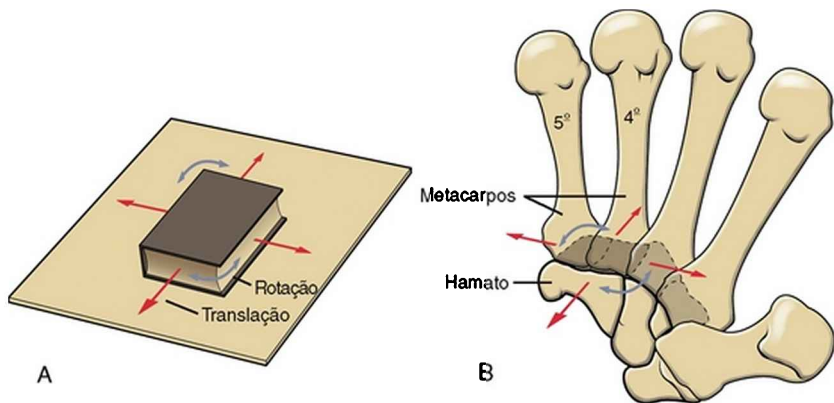


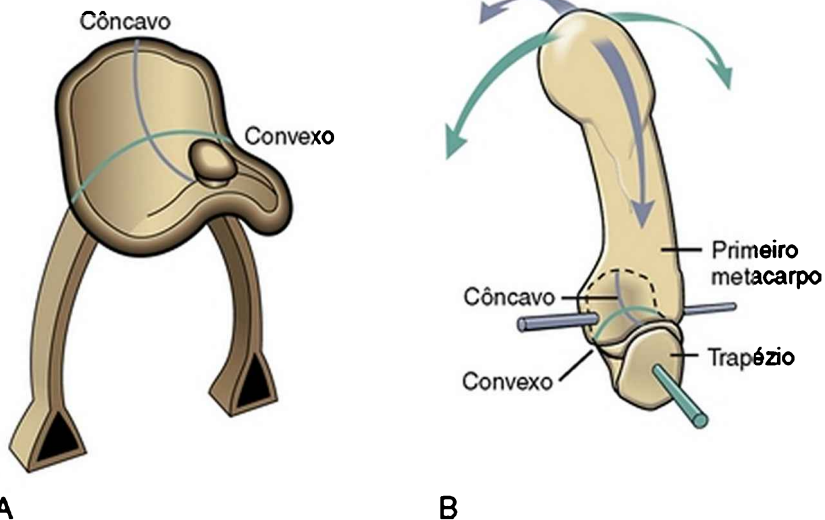
FIGURA 2-6 Uma articulação esferóideia (A) é representada em analogia à articulação do quadril (B). Os três eixos de rotação são mostrados pelos três pinos cruzados.

Uma *articulação plana* é composta por um par de superfícies chatas ou relativamente achatadas. Os movimentos combinam deslizamento e alguma rotação de uma estrutura em relação à outra, da mesma forma em que um livro pode deslizar ou rodar sobre uma mesa (Fig. 2-7, A). Como mostrado na Figura 2-7, B, as articulações carpometacárpicas dos dedos II a V são com frequência consideradas articulações planas ou planas modificadas. Muitas articulações intercárpicas e intertársicas são também consideradas articulações planas. As forças que provocam ou restringem a movimentação entre os ossos são supridas pelas tensões em músculos ou ligamentos.



**FIGURA 2-7** Uma articulação plana é formada pela oposição de duas superfícies chatas ou achatadas. O livro que move sobre a mesa (A) é análogo ao deslizamento e à rotação das quarta e quinta articulações carpometacárpicas (B).

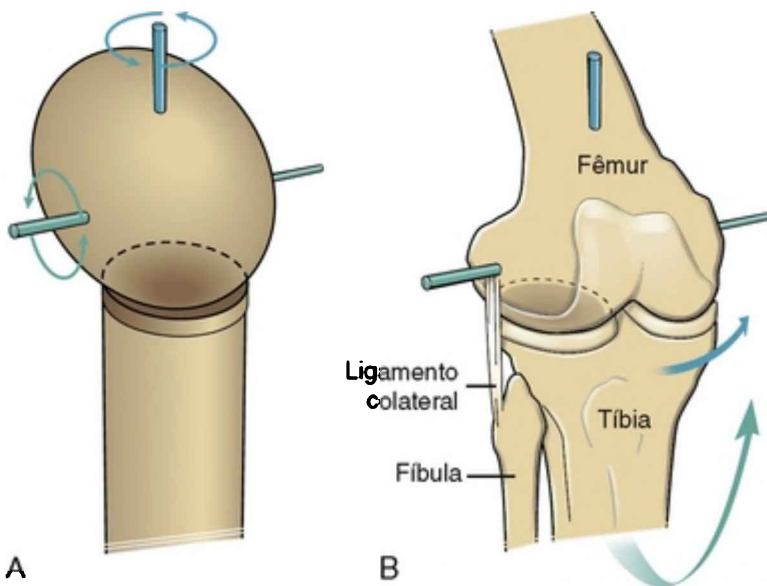
Cada elemento de uma *articulação em sela* possui duas superfícies: uma superfície é côncava e a outra é convexa. Essas superfícies são orientadas uma em relação à outra em ângulos aproximadamente retos, e são reciprocamente curvas. O formato de uma articulação em sela é mais bem visualizado usando-se a analogia da sela e do cavaleiro (Fig. 2-8, A). Da frente para trás, a sela apresenta uma superfície côncava. De lado a lado, a sela é convexa, indo de um estribo, passando pelo dorso do cavalo, até o outro estribo. O cavaleiro apresenta curvas convexas e côncavas recíprocas, que complementam o formato da sela. A articulação carpometacárpica do polegar é o exemplo mais claro de articulação em sela (Fig. 2-8, B). A natureza recíproca e interconectada dessa articulação permite a ampla movimentação em dois planos, mas limitada rotação entre o trapézio e o primeiro metacarpo.



**A** **B**

**FIGURA 2-8** Uma articulação em sela (**A**) é ilustrada análoga à articulação carpometacárpica do polegar (**B**). A sela em **A** representa o osso trapézio. O cavaleiro, se presente, representaria a base do metacarpo do polegar. Os dois eixos de rotação são mostrados em **B**.

Uma *articulação condiloide* é bastante parecida com uma articulação esferóide, exceto pelo fato de que seu membro côncavo é relativamente raso (Fig. 2-9, A). As articulações condiloides geralmente permitem dois graus de liberdade. Os ligamentos ou incongruências ósseas frequentemente restringem o terceiro grau. As articulações condiloides tendem a ocorrer em pares, como os joelhos (Fig. 2-9, B) e as articulações atlanto-occipitais (ou seja, articulações entre os côndilos occipitais e a primeira vértebra cervical). A articulação metacarpofalangeana do dedo é outro exemplo de articulação condiloide. A raiz da palavra *côndilo* na realidade significa “nó”.



**FIGURA 2-9** Uma articulação condiloide (A) é análoga à articulação tibiofemoral (joelho) (B). Os dois eixos de rotação são mostrados pelos pinos. O possível plano de movimento frontal do joelho é bloqueado pela tensão no ligamento colateral.

A cinemática das articulações condiloides varia de acordo com sua estrutura. No joelho, por exemplo, os côndilos femorais se encaixam na pequena concavidade formada pelo platô tibial e pelos meniscos. Essa articulação permite a flexão-extensão e a rotação axial (ou seja, o giro). A abdução-adição, porém, é restrita por ligamentos.

### **Simplificando a Classificação das Articulações Sinoviais: Articulações Ovoides e Selares**

Muitas vezes é difícil classificar as articulações sinoviais com base apenas na analogia mecânica. A articulação metacarpofalangeana (condiloide) e a articulação

glenoumeral (esferóidea), por exemplo, apresentam formatos similares, mas diferem consideravelmente quanto à magnitude relativa do movimento e sua função geral. As articulações sempre apresentam variações sutis que tornam as descrições mecânicas menos aplicáveis. Um bom exemplo da diferença entre a classificação mecânica e a função real é observado nas pequenas ondulações que caracterizam as articulações intercárpicas e intertársicas. Diversas destas articulações produzem complexos movimentos multiplanares que são inconsistentes com sua simples classificação mecânica como “planares”. Para burlar esta dificuldade, um esquema simplificado de classificação reconhece somente duas formas articulares: a articulação ovoide e a articulação em sela (Fig. 2-10). Essencialmente, todas as articulações sinoviais do corpo, com a notável exceção das articulações planares, podem ser categorizadas segundo esse esquema.

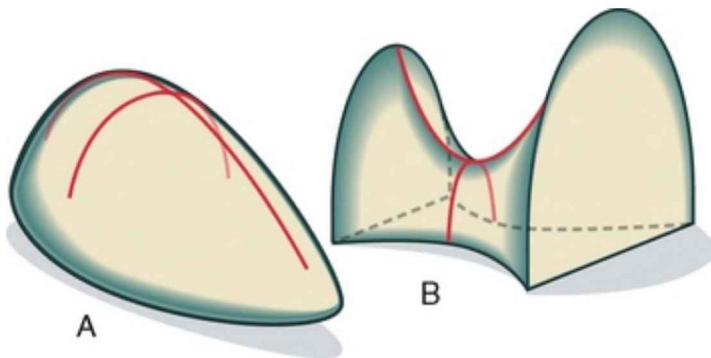


FIGURA 2-10 Dois formatos básicos de superfícies articulares encontrados no corpo. A, A *superfície ovoide* (em formato de ovo) representa uma característica das principais articulações sinoviais do corpo (p. ex., articulação do quadril, articulação radiocárpica, articulação do joelho, articulação

metacarpofalangeana). O diagrama mostra apenas o elemento convexo da articulação. Um elemento côncavo de formato recíproco completa o par de superfícies ovoides articulares. **B**, A superfície *em sela* é o segundo tipo básico de superfície articular, possuindo uma superfície convexa que intersecta uma superfície côncava. A superfície articular pareada da outra metade da articulação pode ser virada, de modo que a superfície côncava se combine à convexa.

Uma *articulação ovoide* possui superfícies de encaixe que são imperfeitamente esféricas, ou ovoides, com partes adjacentes que possuem curvatura de superfície variável. Em cada caso a superfície articular de um dos ossos é convexa e a do outro é côncava. A maioria das articulações se encaixa nesse esquema. A *articulação em sela* foi anteriormente descrita. Cada elemento apresenta um par de superfícies, uma côncava e outra convexa, orientadas a aproximadamente 90 graus em relação à outra. Esse esquema classificatório simplificado é funcionalmente associado à artrocinemática de rolamento, deslizamento e giro (Cap. 1).

## **EIXO DE ROTAÇÃO**

Na analogia com a dobradiça da porta (Fig. 2-3, A), o eixo de rotação (ou seja, o pino que atravessa a dobradiça) é *fixo*, já que permanece parado enquanto esta abre e fecha. Com o eixo de

rotação fixo, todos os pontos da porta são submetidos a arcos

de rotação iguais. Nas articulações anatômicas, contudo, o eixo de rotação nunca ou raramente é fixo

durante a rotação do osso. Determinar a exata posição do eixo de rotação nas articulações anatômicas não é uma tarefa simples. Um método para estimar a posição do eixo de rotação nas articulações anatômicas é mostrado na Figura 2-11, A. A interseção de duas linhas perpendiculares entre a e a' e b e b' define os *eixos instantâneos de rotação* no arco de 90 graus do joelho flexionado.<sup>70</sup> O termo *instantâneo* indica que a localização do eixo é real somente no arco de movimento especificado. Quanto menor a faixa angular usada no cálculo do eixo instantâneo, mais precisa a estimativa. Caso diversas linhas sejam desenhadas para uma sequência de arcos de movimentos angulares menores, a localização dos eixos instantâneos pode ser colocada em um gráfico, correspondendo a cada porção do arco de movimento (Fig. 2-11, B). O caminho das localizações seriadas dos eixos instantâneos de rotação é denominado *evolução*. Esse caminho é mais longo e complexo quando as superfícies articulares em contato são menos congruentes ou apresentam diferenças maiores nos raios de curvatura, como é observado no joelho.

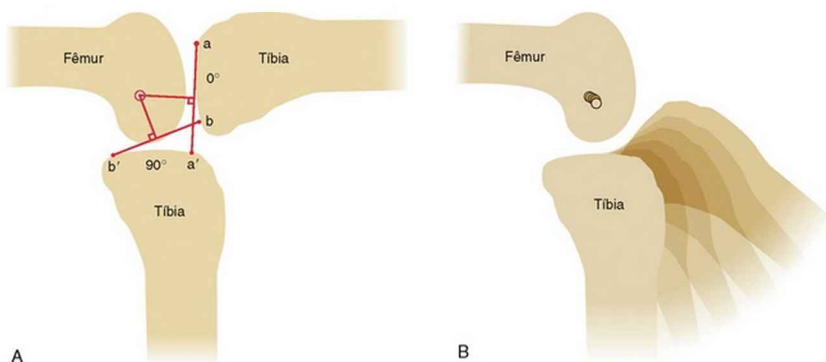


FIGURA 2-11 Método de determinação do eixo instantâneo de rotação no joelho flexionado a 90 graus (A). Com imagens

baseadas em radiografias, dois pontos ( $a$  e  $b$ ) são identificados na superfície proximal da tíbia. Mantendo o fêmur fixo, os mesmos dois pontos são novamente identificados após a flexão de 90 graus ( $a'$  e  $b'$ ). São então desenhadas linhas conectando  $a$  e  $a'$ ,  $b$  e  $b'$ . A seguir, duas novas linhas perpendiculares são desenhadas a partir dos pontos médios das linhas entre  $a$  e  $a'$  e  $b$  e  $b'$ . O ponto de interseção destas duas linhas perpendiculares identifica o eixo instantâneo de rotação do arco de movimento a 90 graus. Este mesmo método pode ser repetido para arcos menores de movimento, formando diversos eixos de rotação localizados em pontos ligeiramente diferentes (**B**). No joelho, o eixo médio de rotação é orientado na direção medial-lateral, geralmente no epicôndilo lateral do fêmur.

Em muitas situações da prática clínica, é necessário fazer estimativas simples da localização do eixo de rotação de uma articulação. Essas estimativas são necessárias para a realização da *goniometria*, para a medição do torque sobre uma articulação ou para construir uma prótese ou órtese. Uma série de radiografias é necessária para identificar com precisão o eixo instantâneo de rotação de uma articulação. Esse método não é prático em situações clínicas comuns. Ao invés disso, presume-se que um *eixo médio de rotação* ocorra em todo o arco de movimento. Esse eixo é localizado por um marco anatômico que atravessa o membro *convexo* da articulação.

## **ORGANIZAÇÃO HISTOLÓGICA DOS TECIDOS CONJUNTIVOS PERIARTICULARES**

Existem somente quatro tipos primários de tecidos no corpo: tecido conjuntivo, muscular, nervoso e epitelial. O tecido conjuntivo, derivado do mesoderma, forma a



estrutura básica das articulações. A seção seguinte traz uma revisão sobre a organização histológica dos diversos tipos de tecido conjuntivo que formam cápsulas, ligamentos, tendões, cartilagens articulares e fibrocartilagens. Neste livro, tais tecidos são denominados *tecidos conjuntivos periarticulares*. Os ossos são uma forma muito especializada de tecido conjuntivo intimamente relacionado às articulações, e serão brevemente revisados mais à frente neste capítulo.

De modo muito geral, os materiais fundamentais que formam todos os tecidos conjuntivos do corpo são as *proteínas fibrosas*, a *substância fundamental* e as *células*. Mesmo as estruturas que são aparentemente tão diferentes, como a cápsula do baço, um coxim de tecido adiposo, o osso e uma cartilagem articular, são feitas desses mesmos materiais fundamentais. Cada uma dessas estruturas, porém, apresenta composição, proporção e disposição únicas de proteínas fibrosas, substância fundamental e células. A combinação específica desses materiais reflete funções mecânicas ou fisiológicas únicas a essas estruturas. A seção seguinte descreve os materiais biológicos básicos que formam os tecidos conjuntivos periarticulares.

## **Materiais Biológicos Básicos que Formam os Tecidos Conjuntivos Periarticulares**

---

### **1. Proteínas Fibrosas**

Colágeno (tipo I e II)

Elastina

### **2. Substância Fundamental**

Glicosaminoglicanas

Água

Solutos

### 3. Células (*Fibroblastos e Condrócitos*)

## Proteínas Fibrosas

As proteínas fibrosas colágeno e elastina estão presentes, em diversas proporções, em todos os tecidos conjuntivos periarticulares. O colágeno é a proteína mais ubíqua do corpo, respondendo por 30% de todas as proteínas.<sup>30</sup> O colágeno é basicamente composto por aminoácidos dispostos como uma tripla hélice. Estes fios moleculares espiralados, denominados *tropocolágenos*, são unidos em bandas, que se entrelaçam em *fibrilas*. Uma fibrila de colágeno pode ter 20 a 200 nm de diâmetro.<sup>75</sup> Muitas fibrilas se interconectam formando feixes ou *fibras*. Embora até 28 tipos específicos de colágeno tenham sido descritos com base em sua sequência de aminoácidos,<sup>67</sup> dois tipos formam a maioria do colágeno encontrado nos tecidos conjuntivos periarticulares: o tipo I e o tipo II.<sup>75</sup> O *colágeno do tipo I* é composto por fibras espessas que se alongam (esticam) pouco quando colocadas sob tensão. Sendo relativamente rígido e forte, o colágeno do tipo I é ideal para a ligação e o apoio das articulações entre os ossos. O colágeno do tipo I, portanto, é a proteína principal encontrada nos ligamentos e nas cápsulas articulares fibrosas. Esse tipo de colágeno também forma os feixes fibrosos paralelos que compõem os tendões — as estruturas que transmitem forças entre o músculo e o osso. A Figura 2-12 mostra uma imagem aumentada e em alta resolução das fibrilas de colágeno do tipo I.

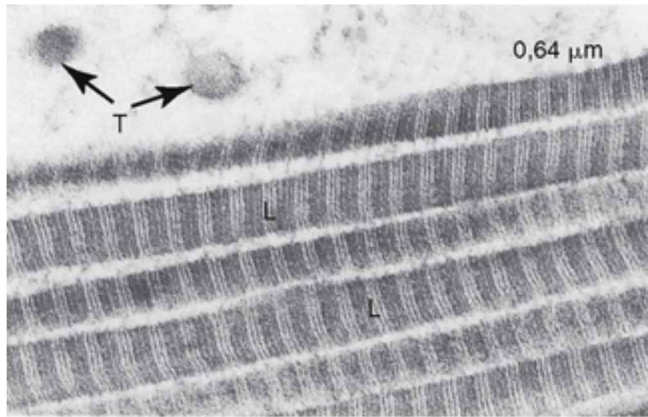


FIGURA 2-12 Fibras de colágeno do tipo I observadas à microscopia eletrônica bidirecional (aumento  $\times 32.000$ ). As fibras são mostradas em seções longitudinais (L) e transversais (T). Cada fibrila apresenta bandas cruzadas características.

(De Young B, Lowe JS, Stevens A, et al: *Wheater's functional histology: a text and colour atlas*, 5 ed, London, 2006, Churchill Livingstone.)

As fibras de colágeno do tipo II são caracteristicamente muito mais delgadas do que as fibras do tipo I e apresentam força tensora ligeiramente menor. Essas fibras formam a base para a manutenção do formato geral e da consistência de estruturas mais complexas, como a cartilagem hialina. O colágeno do tipo II confere ainda força interna ao tecido em que reside.

### Os Dois Tipos Predominantes de Colágeno Encontrados nos Tecidos Conjuntivos Periarticulares

*Tipo I:* fibras espessas, rugosas, que se alongam pouco quando estiradas; formam ligamentos, tendões, fâscias e cápsulas articulares fibrosas.

*Tipo II:* fibras mais delgadas do que as de tipo I; formam a

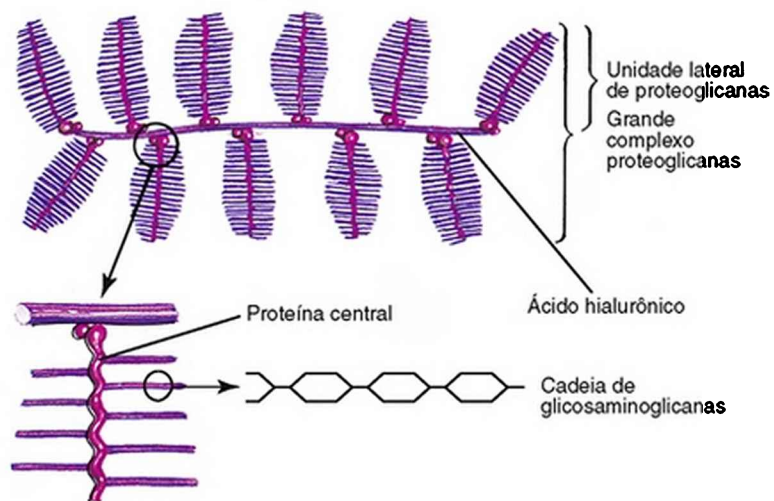
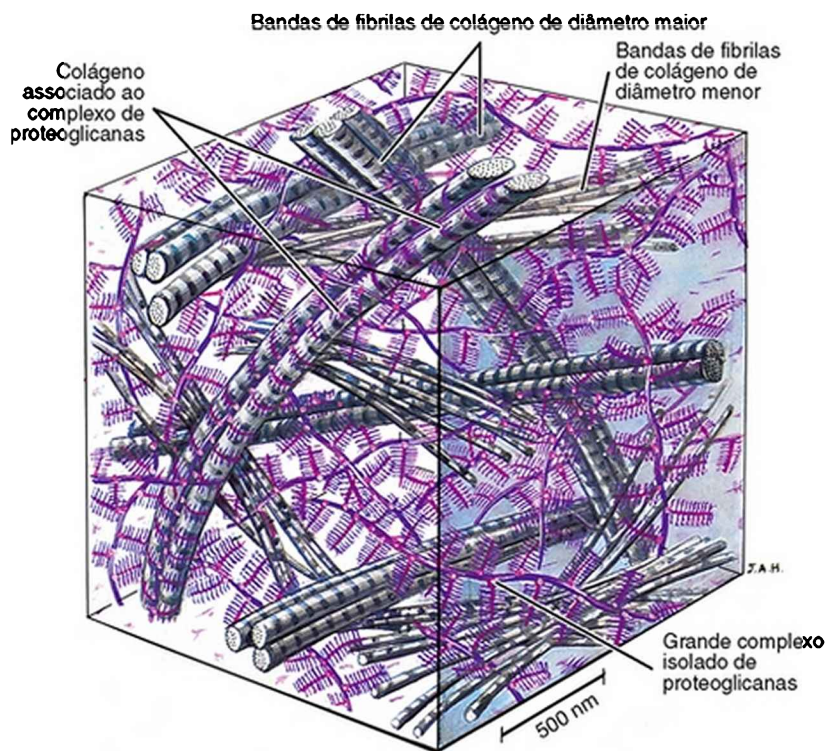
base para a manutenção do formato geral e da consistência de estruturas, como a cartilagem hialina.

Além do colágeno, os tecidos conjuntivos periarticulares apresentam quantidades variáveis de *fibras de elastina*. Essas fibras proteicas são compostas por uma rede de pequenas fibrilas entrelaçadas que resistem a forças tensoras, mas “cedem” mais quando alongadas. Os tecidos com alta proporção de elastina retornam rapidamente a seu tamanho original após serem bastante deformados. Essa propriedade é útil em estruturas como a cartilagem hialina ou elástica e certos ligamentos espinais (como o ligamento amarelo), que ajudam a realinhar as vértebras em suas posições originais após a inclinação para a frente.

## Substância Fundamental

As fibras de colágeno e elastina nos tecidos conjuntivos periarticulares são embutidas em uma matriz saturada por água ou gel denominada *substância fundamental*. A substância fundamental dos tecidos conjuntivos periarticulares é composta principalmente por *glicosaminoglicanas* (GAGs), *água e solutos*.<sup>38,49,63</sup> As GAGs são uma família de polímeros grandes de polissacarídeos repetidos que conferem resiliência física à substância fundamental. A Figura 2-13 mostra uma ilustração estilizada da substância fundamental de uma cartilagem articular. Na extremidade inferior da Figura 2-13, são mostradas cadeias de GAGs ligadas a uma proteína central, formando um complexo grande conhecido como *unidade lateral de proteoglicanas*. Estruturalmente, cada uma dessas unidades lembra uma escova de mamadeira — o fio de

arame da escova é a proteína central e as cerdas são as cadeias de GAGs. Muitas unidades laterais de proteoglicanas, por sua vez, são unidas a uma molécula central de ácido hialurônico, formando um *grande complexo de proteoglicanas*.<sup>30,63,75</sup>



---

**FIGURA 2-13** Organização histológica da substância fundamental da cartilagem articular (hialina). A porção inferior da imagem mostra unidades dissacarídicas repetidas que formam uma cadeia de glicosaminoglicana (GAG). Muitas cadeias de GAGs são ligadas a uma proteína central. A imagem do meio mostra a estrutura básica de um grande complexo de proteoglicanas, formado por muitas cadeias de GAGs. A imagem tridimensional no topo da FIGURA mostra a substância fundamental, incluindo grandes quantidades de complexos de proteoglicanas entrelaçadas a fibras de colágeno. Não são mostradas as células intercaladas à substância fundamental, os condrócitos. No tecido saudável, a água ocupa grande parte do espaço entre os complexos de proteoglicanas e as fibras.

*(De Standring S: Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice, ed 39, St Louis, 2005, Elsevier.)*

Uma vez que as GAGs apresentam fortes cargas negativas, as cadeias (as cerdas da escova) repelem umas às outras, aumentando muito o volume tridimensional do complexo de proteoglicanas. As cargas negativas das GAGs também fazem com que os complexos sejam extremamente hidrofílicos, capazes de capturar uma quantidade de água equivalente a 50 vezes seu peso.<sup>38</sup> A água atraída proporciona um meio fluido para difusão dos nutrientes pela matriz. Além disso, a água e outros íons positivos conferem uma propriedade mecânica única ao tecido. A tendência apresentada pelas proteoglicanas de absorver e aprisionar água faz o tecido intumescer.<sup>16</sup> O intumescimento é limitado pela rede incrustada e entrelaçada de fibras de colágeno (e elastina) presente na matriz (Fig. 2-13, *topo*). A interação entre as fibras restringidas e as proteoglicanas intumescidas forma uma estrutura túrgida e semifluida, que resiste à compressão,

como um balão ou colchão d'água. O tecido mostrado na Figura 2-13 retrata a substância fundamental que é específica da cartilagem articular. Esse importante tecido proporciona a superfície ideal para recobrimento das articulações e é capaz de dispersar os milhões de forças repetitivas que provavelmente afetarão as articulações durante a vida de um indivíduo.<sup>7,8,38</sup>

## Células

As principais células encontradas em ligamentos, tendões e outros tecidos conjuntivos periarticulares de sustentação são denominadas *fibroblastos*. Os condrócitos, por outro lado, são as principais células da cartilagem articular hialina e da fibrocartilagem.<sup>30,43,63</sup> Esses dois tipos celulares são responsáveis pela síntese da substância fundamental especializada e das proteínas fibrosas únicas do tecido, assim como por sua manutenção e reparo. Componentes danificados ou envelhecidos dos tecidos conjuntivos periarticulares estão constantemente sendo removidos, à medida que novos componentes são fabricados e remodelados. As células dos tecidos conjuntivos periarticulares são geralmente esparsas e distribuídas pelos feixes de fibras, ou ainda incrustadas profundamente nas regiões com alta concentração de proteoglicanas. Essa dispersão celular, combinada ao suprimento sanguíneo limitado, frequentemente resulta em cicatrização alterada ou incompleta dos tecidos articulares danificados ou lesionados. Diferentemente das células musculares, os fibroblastos e condrócitos não conferem propriedades mecânicas significativas ao tecido.



# TIPOS DE TECIDOS CONJUNTIVOS PERIARTICULARES

Três tipos de tecidos conjuntivos periarticulares existem em graus variáveis em todas as articulações: o *tecido conjuntivo denso*, a *cartilagem articular* e a *fibrocartilagem* (Tabela 2-2).

TABELA 2-2 Os Três Principais Tipos de Tecido Conjuntivo Periarticular

Tipo	Substância fundamental	Função principal	Correlação clínica
<b>Tecido conjuntivo denso</b> Ligamentos Camada fibrosa da cápsula articular Tendões	Alta proporção de fibras de colágeno do tipo I paralelas a levemente onduladas; conteúdo de elastina relativamente pequeno Esparsamente populada por fibroblastos Conteúdo de proteoglicanas relativamente baixo a moderado	Resiste à tensão Os ligamentos e as cápsulas articulares protegem e unem a articulação Os tendões transferem forças entre o músculo e os ossos	Dissensões repetidas do ligamento colateral lateral do tornozelo podem levar à instabilidade crônica da articulação e à possível osteoartrite pós-traumática
<b>Cartilagem articular</b> (cartilagem hialina especializada)	Alta proporção de fibras de colágeno do tipo II Esparsa a moderadamente populada por condrócitos Conteúdo de proteoglicanas relativamente alto	Distribui e absorve forças articulares (compressão e cisalhamento) Reduz a fricção articular	Durante os estímulos iniciais da osteoartrite, as proteoglicanas da substância fundamental são perdidas, reduzindo a capacidade de absorção de água pelo tecido. A cartilagem, portanto, perde sua propriedade de atenuação de carga, deixando o osso subcondral mais vulnerável a estresses danificadores
<b>Fibrocartilagem</b> Menisco (p. ex., joelho) Labro (p. ex., quadril) Discos (p. ex., intervertebrais, articulação temporomandibular)	Alta proporção de fibras de colágeno do tipo I multidirecionais Esparsa a moderadamente populada por fibroblastos e condrócitos Conteúdo de proteoglicanas relativamente moderado (dependendo da estrutura)	Suporta e estabiliza, mecanicamente, as articulações Dissipa as cargas através de múltiplos planos Guia artrocinemáticas complexas	A ruptura ou degeneração do disco da articulação temporomandibular pode aumentar o estresse no osso adjacente, causando degeneração, sons articulares anormais, redução dos movimentos mandibulares e dor

## Tecido Conjuntivo Denso

O *tecido conjuntivo denso* inclui a maioria dos “tecidos moles” não musculares existentes ao redor de uma articulação: a camada fibrosa (externa) da cápsula articular, os ligamentos e os tendões. Esses tecidos apresentam poucas células (fibroblastos), proporções

relativamente baixas a moderadas de proteoglicanas e elastina, e diversas fibras de colágeno do tipo I bem compactadas. Como na maioria dos tecidos conjuntivos periarticulares, os ligamentos, os tendões e as cápsulas possuem suprimento sanguíneo limitado e, portanto, metabolismo relativamente baixo.<sup>38</sup> Na presença de cargas físicas ou estresse, porém, o metabolismo desses tecidos pode aumentar, frequentemente como uma adaptação funcional ao estímulo.<sup>36,58,69,71</sup> Tal adaptação foi bem documentada nos tendões em nível histológico.<sup>41,61</sup> Acredita-se que a tensão sobre os fibroblastos da substância fundamental estimule a maior síntese de colágeno e GAG, o que pode alterar a estrutura do tecido e, assim, modificar suas propriedades materiais, como a rigidez ou o ponto final de ruptura.<sup>1,31,55,73</sup>

A maioria dos livros sobre anatomia ou histologia<sup>38,63,64</sup> descreve dois subtipos de tecido conjuntivo denso — irregular e regular — com base na orientação espacial das fibras de colágeno. A camada fibrosa da cápsula articular é considerada tecido conjuntivo denso *irregular*, devido a sua irregularidade e orientação frequentemente aleatória das fibras de colágeno em sua substância fundamental.<sup>63</sup> Esse tipo de tecido é bem adequado para resistir a forças tensoras de múltiplas direções, como as exigidas pela natureza espiralada das cápsulas articulares das articulações glenoumeral e do quadril. Os ligamentos e tendões são considerados tecido conjuntivo denso *regular*, dada a orientação mais ordenada ou quase paralela de suas fibras de colágeno. Na maioria dos ligamentos, as fibras de colágeno atuam de modo mais eficaz quando são estiradas quase paralelamente ao eixo da

estrutura. Após a tração inicial, os tecidos conferem uma tensão imediata que restringe a movimentação indesejada entre os ossos.

Quando traumas ou doenças provocam lassidão das cápsulas ou dos ligamentos articulares, os músculos passam a atuar de forma mais dominante na restrição do movimento articular. Mas mesmo que os músculos ao redor de uma articulação com estruturas de apoio frouxas sejam fortes, ainda há possibilidade de perda da estabilidade articular. Comparados aos ligamentos, os músculos são mais lentos no suprimento de forças, devido ao tempo de reação e ao retardo eletromecânico necessário à construção da força ativa. Além disso, as forças musculares têm alinhamento inferior ao ideal na restrição aos movimentos articulares indesejados e, portanto, nem sempre podem proporcionar a força estabilizadora ideal.

Os tendões são projetados para transferir grandes cargas de tensão entre um músculo ativado e o osso em que este se insere. As fibras de colágeno do tipo I presentes nos tendões conferem alta força tensora quando em extensão total. A Figura 2-14 ilustra a imagem microscópica de um tendão (T) que se insere no osso (B). Note as fibras de colágeno dispostas de forma quase paralela, muitas das quais se misturando ao colágeno do periósteo. Algumas fibras de colágeno podem ser vistas se estendendo mais profundamente no material ósseo, sendo denominadas *fibras de Sharpey* (SF).<sup>75</sup>

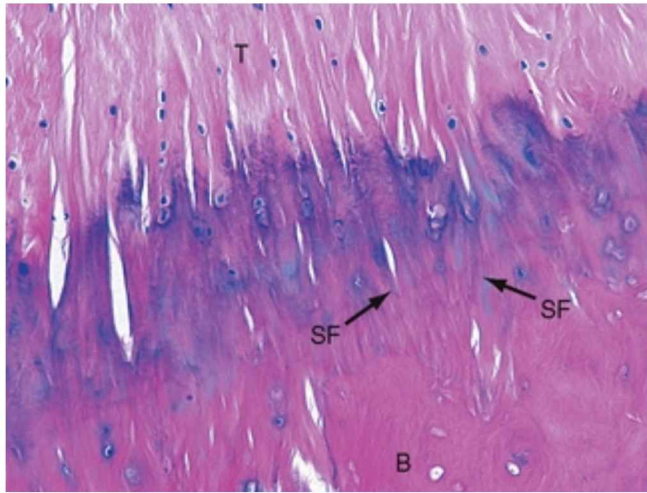


FIGURA 2-14 Imagem de microscopia óptica das fibras de colágeno de um tendão (*T*) misturadas ao colágeno do periósteo de um osso (transição entre azul e rosa). Note as fibras de colágeno mais profundas, conhecidas como *fibras de Sharpey* (*SF*), que se estendem pelo tecido ósseo (*B*). (Coloração de hematoxilina-eosina;  $\times 280$ ).

(De Young B, Lowe JS, Stevens A, et al: *Wheater's functional histology: a text and colour atlas*, 5 ed, London, 2006, Churchill Livingstone.)

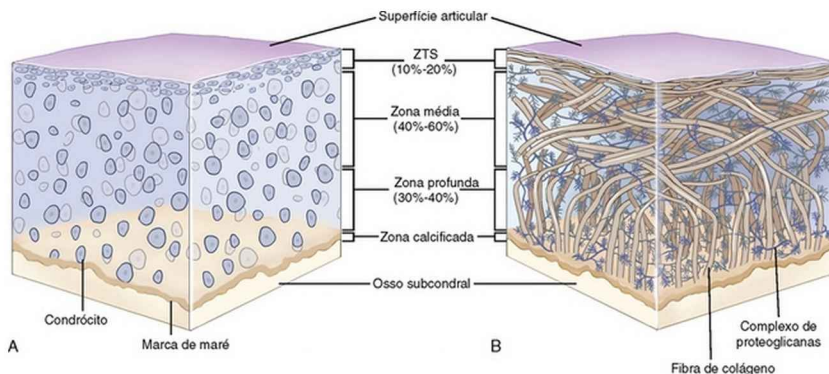
Embora estruturalmente fortes, os tendões sofrem graus variáveis de alongamento quando sujeitos a forças tensoras altas. O tendão calcâneo humano, por exemplo, se alonga em até 8% a partir de sua extensão em repouso após a contração máxima do músculo da panturrilha.<sup>40</sup> Essa propriedade elástica compõe um mecanismo de armazenamento e liberação de energia durante o caminhar e o saltar.<sup>33,34,37</sup> A propriedade também permite que o tendão calcâneo dissipe forças tensoras potentes ou rapidamente produzidas, o que pode conferir algum grau de proteção contra lesões.<sup>41</sup>

## Cartilagem Articular

A *cartilagem articular* é um tipo especializado de cartilagem hialina que forma a superfície de suporte de carga das articulações. A cartilagem articular que recobre as extremidades dos ossos articulares apresenta espessura de 1 a 4 mm em áreas de baixa compressão e de 5 a 7 mm em áreas de alta compressão.<sup>35</sup> O tecido é avascular e aneural.<sup>63,75</sup> Diferentemente da maioria das cartilagens hialinas encontradas no corpo, a cartilagem articular não possui pericôndrio. Essa modificação permite que as superfícies opostas da cartilagem formem superfícies ideais ao suporte de cargas. Similar ao periôsteo dos ossos, o pericôndrio é uma camada de tecido conjuntivo que recobre a maior parte da cartilagem. Ele contém vasos sanguíneos e um suprimento de células primitivas que mantêm e reparam o tecido subjacente. Esta é uma vantagem que a cartilagem articular não possui.

Condrócitos de formatos variáveis estão localizados na substância fundamental de diferentes camadas ou zonas de cartilagem articular (Fig. 2-15, A). Essas células são banhadas e alimentadas por nutrientes contidos no fluido sinovial. A nutrição é facilitada pela ação “bombeante”\* da deformação da superfície articular durante a colocação intermitente de cargas sobre a articulação. Os condrocitos são cercados por fibras de colágeno predominantemente do tipo II. Essas fibras são dispostas de modo a formar uma rede restritiva ou “andaimés” que dão mais estabilidade estrutural ao tecido (Fig. 2-15, B).<sup>49</sup> As fibras mais profundas na zona calcificada são firmemente ancoradas ao osso subcondral. Essas fibras são associadas às fibras

verticalmente orientadas na zona profunda adjacente, que por sua vez estão ligadas às fibras transversalmente orientadas da zona tangencial superficial. A série de fibras quimicamente entrelaçadas forma uma estrutura fibrosa similar a uma rede que aprisiona os grandes complexos de proteoglicanas abaixo da superfície articular. As grandes quantidades de proteoglicanas, por sua vez, atraem água, proporcionando um elemento único de rigidez à cartilagem articular. A rigidez aumenta a capacidade de suporte de carga apresentada pela cartilagem.<sup>38</sup>



**FIGURA 2-15** Duas ilustrações altamente esquemáticas da cartilagem articular. **A**, A distribuição das células (condrócitos) é mostrada por toda a substância fundamental da cartilagem articular. Os condrócitos achatados, próximos à superfície articular, estão na *zona tangencial superficial (ZTS)* e são orientados paralelamente à superfície articular. A ZTS corresponde a cerca de 10% a 20% da espessura da cartilagem articular. As células são mais arredondadas na *zona média* e nas *zonas profundas*. Uma região de cartilagem calcificada (*zona calcificada*) se une à zona profunda no osso subcondral subjacente. A borda da zona calcificada que repousa adjacente à zona profunda é conhecida como *marca de maré* e forma uma barreira difusa entre a cartilagem articular e o osso subjacente.

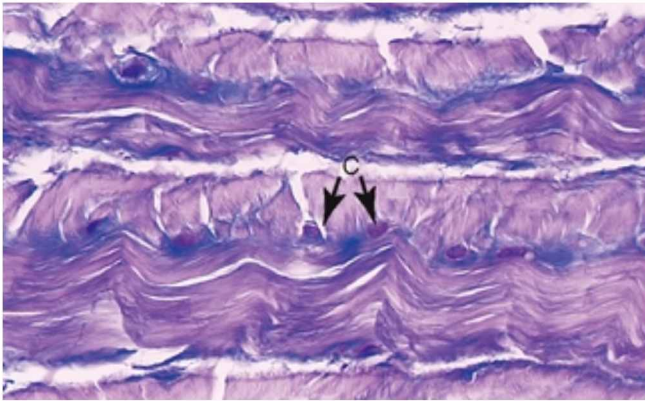
Os nutrientes e gases do fluido sinovial devem passar por todas as camadas da cartilagem articular para nutrir os condrócitos, inclusive aqueles da zona profunda. **B**, A organização das *fibras de colágeno* na cartilagem articular é mostrada neste diagrama. Na ZTS, o colágeno é orientado quase que paralelamente à superfície articular, formando uma estrutura fibrosa que resiste à abrasão da superfície articular. As fibras se tornam menos tangenciais e mais obliquamente orientadas na *zona média* e finalmente são quase perpendiculares à superfície articular na *zona profunda*. As fibras mais profundas são ancoradas na zona calcificada para ajudar a prender a cartilagem ao osso subcondral subjacente. Complexos de proteoglicanas também estão presentes na substância fundamental.

A cartilagem articular distribui e dispersa as forças compressivas ao osso subcondral. Ela também reduz a fricção entre superfícies articulares. O coeficiente de fricção entre duas superfícies recobertas pela cartilagem articular e lubrificadas pelo fluido sinovial é extremamente baixo, indo de 0,005 a 0,02 no joelho humano, por exemplo. Ele é de 5 a 20 vezes mais baixo e mais escorregadio do que gelo sobre gelo, cujo coeficiente de fricção é igual a 0,1.<sup>45</sup> As forças envolvidas nas atividades normais de suporte de peso, portanto, são reduzidas a um nível de estresse que pode ser absorvido sem danificar o sistema musculoesquelético.

A ausência de pericôndrio na cartilagem articular tem a consequência negativa de eliminar uma fonte pronta de fibroblastos primitivos usados no reparo. Embora a cartilagem articular seja capaz de manutenção normal e nutrição da matriz, o reparo de danos significativos em cartilagens articulares adultas é ruim ou mesmo nulo.

## Fibrocartilagem

Como o nome implica, a fibrocartilagem é a combinação de tecido conjuntivo denso e cartilagem articular (Fig. 2-16).<sup>75</sup> Desta forma, a fibrocartilagem confere resiliência e absorção de choque à cartilagem articular e força tensora a ligamentos e tendões. Feixes densos de colágeno do tipo I são encontrados, bem como quantidades variadas de proteoglicanas. Dependendo do tecido, a fibrocartilagem possui números variáveis de condrócitos e fibroblastos, localizados em uma rede densa e frequentemente multidirecional de colágeno.<sup>30</sup>



**FIGURA 2-16** Fotografia de uma imagem de microscopia óptica de fibrocartilagem. (Hematoxilina-eosina e azul de Alcian;  $\times 320$ ). Note as camadas alternadas de matriz de cartilagem hialina e espessas fibras de colágeno. Essas camadas são orientadas na direção do estresse imposto pelos tecidos. Observe o par de condrócitos (C) localizado entre a camada de colágeno e a cartilagem hialina.

*(De Young B, Lowe JS, Stevens A, et al: Wheater's functional histology: a text and colour atlas, 5 ed, London, 2006, Churchill Livingstone.)*



A fibrocartilagem forma grande parte da substância dos discos intervertebrais, dos labros e dos discos localizados na sínfise púbica, na articulação temporomandibular e em algumas articulações dos membros (p. ex., o menisco do joelho). Essas estruturas ajudam a sustentar e estabilizar as articulações, guiam artrocinemáticas complexas e ajudam a dissipar forças. A fibrocartilagem também é encontrada em alguns ligamentos e tendões, principalmente no ponto de inserção no osso.<sup>63,75</sup> As densas fibras de colágeno entrelaçadas observadas na fibrocartilagem permitem que o tecido resista à tensão multidirecional, ao cisalhamento e a forças compressivas. A fibrocartilagem é, portanto, o tecido ideal para dissipar cargas.

Como a cartilagem articular, a fibrocartilagem não apresenta pericôndrio.<sup>18,30</sup> A fibrocartilagem é também, em grande parte, aneural e, portanto, não produz dor ou participa da propriocepção, embora alguns receptores neurais possam ser encontrados na periferia, onde a fibrocartilagem toca um ligamento ou cápsula articular. A maioria dos tecidos fibrocartilagosos apresenta um fluxo sanguíneo limitado e é, em grande parte, dependente da difusão de nutrientes do fluido sinovial ou de vasos sanguíneos adjacentes. A difusão de nutrientes e a remoção de produtos metabólicos na maioria dos discos fibrocartilagosos são assistidas pela ação de “bombeamento” da sustentação intermitente de peso.<sup>26</sup> Esse princípio é imediatamente aparente nos discos intervertebrais adultos que são nutridos de forma insuficiente quando a coluna é mantida em uma posição fixa por longos períodos. Sem a nutrição adequada, os discos podem ser parcialmente degenerados e perdem parte

de sua função protetora.<sup>3</sup>

Um suprimento sanguíneo direto penetra a borda externa de algumas estruturas fibrocartilaginosas, onde estas se ligam às cápsulas ou ligamentos articulares, como o menisco do joelho e os discos intervertebrais. Nas articulações adultas, a fibrocartilagem danificada pode ser parcialmente reparada nas áreas próximas à periferia vascularizada, como observado no terço externo do menisco do joelho e nas lamelas mais externas dos discos intervertebrais. As regiões mais internas das estruturas fibrocartilaginosas, assim como a cartilagem articular, apresentam cicatrização ruim ou insignificante, dada a ausência de uma fonte de células fibroblásticas não diferenciadas.<sup>6,38,63</sup>

## **OSSO**

O osso é um tecido conjuntivo altamente especializado que compartilha diversas características histológicas fundamentais com outros tecidos conjuntivos periarticulares. O tecido ósseo é composto por colágeno do tipo I com alto índice de ligações cruzadas, células (como os osteoblastos) e uma vigorosa substância fundamental rica em sais minerais. As proteoglicanas da substância fundamental contêm glicoproteínas (como a osteocalcina) que se ligam fortemente aos sais minerais ricos em cálcio e fósforo — *hidroxiapatita* de cálcio ( $\text{Ca}_{10}[\text{PO}_4]_6[\text{OH}]_2$ ).<sup>49,63,75</sup>

Os ossos conferem sustentação rígida ao corpo e proporcionam um sistema de alavancas aos músculos. O córtex externo dos ossos longos do esqueleto adulto

apresenta uma haste composta por *osso compacto* e espesso (Fig. 2-17). As extremidades dos ossos longos, porém, são formadas por uma camada fina de osso compacto que cerca uma rede de *osso esponjoso*. Os ossos do esqueleto axial adulto, como o corpo vertebral, apresentam uma camada externa de osso compacto relativamente espessa e preenchida por um suporte de osso esponjoso. Como anteriormente descrito, a cartilagem articular recobre as superfícies articulares das diartroses de todos os ossos do sistema musculoesquelético.



**FIGURA 2-17** Corte transversal mostrando a arquitetura interna do fêmur proximal. Note as áreas mais espessas de osso compacto ao redor da haste e o osso esponjoso reticulado, ocupando a maior parte da região medular.

*(De Neumann DA: An arthritis home study course: the synovial joint: anatomy, function, and dysfunction. Orthopedic Section of the American Physical Therapy Association, LaCrosse, WI, 1998.)*

A subunidade estrutural do osso compacto é o *ósteon*

(*sistema harvesiano*), que organiza as fibras de colágeno e a substância fundamental mineralizada em uma série única de espirais concêntricas que formam *lamelas* (Fig. 2-18).<sup>63,64,75</sup> Esta infraestrutura, tornada rígida pela presença de cristais de fosfato de cálcio, permite que o osso cortical aceite enormes cargas compressivas. Os osteoblastos acabam sendo cercados pela substância fundamental secretada e confinados a estreitas lacunas (ou seja, espaços) posicionadas entre as lamelas do ósteon.<sup>49</sup> (Os osteoblastos confinados são tecnicamente denominados *osteócitos*.) Uma vez que os ossos sofrem pouca deformação, os vasos sanguíneos podem atravessá-los, vindos do periósteo externo e das superfícies endósteas internas. Os vasos sanguíneos podem então trafegar pelo eixo maior de um osso através de um túnel localizado no centro dos *canais harversianos* (Fig. 2-18). Esse sistema permite que uma rica fonte de sangue atinja as células localizadas mais profundamente, no interior do córtex. Além disso, o tecido conjuntivo que forma o periósteo e o endósteo do osso é também ricamente vascularizado, assim como inervado por receptores sensoriais de dor e pressão.

Rights were not granted to include this figure in electronic media.  
Please refer to the printed publication.

**FIGURA 2-18** Ultraestrutura do osso compacto. Note as lamelas concêntricas que formam um único ósteon (sistema harvesiano).

*(De Ovalle WK, Nahirney PC: Netter's essential histology, Philadelphia, 2008, Saunders.)*

O osso é um tecido muito dinâmico. Os osteoblastos sintetizam constantemente substância fundamental e colágeno, além de orquestrarem a deposição de sais minerais. O remodelamento ocorre em resposta às forças aplicadas pela atividade física e às influências hormonais que regulam o equilíbrio sistêmico de cálcio. A remoção de osso em larga escala é realizada por osteoclastos — células especializadas originárias da medula óssea. Fibroblastos primitivos, essenciais ao reparo de ossos fraturados, são originários do periósteo, do endósteo e de tecidos perivasculares presentes nos canais vasculares dos ossos.

Entre os tecidos envolvidos nas articulações, o osso apresenta a melhor capacidade de remodelamento, reparo e regeneração.

O osso demonstra sua maior força quando comprimido pelo eixo longo de sua haste, sobrecarregando os canais harvesianos longitudinalmente, o que é comparável à compressão de uma palha em seu eixo longo. As extremidades dos ossos longos recebem forças compressivas multidirecionais através das superfícies sustentadoras de peso da cartilagem articular. Os estresses são dissipados pelo osso subcondral subjacente e então pela rede de osso esponjoso, que, por sua vez, atua como uma série de apoios para redirecionar as forças pelo eixo longo do osso compacto. Esse arranjo estrutural redireciona as forças, absorvendo-as e transmitindo-as, graças ao desenho arquitetônico único do osso.

Diferentemente dos tecidos conjuntivos periarticulares, o osso possui um rico suprimento sanguíneo associado a um metabolismo muito dinâmico. Isso permite que o osso seja constantemente remodelado em resposta ao estresse físico. O suprimento sanguíneo rico também confere ao osso um bom potencial de cicatrização após fraturas.

### **ENFOQUE ESPECIAL 2-1** Lei de Wolff

Oosso é um tecido muito dinâmico, constantemente alternando seu formato, resistência e densidade em resposta a forças externas.<sup>9,17,50</sup> Esse conceito geral é frequentemente denominado *lei de Wolff*, dados os trabalhos e ensinamentos de Julius Wolff (1839-1902), anatomista e cirurgião ortopédico alemão. Em tradução livre, a lei de Wolff declara que “o osso é depositado em áreas de maior estresse e reabsorvido em áreas de menor estresse”. Esse simples axioma possui muitas

aplicações clínicas.<sup>17</sup> Um disco intervertebral deteriorado e desidratado, por exemplo, pode não ser capaz de proteger o osso subjacente do estresse. De acordo com a lei de Wolff, o osso responde ao estresse sintetizando mais osso. Caso a resposta seja excessiva, “esporões” ósseos, ou osteófitos, podem se formar. Ocasionalmente, os osteófitos podem bloquear os movimentos ou comprimir uma raiz nervosa espinal adjacente, causando dor que irradia para os membros inferiores ou fraqueza nos músculos associados.

A lei de Wolff pode também explicar a *perda* de osso e redução de sua resistência na ausência crônica de carga. Por exemplo, a densidade mineral em indivíduos com lesões na medula espinal diminui com rapidez, provavelmente devido à ausência de carga provocada pela paralisia.<sup>15</sup> A menor densidade óssea pode fazer com que os ossos de um indivíduo com lesão medular sejam mais suscetíveis a fraturas. As fraturas não são incomuns, ocorrendo por traumas, como queda da cadeira de rodas, durante a realização de atividades diárias, como “autoexercícios” de amplitude de movimentos nos membros inferiores, ou ainda durante a transferência controlada entre a banheira e a cadeira de rodas. Os pesquisadores mostraram que a perda óssea após lesões medulares pode ser reduzida pelo uso adequado de estimulação elétrica aos músculos dos membros paralisados.<sup>60</sup> As forças produzidas pelo músculo estimulado são transferidas através do osso. Embora sua realização nem sempre seja possível, a aplicação regular e adequada da estimulação elétrica pode, em teoria, ajudar a prevenir fraturas em indivíduos com paralisia crônica devida a uma lesão medular. Novas pesquisas são necessárias para determinar a viabilidade e os benefícios em longo prazo do uso da estimulação elétrica como parte regular



## **ALGUNS EFEITOS DA IMOBILIZAÇÃO SOBRE A FORÇA DO TECIDO CONJUNTIVO PERIARTICULAR E DO OSSO**

---

A quantidade e a disposição das proteínas fibrosas, da substância fundamental e da água que constituem os tecidos conjuntivos periarticulares são influenciadas pela atividade física.<sup>9,41,72</sup> No nível normal de atividade física, a composição dos tecidos é forte o suficiente para resistir à amplitude natural das forças impostas sobre o sistema musculoesquelético. Uma articulação imobilizada por um longo período apresenta alterações significativas na estrutura e função de seus tecidos conjuntivos associados. A força mecânica do tecido é reduzida de acordo com a diminuição das forças provocada pela imobilização. Esta é uma resposta normal a uma condição anormal. Engessar partes do corpo e confinar um indivíduo à cama são exemplos nos quais a imobilização reduz dramaticamente o nível de força imposta sobre o sistema musculoesquelético. Embora por diferentes razões, a paralisia ou fraqueza muscular também reduz a força do sistema musculoesquelético.

A taxa de declínio da força do tecido conjuntivo periarticular é, em parte, dependente da atividade metabólica normal deste tecido.<sup>41,53</sup> A imobilização crônica produz uma grande diminuição da força tensora dos ligamentos do joelho em um período de semanas.<sup>47,72</sup> Os primeiros marcadores bioquímicos desse remodelamento podem ser detectados dias após a

imobilização.<sup>25,46</sup> Mesmo após o fim da imobilização e o término de um longo programa de exercícios, os ligamentos continuam a apresentar menor força tensora do que os ligamentos nunca imobilizados.<sup>25,72</sup> Outros tecidos, como ossos e cartilagens articulares, também apresentam perda de massa, volume e força após a imobilização.<sup>9,10,21,28</sup> Os resultados de estudos experimentais sugerem que os tecidos rapidamente perdem força em resposta à redução da carga. A recuperação total da força após a restauração da carga é muito mais lenta e frequentemente incompleta.

A imobilização de uma articulação por um período prolongado é frequentemente necessária à promoção da cicatrização após uma lesão, como uma fratura. O julgamento clínico é necessário para equilibrar os efeitos possivelmente negativos da imobilização com a necessidade de promoção da cicatrização. A manutenção da força tecidual máxima ao redor das articulações requer o uso cauteloso da imobilização, o retorno rápido à carga e a intervenção precoce de reabilitação.

## **BREVE REVISÃO DAS PATOLOGIAS ARTICULARES**

---

O trauma a tecidos conjuntivos periarticulares pode ser decorrente de um único evento intenso (trauma agudo) ou em resposta ao acúmulo de lesões menores por um período prolongado (trauma crônico). O *trauma agudo* frequentemente produz patologias detectáveis. A ruptura ou distensão extrema de ligamentos ou cápsulas articulares provoca uma reação inflamatória aguda. A articulação pode se tornar estruturalmente instável quando os tecidos

conjuntivos periarticulares não são capazes de restringir os extremos naturais do movimento.

As articulações mais frequentemente afetadas pela instabilidade traumática aguda são geralmente associadas aos braços de momento externos mais longos do esqueleto e, portanto, são expostas a grandes torques externos. Por essa razão, as articulações tibiofemoral, talocrural e glenoumeral estão frequentemente sujeitas a danos ligamentosos agudos, com resultante instabilidade.

O trauma agudo pode também provocar fraturas intra-articulares envolvendo a cartilagem articular e o osso subcondral. A cuidadosa redução ou realinhamento dos fragmentos fraturados ajuda a restaurar a congruência da articulação e, portanto, facilita as funções de deslizamento com baixa fricção das superfícies articulares. Isso é crítico para a recuperação máxima da função. Embora o osso adjacente à articulação apresente uma excelente capacidade de recuperação, o reparo da cartilagem articular fraturada geralmente é incompleto e produz áreas mecanicamente inferiores na superfície articular sujeitas à degeneração. Aumentos focais de estresse causados pelo mau alinhamento das superfícies, associados à diminuição da força da cartilagem articular, podem provocar osteoartrite pós-traumática.

O reparo das estruturas articulares fibrocartilaginosas depende da proximidade e da adequação do suprimento sanguíneo. Uma laceração na região mais externa do menisco do joelho, adjacente aos vasos sanguíneos inseridos na cápsula articular, pode ser completamente cicatrizada.<sup>19,56</sup> Por outro lado, as lacerações na circunferência mais interna do menisco, de modo geral,

não cicatrizam. Este também é o caso da lamela interna do disco intervertebral adulto, que não tem capacidade de cicatrização após danos significativos.<sup>3,20</sup>

O *trauma crônico* é frequentemente classificado como um tipo de “síndrome de uso excessivo” e reflete o acúmulo de danos relativamente menores não reparados. Cápsulas articulares e ligamentos cronicamente danificados perdem gradualmente suas funções restritivas, embora a instabilidade articular possa ser mascarada por uma restrição muscular substituta. Neste caso, as forças articulares podem ser aumentadas pela “proteção” muscular excessiva da articulação. A instabilidade somente se torna aparente quando a articulação é subitamente desafiada ou forçada por movimentos extremos.

A instabilidade recorrente pode causar condições anormais de suporte de carga nos tecidos articulares e, conseqüentemente, insuficiência mecânica. As superfícies da cartilagem articular e da fibrocartilagem podem se tornar fragmentadas, com uma perda concomitante de proteoglicanas e subsequente redução da resistência a forças compressivas e de cisalhamento.<sup>13</sup> Nos estágios iniciais da degeneração, a superfície da cartilagem articular geralmente se apresenta espessada ou “fibrilada”.<sup>2</sup> Uma região fibrilada da cartilagem articular pode, mais tarde, desenvolver rachaduras, ou fendas, que se estendem da superfície até as camadas médias ou profundas de tecido. Essas alterações reduzem a qualidade de absorção do choque apresentada pelo tecido.

Dois doenças que comumente provocam disfunção articular são a osteoartrite (OA) e a artrite reumatoide (AR). A *osteoartrite* é caracterizada por uma erosão gradual da cartilagem articular, com um baixo componente

inflamatório.<sup>5,24,32</sup> Alguns clínicos e pesquisadores se referem à OA como “osteoartrite”, enfatizando a ausência de um componente inflamatório distinto.<sup>11</sup> Com a progressão da erosão da cartilagem articular, o osso subcondral subjacente se torna mais mineralizado e, em casos graves, se torna a superfície de sustentação de peso quando o coxim da cartilagem é completamente desgastado. A cápsula articular fibrosa e a sinóvia se tornam distendidas e espessadas. A articulação gravemente acometida pode ser completamente instável e deslocada ou se fundir, não permitindo a movimentação.

A frequência da OA aumenta com a idade; além disso, essa doença possui diversas manifestações.<sup>12,16</sup> A OA *idiopática* ocorre na ausência de uma causa específica; afeta somente uma ou algumas articulações, principalmente aquelas sujeitas às cargas mais elevadas: quadril, joelho e coluna lombar. A OA *familiar* ou *generalizada* afeta as articulações das mãos e é mais comum em mulheres. A OA *pós-traumática* pode afetar qualquer articulação sinovial exposta a trauma de gravidade suficiente.

A *artrite reumatoide* é bastante diferente da OA, já que é uma doença autoimune sistêmica de tecidos conjuntivos, com um forte componente inflamatório. A destruição de múltiplas articulações é uma manifestação proeminente da AR. A disfunção articular é manifestada por inflamação significativa da cápsula, da sinóvia e do fluido sinovial. A cartilagem articular é exposta a um processo enzimático que pode rapidamente erodir a superfície articular. A cápsula articular é distendida por edema e inflamação recorrentes, que geralmente provocam grande instabilidade articular e dor.

## ENFOQUE ESPECIAL 2-2 Um Breve Olhar em Alguns dos Efeitos do Avanço da Idade sobre o Tecido Conjuntivo Periarticular e o Osso

Atingir uma idade avançada está associado a alterações histológicas nos tecidos conjuntivos periarticulares e nos ossos, que, por sua vez, podem produzir alterações mecânicas na função articular. Em seres humanos, frequentemente não é possível separar os efeitos do envelhecimento dos efeitos da redução da atividade física e da imobilização. Além disso, em um nível fundamental, os efeitos fisiológicos das três variáveis são bastante similares.

A taxa e o processo de envelhecimento dos tecidos são altamente individualizados e podem ser modificados, positiva ou negativamente, pelos tipos e frequências de atividades e por fatores médicos, hormonais e nutricionais.<sup>9,16,53</sup> Em um sentido amplo, o envelhecimento é acompanhado pela redução da taxa de substituição de proteínas fibrosas e proteoglicanas e do reparo de todos os tecidos conjuntivos periarticulares e ossos.<sup>16,42,61</sup> Os tecidos, portanto, perdem sua capacidade de restringir e otimamente dispersar forças produzidas na articulação. Os efeitos do microtrauma, ao longo dos anos, podem se acumular, produzindo danos subclínicos que podem progredir à falência estrutural ou alteração mensurável das propriedades mecânicas. Um exemplo clínico desse fenômeno é a deterioração associada à idade dos ligamentos e da cápsula articular associados à articulação glenoumeral. A redução do suporte estrutural dado por estes tecidos pode culminar em tendinites ou laceração dos músculos do manguito rotador.<sup>74</sup>

As moléculas de *glicosaminoglicanas* (GAGs) produzidas pelas células envelhecidas dos tecidos conjuntivos são menores em número e tamanho do que as sintetizadas por células

jovens.<sup>14,22,51,62</sup> Essa redução da concentração de GAGs (e, portanto, de proteoglicanas) reduz a capacidade de ligação da água da matriz extracelular. A cartilagem articular envelhecida, por exemplo, contém menos água e é menos capaz de atenuar e distribuir forças impostas ao osso subcondral. A desidratação da cartilagem articular, portanto, pode ser precursora da osteoartrite.<sup>12,16,27</sup>

Ligamentos menos hidratados não deslizam com facilidade. Em consequência disso, os feixes de fibras dos ligamentos não se alinham com tanta rapidez quando forças são impostas, dificultando a habilidade do tecido em resistir maximamente a forças aplicadas rapidamente. A probabilidade de formação de adesões entre planos teciduais previamente móveis é aumentada, promovendo restrições à amplitude de movimentos das articulações envelhecidas.<sup>4,16,65</sup>

É interessante notar que os tendões se tornam *menos* rígidos com o envelhecimento e a ausência crônica de cargas.<sup>39,48,57</sup> Um aumento significativo na complacência, portanto, reduz a eficiência mecânica e a velocidade de transferência da força muscular ao osso. Em consequência disso, os músculos podem ser menos capazes de estabilizar uma articulação.

O osso se torna mais fraco com a idade, em parte devido à diminuição da atividade osteoblástica e à redução do potencial de diferenciação das células-tronco da medula óssea.<sup>9,29</sup> A alteração do metabolismo do tecido conjuntivo associada ao envelhecimento sobre o osso contribui para o retardo da cicatrização de fraturas. O metabolismo alterado também participa do desenvolvimento da osteoporose, principalmente em sua forma senil — um tipo que adelgaça ossos trabeculares e compactos de indivíduos de ambos os sexos.

Felizmente, muitos dos possíveis efeitos fisiológicos

negativos do envelhecimento dos tecidos conjuntivos periarticulares podem ser reduzidos, até certo ponto, pela atividade física e pelo treinamento de resistência.\* Essas respostas servem como base para muitos dos princípios de reabilitação usados no tratamento de indivíduos idosos.

---

\* Referências 23, 40, 41, 44, 52, 54, 66, 68.

## **RESUMO**

---

As articulações proporcionam a fundação da movimentação musculoesquelética e permitem a estabilidade e a dispersão de forças entre segmentos do corpo. Muitos esquemas de classificação existem para categorizar as articulações e permitir a discussão de suas características mecânicas e cinemáticas. Os movimentos das articulações anatômicas são frequentemente complexos, devido a seus formatos assimétricos e superfícies incongruentes. O eixo de rotação é frequentemente estimado com fins de medida clínica.

A função e a resiliência das articulações são determinadas pela arquitetura e pelos tipos de tecidos que as compõem. É interessante notar que todos os tecidos conjuntivos periarticulares (e os ossos) compartilham uma organização histológica similar. Cada tecido contém células, uma substância fundamental e proteínas fibrosas. A extensão e proporção desses componentes são bastante variáveis, de acordo com a necessidade funcional principal imposta sobre o tecido. As cápsulas articulares, os ligamentos e os tendões são projetados para resistir à



tensão em uma ou várias direções. A cartilagem articular é extraordinariamente adequada para resistir à compressão e ao cisalhamento das articulações e, na presença de fluido sinovial, proporciona uma interface notavelmente lisa para a movimentação articular. A fibrocartilagem compartilha características estruturais e funcionais dos tecidos conjuntivos densos e da cartilagem articular. Os meniscos fibrocartilaginosos do joelho, por exemplo, devem resistir a grandes forças de compressão dos extensos músculos adjacentes e toleram estresses multidirecionais de cisalhamento criados pela artrocinemática deslizante da articulação. O osso é um tecido conjuntivo altamente especializado, projetado para sustentar o corpo e seus membros e fornecer uma série de alavancas para os músculos que o movimentam.

A capacidade de reparação das articulações danificadas está fortemente relacionada à presença de um suprimento sanguíneo direto e à presença de células progenitoras. A saúde funcional e a longevidade das articulações são também afetadas por idade, carga, imobilização, trauma e certas doenças.

## **REFERÊNCIAS**

---

- 1 Arnoczky SP, Lavagnino M, Whallon JH, Hoonjan A. In situ cell nucleus deformation in tendons under tensile load: A morphological analysis using confocal laser microscopy. *J Orthop Res.* 2002;20:29-35.
- 2 Bae WC, Wong VW, Hwang J, et al. Wear-lines and split-lines of human patellar cartilage: Relation to tensile biomechanical properties. *Osteoarthritis Cartilage.* 2008;16:841-845.
- 3 Beattie PF. Current understanding of lumbar intervertebral disc degeneration: A review with emphasis upon etiology,

pathophysiology, and lumbar magnetic resonance imaging findings. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38:329-340.

- 4 Begg RK, Sparrow WA. Aging effects on knee and ankle joint angles at key events and phases of the gait cycle. *J Med Eng Technol.* 2006;30:382-389.
- 5 Brandt KD, Dieppe P, Radin EL. Etiopathogenesis of osteoarthritis. *Rheum Dis Clin North Am.* 2008;34:531-559.
- 6 Buckwalter JA, Brown TD. Joint injury, repair, and remodeling: Roles in post-traumatic osteoarthritis. *Clin Orthop Relat Res.* 2004;423:7-16.
- 7 Buckwalter JA, Kuettner KE, Thonar EJ. Age-related changes in articular cartilage proteoglycans: Electron microscopic studies. *J Orthop Res.* 1985;3:251-257.
- 8 Buckwalter JA, Mankin HJ, Grodzinsky AJ. Articular cartilage and osteoarthritis. *Instr Course Lect.* 2005;54:465-480.
- 9 Chen JS, Cameron ID, Cumming RG, et al. Effect of age-related chronic immobility on markers of bone turnover. *J Bone Miner Res.* 2006;21:324-331.
- 10 Demirbag D, Ozdemir F, Kokino S, Berkarda S. The relationship between bone mineral density and immobilization duration in hemiplegic limbs. *Ann Nucl Med.* 2005;19:695-700.
- 11 Dequeker J, Luyten FP. The history of osteoarthritis-osteoarthrosis. *Ann Rheum Dis.* 2008;67:5-10.
- 12 Ding C, Cicuttini F, Blizzard L, et al. A longitudinal study of the effect of sex and age on rate of change in knee cartilage volume in adults. *Rheumatology.* 2007;46:273-279.
- 13 Ding C, Cicuttini F, Scott F, et al. Association between age and knee structural change: A cross sectional MRI based study. *Ann Rheum Dis.* 2005;64:549-555.
- 14 Dudhia J. Aggrecan, aging and assembly in articular cartilage. *Cell Mol Life Sci.* 2005;62:2241-2256.

- 15 Dudley-Javoroski S, Shields RK. Dose estimation and surveillance of mechanical loading interventions for bone loss after spinal cord injury. *Phys Ther.* 2008;88:387-396.
- 16 Freemont AJ, Hoyland JA. Morphology, mechanisms and pathology of musculoskeletal aging. *J Pathol.* 2007;211:252-259.
- 17 Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthod.* 2004;74:3-15.
- 18 Gartner LP, Hiatt JL. Color textbook of histology, ed 3. Philadelphia: Saunders, 2007.
- 19 Greis PE, Bardana DD, Holmstrom MC, Burks RT. Meniscal injury: I. Basic science and evaluation. *J Am Acad Orthop Surg.* 2002;10:168-176.
- 20 Grunhagen T, Wilde G, Soukane DM, et al. Nutrient supply and intervertebral disc metabolism. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88(Suppl 2):30-35.
- 21 Haapala J, Arokoski J, Pirttimaki J, et al. Incomplete restoration of immobilization induced softening of young beagle knee articular cartilage after 50-week remobilization. *Int J Sports Med.* 2000;21:76-81.
- 22 Hamerman D. Aging and the musculoskeletal system. *Ann Rheum Dis.* 1997;56:578-585.
- 23 Hanna F, Teichtahl AJ, Bell R, et al. The cross-sectional relationship between fortnightly exercise and knee cartilage properties in healthy adult women in midlife. *Menopause.* 2007;14:830-834.
- 24 Hardingham T. Extracellular matrix and pathogenic mechanisms in osteoarthritis. *Curr Rheumatol Rep.* 2008;10:30-36.
- 25 Hayashi K. Biomechanical studies of the remodeling of knee joint tendons and ligaments. *J Biomech.* 1996;29:707-716.
- 26 Humzah MD, Soames RW. Human intervertebral disc: Structure and function. *Anat Rec.* 1988;220:337-356.

- 27 Iannone F, Lapadula G. The pathophysiology of osteoarthritis. *Aging Clin Exp Res.* 2003;15:364-372.
- 28 Jortikka MO, Inkinen RI, Tammi MI, et al. Immobilisation causes longlasting matrix changes both in the immobilised and contralateral joint cartilage. *Ann Rheum Dis.* 1997;56:255-261.
- 29 Khosla S, Riggs BL. Pathophysiology of age-related bone loss and osteoporosis. *Endocrinol Metab Clin North Am.* 2005;34:1015-1030.
- 30 Kierszenbaum AL. Histology and cell biology: An introduction to pathology, ed 2. Philadelphia: Mosby, 2007.
- 31 Kjaer M, Magnusson P, Krogsgaard M, et al. Extracellular matrix adaptation of tendon and skeletal muscle to exercise. *J Anat.* 2006;208:445-450.
- 32 Krasnokutsky S, Samuels J, Abramson SB. Osteoarthritis in 2007. *Bull NYU Hosp Jt Dis.* 2007;65:222-228.
- 33 Kubo K, Kanehisa H, Takeshita D, et al. In vivo dynamics of human medial gastrocnemius muscle-tendon complex during stretch-shortening cycle exercise. *Acta Physiol Scand.* 2000;170:127-135.
- 34 Kurokawa S, Fukunaga T, Nagano A, Fukashiro S. Interaction between fascicles and tendinous structures during counter movement jumping investigated in vivo. *J Appl Physiol.* 2003;95:2306-2314.
- 35 Kurrat HJ, Oberlander W. The thickness of the cartilage in the hip joint. *J Anat.* 1978;126:145-155.
- 36 Langberg H, Skovgaard D, Petersen LJ, et al. Type I collagen synthesis and degradation in peritendinous tissue after exercise determined by microdialysis in humans. *J Physiol.* 1999;521(Pt 1):299-306.
- 37 Lieber RL, Leonard ME, Brown-Maupin CG. Effects of muscle contraction on the load-strain properties of frog aponeurosis and tendon. *Cells Tissues Organs.* 2000;166:48-54.
- 38 Lundon K. Orthopaedic rehabilitation science: principles for clinical management of nonmineralized connective tissue. St Louis: Butterworth-Heinemann, 2003.

- 39 Maganaris CN, Reeves ND, Rittweger J, et al. Adaptive response of human tendon to paralysis. *Muscle Nerve*. 2006;33:85-92.
- 40 Magnusson SP, Hansen P, Aagaard P, et al. Differential strain patterns of the human gastrocnemius aponeurosis and free tendon, in vivo. *Acta Physiol Scand*. 2003;177:185-195.
- 41 Magnusson SP, Narici MV, Maganaris CN, Kjaer M. Human tendon behaviour and adaptation, in vivo. *J Physiol*. 2008;586:71-81.
- 42 Martin JA, Brown TD, Heiner AD, Buckwalter JA. Chondrocyte senescence, joint loading and osteoarthritis. *Clin Orthop Relat Res*. 2004;427(Suppl):S96-S103.
- 43 Martin JA, Buckwalter JA. The role of chondrocyte senescence in the pathogenesis of osteoarthritis and in limiting cartilage repair. *J Bone Joint Surg Am*. 2003;85(Suppl 2):106-110.
- 44 Mikesky AE, Mazzuca SA, Brandt KD, et al. Effects of strength training on the incidence and progression of knee osteoarthritis. *Arthr Rheumat*. 2006;55:690-699.
- 45 Mow VC, Hayes WC. Basic orthopaedic biomechanics. New York: Raven Press, 1991.
- 46 Muller FJ, Setton LA, Manicourt DH, et al. Centrifugal and biochemical comparison of proteoglycan aggregates from articular cartilage in experimental joint disuse and joint instability. *J Orthop Res*. 1994;12:498-508.
- 47 Noyes FR. Functional properties of knee ligaments and alterations induced by immobilization: A correlative biomechanical and histological study in primates. *Clin Orthop Relat Res*. 1977;123:210-242.
- 48 Onambele GL, Narici MV, Maganaris CN. Calf muscle-tendon properties and postural balance in old age. *J Appl Physiol*. 2006;100:2048-2056.
- 49 Ovalle WK, Nahirney PC. Netter's essential histology. Philadelphia: Saunders, 2008.
- 50 Pearson OM, Lieberman DE. The aging of Wolff's "law": Ontogeny and

responses to mechanical loading in cortical bone. *Am J Phys Anthropol.* 2004;39(Suppl):63-99.

- 51 Podichetty VK. The aging spine: The role of inflammatory mediators in intervertebral disc degeneration. *Cell Mol Biol.* 2007;53:4-18.
- 52 Racunica TL, Teichtahl AJ, Wang Y, et al. Effect of physical activity on articular knee joint structures in community-based adults. *Arthritis Rheum.* 2007;57:1261-1268.
- 53 Reeves ND. Adaptation of the tendon to mechanical usage. *J Musculoskelet Neuronal Interact.* 2006;6:174-180.
- 54 Reeves ND, Narici MV, Maganaris CN. Strength training alters the viscoelastic properties of tendons in elderly humans. *Muscle Nerve.* 2003;28:74-81.
- 55 Rosager S, Aagaard P, Dyhre-Poulsen P, et al. Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis and tendon in runners and non-runners. *Scand J Med Sci Sports.* 2002;12:90-98.
- 56 Rubman MH, Noyes FR, Barber-Westin SD. Arthroscopic repair of meniscal tears that extend into the avascular zone. A review of 198 single and complex tears. *Am J Sports Med.* 1998;26:87-95.
- 57 Sargon MF, Doral MN, Atay OA. Age-related changes in human PCLs: A light and electron microscopic study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2004;12:280-284.
- 58 Setton LA, Chen J. Cell mechanics and mechanobiology in the intervertebral disc. *Spine.* 2004;29:2710-2723.
- 59 Shields RK, Dudley-Javoroski S. Musculoskeletal adaptations in chronic spinal cord injury: Effects of long-term soleus electrical stimulation training. *Neurorehabil Neural Repair.* 2007;21:169-179.
- 60 Shields RK, Dudley-Javoroski S, Law LA. Electrically induced muscle contractions influence bone density decline after spinal cord injury. *Spine.* 2006;31:548-553.
- 61 Smith K, Rennie MJ. New approaches and recent results concerning human-tissue collagen synthesis. *Curr Opin Clin Nutr Metab Care.*

2007;10:582-590.

- 62 Squires GR, Okouneff S, Ionescu M, Poole AR. The pathobiology of focal lesion development in aging human articular cartilage and molecular matrix changes characteristic of osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 2003;48:1261-1270.
- 63 Standring S. Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice, ed 40. St Louis: Elsevier, 2009.
- 64 Stevens A, Lowe JS. Human histology. Philadelphia: Mosby, 2005.
- 65 Troke M, Moore AP, Maillardet FJ, Cheek E. A normative database of lumbar spine ranges of motion. *Man Ther.* 2005;10:198-206.
- 66 van Weeren PR, Firth EC, Brommer B, et al. Early exercise advances the maturation of glycosaminoglycans and collagen in the extracellular matrix of articular cartilage in the horse. *Equine Vet J.* 2008;40:128-135.
- 67 Veit G, Kobbe B, Keene DR, et al. Collagen XXVIII, a novel von Willebrand factor A domain-containing protein with many imperfections in the collagenous domain. *J Biol Chem.* 2006;281:3494-3504.
- 68 von SS, Kemmler W, Kalender WA, et al. Differential effects of strength versus power training on bone mineral density in postmenopausal women: A 2-year longitudinal study. *Br J Sports Med.* 2007;41:649-655.
- 69 Wackerhage H, Rennie MJ. How nutrition and exercise maintain the human musculoskeletal mass. *J Anat.* 2006;208:451-458.
- 70 Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. New Jersey: John Wiley & Sons, 2005.
- 71 Woo SL, Abramowitch SD, Kilger R, Liang R. Biomechanics of knee ligaments: Injury, healing, and repair. *J Biomech.* 2006;39:1-20.
- 72 Woo SL, Gomez MA, Sites TJ, et al. The biomechanical and morphological changes in the medial collateral ligament of the rabbit after immobilization and remobilization. *J Bone Joint Surg Am.*

1987;69:1200-1211.

- 73 Woo SL, Gomez MA, Woo YK, Akeson WH. Mechanical properties of tendons and ligaments. II. The relationships of immobilization and exercise on tissue remodeling. *Biorheology*. 1982;19:397-408.
- 74 Yamaguchi K, Sher JS, Andersen WK, et al. Glenohumeral motion in patients with rotator cuff tears: A comparison of asymptomatic and symptomatic shoulders. *J Shoulder Elbow Surg*. 2000;9:6-11.
- 75 Young B, Lowe JS, Stevens A. Wheeler's functional histology: a text and colour atlas, ed 5. Philadelphia: Churchill Livingstone, 2006.

### QUESTÕES PARA ESTUDO

- 1 Descreva as diferenças morfológicas entre articulações ovoides e em sela. Dê um exemplo anatômico de cada tipo de articulação.
- 2 Cite as principais diferenças estruturais e funcionais existentes entre sinartroses e diartroses (articulações sinoviais).
- 3 Os discos intra-articulares (ou meniscos) são ocasionalmente encontrados em diartroses. Cite três articulações do corpo que contêm discos intra-articulares. Descreva a(s) função(ões) mais provável(is) dessas estruturas nas articulações.
- 4 Liste os quatro tipos primários de tecidos existentes no corpo.
- 5 Quais das articulações ilustradas nas Figuras 2-3 a 2-9 apresentam (a) os maiores e (b) os menores graus de liberdade?
- 6 Cite as principais diferenças funcionais entre o colágeno do tipo I e a elastina. Cite tecidos que contenham altas proporções de cada uma destas proteínas.
- 7 Qual a diferença entre uma *evolução* e um *eixo instantâneo de rotação*? Cite uma consequência biomecânica ou prática de uma articulação que apresenta evolução significativamente extensa, embora normal.



- 8 Defina (a) pericôndrio e (b) periósteo. Qual é a função principal desses tecidos?
- 9 Descreva o mecanismo fundamental usado pela cartilagem articular para dispersar, repetidamente, as forças compressivas através das articulações.
- 10 Descreva as razões primárias pelas quais o osso apresenta capacidade de regeneração bem superior à da cartilagem articular.
- 11 Descreva os efeitos naturais da idade avançada sobre os tecidos conjuntivos periarticulares. Em casos extremos, como essas alterações são clinicamente manifestadas?
- 12 Liste três características fisiológicas comuns a cartilagens articulares, tendões e ossos.
- 13 Diferencie resumidamente a osteoartrite da artrite reumatoide.
- 14 Liste três estruturas *sempre* encontradas em articulações sinoviais. Cite patologias comuns que podem afetar tais estruturas e comente a natureza da disfunção resultante.
- 15 Qual é a função do fluido sinovial?

*As respostas a essas questões para estudo podem ser encontradas no final do livro.*

---

\* Nota da Revisão Científica: no original encontra-se a expressão “milking” cujo significado é ordenhar. Para melhor entendimento do texto em português, optou-se por bombeante (ou de bombeamento).

## CAPÍTULO 3

# Músculo: o Estabilizador Primário e Motor do Sistema Esquelético

SANDRA K. HUNTER, PhD , DAVID  
A. BROWN, PT, PhD

### VISÃO GERAL DO CAPÍTULO

#### O MÚSCULO COMO ESTABILIZADOR DO ESQUELETO: GERANDO QUANTIDADE DE FORÇA ADEQUADA EM UM DADO COMPRIMENTO,

Introdução à Organização Estrutural da  
Musculatura Esquelética,

Morfologia Muscular,

Arquitetura Muscular,

Músculo e Tendão: Geração de Força,

Curva Comprimento-Tensão Passiva,

Curva Comprimento-Tensão Ativa,

Soma da Força Ativa e da Tensão Passiva: a Curva  
de Comprimento-Tensão Total,

Força Muscular Isométrica: Desenvolvimento da  
Curva de Torque Interno-Ângulo Articular,

#### O MÚSCULO COMO MOVIMENTADOR DO ESQUELETO: MODULAÇÃO DA FORÇA,

**Modulando a Força pela Ativação Concêntrica ou Excêntrica: Introdução à Relação Força-Velocidade do Músculo,**

Curva de Força-Velocidade,

Potência e Trabalho: Conceitos Adicionais

Associados à Relação de Força-Velocidade do Músculo,

**Ativação do Músculo pelo Sistema Nervoso,**

Recrutamento,

Codificação de Taxa,

**INTRODUÇÃO À ELETROMIOGRAFIA,**

Registro da Eletromiografia,

Análise e Normalização da Eletromiografia,

Amplitude Eletromiográfica durante a Ativação

Muscular,

**CAUSAS DE FADIGA MUSCULAR EM INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS,**

**ALTERAÇÕES MUSCULARES ATRIBUÍDAS A TREINAMENTO DE FORÇA, REDUÇÃO DE USO E IDADE AVANÇADA,**

Alterações Musculares Atribuídas a Treinamento de Força,

Alterações Musculares Atribuídas à Redução de Uso,

Alterações Musculares Atribuídas à Idade Avançada,

**RESUMO,**

**REFERÊNCIAS,**

**QUESTÕES PARA ESTUDO,**

Apostura estável é resultante do equilíbrio de forças opostas. O movimento, por outro lado, ocorre quando essas forças estão desequilibradas. A força gerada pelos músculos é a forma primária de controle do intrincado equilíbrio entre a postura e o movimento. Este capítulo examina o papel de músculos e tendões na geração, modulação e transmissão da força; essas funções são necessárias à estabilização e/ou movimentação das estruturas esqueléticas. Especificamente, este capítulo investiga:

- Como os músculos estabilizam os ossos, gerando uma quantidade adequada de força em um dado comprimento. Os músculos geram força passivamente (ou seja, por sua resistência ao estiramento) e, na maioria das vezes, ativamente (ou seja, por sua contração ativa).
- As formas pelas quais os músculos modulam ou controlam as forças para que os ossos se movam de maneira suave e eficaz. O movimento normal é altamente regulado e refinado, independentemente das restrições ambientais infinitas impostas a uma dada tarefa.
- O uso da eletromiografia (EMG) no estudo da cinesiologia.
- O mecanismo básico de fadiga muscular.
- Adaptações musculares devidas ao treinamento de força, à imobilização e ao envelhecimento.

Esta abordagem permite que os estudantes de cinesiologia entendam os múltiplos papéis dos músculos no controle de posturas e movimentos usados em tarefas diárias. Além disso, o clínico também encontra a

informação necessária à formulação de hipóteses clínicas sobre disfunções musculares e adaptações que interferem nessas atividades funcionais ou as auxiliam. Esse entendimento pode levar à aplicação consciente de intervenções que melhorem as habilidades funcionais de um indivíduo.

## **O MÚSCULO COMO ESTABILIZADOR DO ESQUELETO: GERANDO QUANTIDADE DE FORÇA ADEQUADA EM UM DADO COMPRIMENTO**

---

Os ossos sustentam o corpo humano conforme este interage com o ambiente. Embora muitos tecidos ligados ao esqueleto sustentem o corpo, apenas os músculos podem se adaptar a forças externas imediatas (agudas) e prolongadas repetidas (crônicas) que podem desestabilizá-lo. O tecido muscular é idealmente adequado para essa função porque está acoplado ao ambiente externo e a mecanismos internos de controle fornecidos pelo sistema nervoso. Sob o fino controle do sistema nervoso, os músculos geram a força necessária à estabilização das estruturas esqueléticas sob uma gama vastíssima de condições. Por exemplo, os músculos exercem o controle fino que estabiliza os dedos segurando o pequeno bisturi usado em cirurgias oftálmicas. Os músculos também geram forças maiores durante os segundos finais de uma tarefa de levantamento de um peso de halterofilismo.

A compreensão do papel especial dos músculos na geração de forças estabilizadoras começa com uma introdução à fibra muscular: a unidade estrutural básica dos músculos. A seguir, discute-se como a morfologia

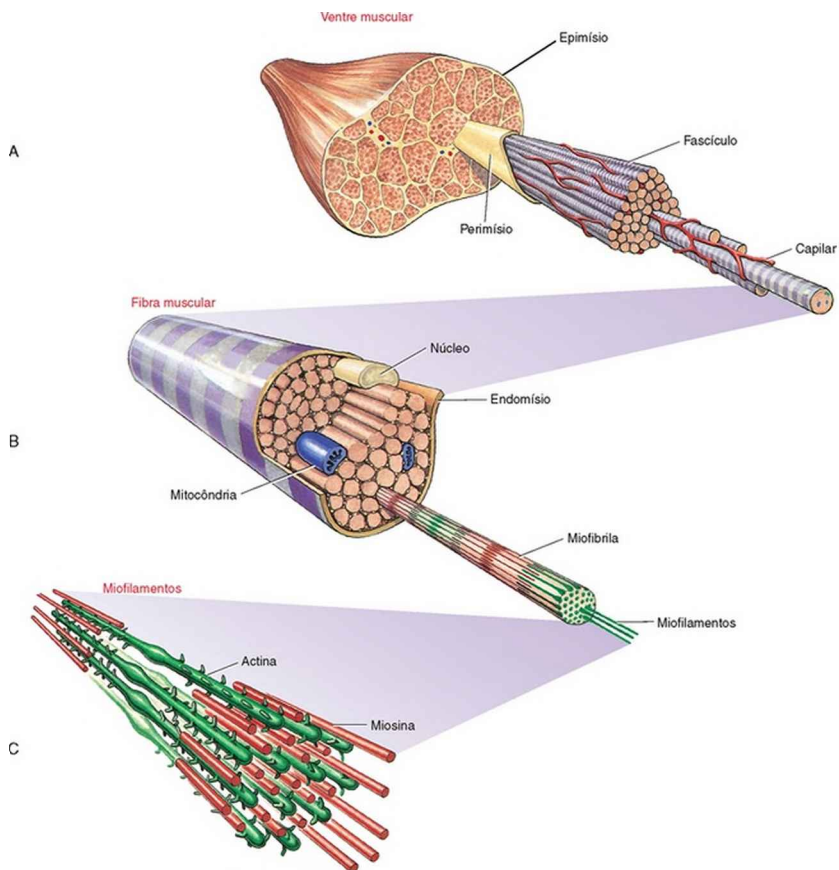
muscular e a arquitetura dos tendões e músculos afetam a amplitude de força transferida aos ossos. A função do músculo é explorada em relação à produção de *tensão passiva* ao ser alongado (ou estirado) ou de *força ativa* ao ser estimulado, ou “ativado” pelo sistema nervoso. A relação entre a força muscular e comprimento e sua influência sobre o torque isométrico gerado em uma articulação são, então, examinadas. O Quadro 3-1 é um resumo dos principais conceitos discutidos nesta seção.

### QUADRO 3-1 Conceitos Principais: o Músculo como Estabilizador do Esqueleto

- Introdução à organização estrutural da musculatura esquelética
- Tecidos conjuntivos extracelulares do músculo
- Morfologia muscular
- Arquitetura muscular: área transversal fisiológica e ângulo de penação
- Curva de comprimento-tensão passiva
- Componentes elásticos paralelos e seriados de músculos e tendões
- Propriedades elásticas e viscoelásticas dos músculos
- Curva de comprimento-tensão ativa
- Estrutura histológica da fibra muscular
- Teoria do deslizamento do filamento
- Curva de comprimento-tensão total: soma das forças ativas e passivas
- Força isométrica e curva de torque interno-ângulo articular
- Propriedades mecânicas e fisiológicas que afetam a curva de

## **Introdução à Organização Estrutural da Musculatura Esquelética**

Os músculos do corpo, como o bíceps ou o quadríceps, são compostos por diversas *fibras musculares*, com espessura entre 10 e 100  $\mu\text{m}$  e extensão de 1 a 50 cm.<sup>109</sup> A relação estrutural entre uma fibra muscular e o ventre muscular é mostrada na Figura 3-1. Cada fibra muscular é, na verdade, uma célula com múltiplos núcleos. A contração, ou encurtamento, de cada fibra muscular é responsável pela contração de um músculo.



**FIGURA 3-1** Os componentes básicos dos músculos são mostrados, do ventre até as proteínas contráteis ou ativas (miofilamentos). Três grupos de tecidos conjuntivos são também representados. **A**, O ventre está envolto pelo *epimísio*; fascículos individuais (grupos de fibras) são envoltos pelo *perimísio*. **B**, Cada fibra muscular é envolta pelo *endomísio*. Cada *miofibrila* da fibra muscular contém muitos miofilamentos. **C**, Esses filamentos são compostos por proteínas contráteis, a actina e a miosina.

(Modificado de Standring S: *Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice*, ed 39, New York, 2005, Churchill Livingstone.)



A unidade fundamental de cada fibra muscular é conhecida como *sarcômero*. Alinhados em série nas fibras, o encurtamento de cada um dos sarcômeros gera o encurtamento da própria fibra. Por essa razão, o sarcômero é considerado o gerador de força do músculo. A estrutura e a função dos sarcômeros são descritas em maiores detalhes mais à frente, neste capítulo. Por enquanto, é importante entender que o músculo contém proteínas que podem ser consideradas *contráteis* ou *não contráteis*. As *proteínas contráteis* do sarcômero, como a actina e a miosina, interagem de modo a encurtar a fibra muscular e gerar uma força ativa. (Por essa razão, as proteínas contráteis são também denominadas “ativas”.) As *proteínas não contráteis*, por outro lado, constituem grande parte do citoesqueleto no interior das fibras musculares e entre elas. Essas proteínas são frequentemente denominadas “proteínas estruturais”, devido a seu papel na sustentação da estrutura das fibras musculares. Embora as proteínas estruturais não contraíam diretamente a fibra muscular, elas desempenham um importante papel na geração e na transmissão de força. Por exemplo, as proteínas estruturais como a *titina* fornecem alguma tensão passiva na fibra muscular, enquanto a *desmina* estabiliza o alinhamento de sarcômeros adjacentes. De modo geral, essas proteínas (1) geram tensão passiva quando estiradas, (2) dão suporte interno e externo à fibra muscular, além de alinhá-la, e (3) ajudam a transferir as forças ativas pelo músculo parental. Esses conceitos são explicados em maior profundidade nas seções seguintes deste capítulo.

Além das proteínas ativas e estruturais apresentadas no parágrafo anterior, um músculo é composto por um extenso grupo de *tecidos conjuntivos extracelulares*,

formados principalmente por colágeno e elastina. Junto com as proteínas estruturais, esses tecidos conjuntivos extracelulares são classificados como tecidos não contráteis, proporcionando suporte estrutural e elasticidade ao músculo.

Os tecidos conjuntivos extracelulares dos músculos são divididos em três conjuntos: epimísio, perimísio e endomísio. A Figura 3-1 mostra esses tecidos ao redor dos diversos componentes musculares — do ventre muscular em si às diminutas proteínas ativas. O *epimísio* é uma estrutura firme, que cerca toda a superfície de um ventre muscular e o separa dos demais músculos. Em essência, o epimísio dá forma ao ventre muscular. O epimísio contém feixes firmemente entrelaçados de fibras de colágeno que resistem ao estiramento. O *perimísio* repousa sobre o epimísio e divide o músculo em fascículos (ou seja, grupos de fibras), que formam um conduto para vasos sanguíneos e nervos. Esse tecido conjuntivo, como o epimísio, é firme, relativamente espesso e resistente ao estiramento. O *endomísio* cerca cada fibra muscular e é imediatamente externo ao sarcolema (membrana celular). O endomísio marca a localização da troca metabólica entre as fibras musculares e os capilares.<sup>95</sup> Esse delicado tecido é composto por uma rede relativamente densa de fibras de colágeno parcialmente conectadas ao perimísio. Através de conexões laterais com a fibra muscular, o endomísio transporta parte da força contrátil do músculo ao tendão.

As fibras musculares de um músculo podem apresentar comprimentos variados, algumas se estendendo de tendão a tendão e, outras, a apenas uma fração dessa distância. Os tecidos conjuntivos extracelulares ajudam a interconectar as fibras musculares e, portanto, ajudam a transferir as

forças contráteis por todo o comprimento do músculo.<sup>65</sup> Embora os três grupos de tecidos conjuntivos sejam descritos como entidades separadas, são entrelaçados como uma lâmina contínua de tecido. Esse arranjo confere força, sustentação e elasticidade ao músculo como um todo. O Quadro 3-2 traz um resumo das funções dos tecidos conjuntivos extracelulares em um músculo.

### **QUADRO 3-2** Resumo das Funções dos Tecidos Conjuntivos Extracelulares do Músculo

- Formação da estrutura macroscópica do músculo
- Serve como conduto para vasos sanguíneos e nervos
- Geração de tensão passiva, mais notavelmente quando o músculo é estirado quase até seu comprimento máximo
- Auxilia o músculo a retomar seu formato após ser estirado
- Transporta a força contrátil ao tendão e, por fim, através da articulação

## **Morfologia Muscular**

A morfologia muscular descreve o formato básico de um músculo como um todo. Os músculos podem apresentar diversos formatos, o que influencia sua função final (Fig. 3-2). Dois dos formatos mais comuns são o fusiforme e o penado (do latim *penna*, pena). Os *músculos fusiformes*, como o bíceps braquial, apresentam fibras paralelas umas às outras e um tendão central. Os *músculos penados*, por outro lado, apresentam fibras que chegam obliquamente ao tendão central. Pelas razões descritas na seção a seguir, os músculos penados contêm um número maior de fibras e,

portanto, geram forças relativamente maiores. A maioria dos músculos do corpo é considerada penada e pode ser ainda classificada como unipenada, bipenada ou multipenada, dependendo do número de conjuntos de fibras em ângulo similar que se ligam ao tendão central.

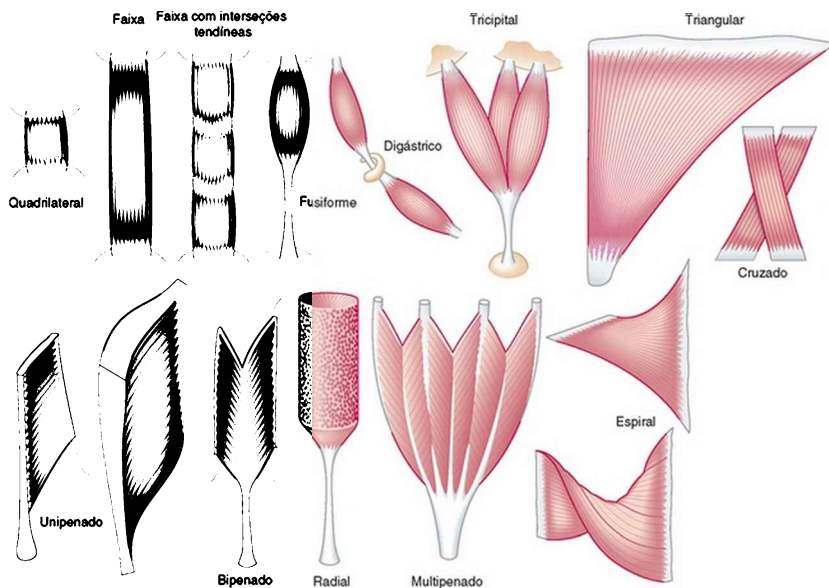


FIGURA 3-2 Diferentes formatos de músculos são mostrados. Esses formatos variados são baseados nas diferentes orientações das fibras em relação ao tendão e na direção da tração.

(Modificado de Standring S: *Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice*, ed 39, New York, 2005, Churchill Livingstone.)

## Arquitetura Muscular

Esta seção descreve duas importantes características arquitetônicas de um músculo: a *área transversal fisiológica* e o *ângulo de penação*. Essas características afetam significativamente a quantidade de força transmitida pelo

músculo e seu tendão, e, por fim, ao esqueleto.

A *área transversal fisiológica* de um músculo reflete a quantidade de proteínas ativas disponíveis à geração da força de contração. A área transversal fisiológica de um músculo fusiforme é determinada por seu corte através de seu ventre muscular ou pela divisão do volume muscular por seu comprimento. Esse valor, expresso em centímetros quadrados, representa a somatória das áreas transversais de todas as fibras musculares presentes em um músculo. Supondo que a ativação é total, a *força potencial máxima de um músculo é proporcional à somatória da área transversal de todas as fibras*. Em condições normais, portanto, um músculo mais espesso gera uma força maior do que um músculo delgado de morfologia similar. A medida da área transversal fisiológica de um músculo fusiforme é relativamente simples, já que todas as fibras tendem a correr de forma paralela. Deve-se ter cuidado, porém, ao medir a área transversal fisiológica de músculos penados, uma vez que suas fibras correm em ângulos diferentes umas em relação às outras. Para que a área transversal fisiológica seja mensurada de maneira precisa, o corte deve ser perpendicular a cada uma das fibras.

O *ângulo de penação* se refere ao ângulo de orientação entre as fibras musculares e o tendão (Fig. 3-3). Caso as fibras musculares se insiram paralelamente ao tendão, o ângulo de penação é definido como 0 grau. Neste caso, praticamente toda a força gerada pelas fibras musculares é transmitida ao tendão e daí à articulação. Se, porém, o ângulo de penação for maior do que 0 grau (ou seja, oblíquo ao tendão), uma quantidade menor da força produzida pela fibra muscular será transmitida longitudinalmente pelo tendão. Teoricamente, um músculo

com ângulo de penação de 0 grau transmite 100% de sua força contrátil pelo tendão, enquanto o mesmo músculo, com ângulo de penação de 30 graus, transmite 86% de sua força ao tendão. (O cosseno de 30 graus é igual a 0,86.) A maioria dos músculos humanos apresenta ângulos de penação entre 0 e 30 graus.<sup>65</sup>

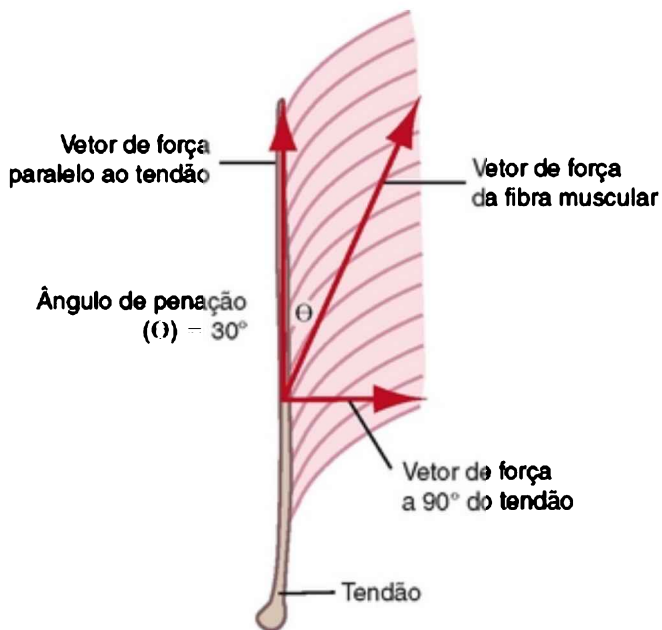


FIGURA 3-3 Um músculo unipenado é mostrado, com suas fibras orientadas em um ângulo de penação de 30 graus ( $\theta$ ).

De modo geral, os músculos penados produzem forças máximas maiores do que músculos fusiformes de volume similar. Ao orientar as fibras obliquamente ao tendão central, um músculo penado pode comportar mais fibras em um dado comprimento. Essa estratégia poupadora de espaço dá uma área transversal fisiológica relativamente

maior aos músculos penados e, portanto, maior capacidade de geração de grandes forças. Considere, por exemplo, o músculo multipeniforme\* gastrocnêmio, que deve gerar forças muito grandes durante os saltos. A transferência reduzida de forças da fibra penada ao tendão, devido ao menor ângulo de penação, é pequena quando comparada à grande força potencial obtida pela área transversal fisiológica. Como mostrado na Figura 3-3, um ângulo de penação de 30 graus ainda permite que as fibras transfiram 86% de sua força pelo eixo longo do tendão.

### ENFOQUE ESPECIAL 3-1 Método de Estimativa da Força Potencial Máxima do Músculo

*A força específica* da musculatura esquelética é definida como a quantidade máxima de *força* ativa produzida *por unidade de área transversal fisiológica*. Este valor é, geralmente, em unidades como newtons por metro quadrado ( $N/m^2$ ) ou libras por polegada quadrada ( $lb/in^2$ ). A força específica do músculo humano é difícil de estimar, mas estudos indicam valores entre 15 e 60  $N/cm^2$  ou, em média, 30  $N/cm^2$ .<sup>26</sup> É provável que essa grande variabilidade reflita a dificuldade técnica de mensuração da área transversal fisiológica real de um indivíduo, além de diferenças na composição das fibras entre pessoas e músculos.<sup>39</sup> De modo geral, um músculo com maior proporção de fibras *de contração rápida* pode apresentar força específica ligeiramente maior do que um músculo com maior proporção de fibras *de contração lenta*.

O fato de que a força máxima gerada por um músculo saudável esteja altamente correlacionada à sua área transversal é um conceito simples, mas muito informativo. Considere, por exemplo, um músculo quadríceps de um homem saudável de

tamanho médio, com área transversal fisiológica de  $180 \text{ cm}^2$ . Assumindo uma força específica de  $30 \text{ N/cm}^2$ , espera-se que o músculo exerça uma força máxima de cerca de  $5.400 \text{ N}$  ( $180 \text{ cm}^2 \cdot 30 \text{ N/cm}^2$ ), pouco mais de  $550 \text{ kg}$ . Considere, por outro lado, o pequeno músculo adutor do polegar na mão — um músculo que tem valor de força específica similar à do quadríceps. Uma vez que um músculo adutor do polegar de tamanho médio apresenta área transversal de, somente, cerca de  $2,5 \text{ cm}^2$ , esse músculo é capaz de produzir apenas  $75 \text{ N}$  ( $7,7 \text{ kg}$ ) de força contrátil.

A grande diferença na força potencial máxima dos dois músculos anteriormente mencionados não é supresa, considerando suas atua-

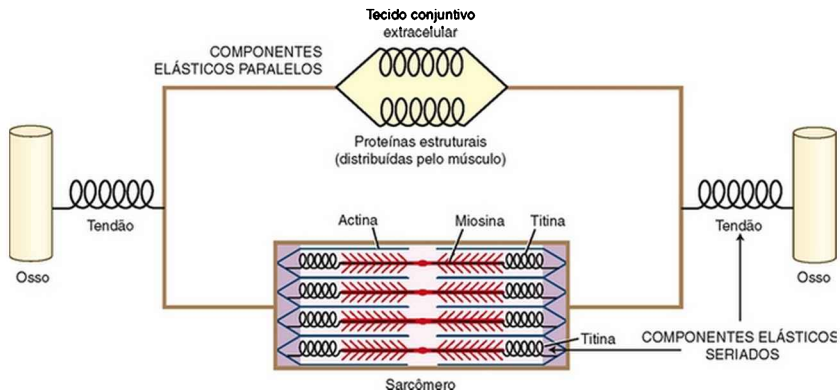
ções tão diversas. Normalmente, as demandas do quadríceps são grandes — esse músculo é rotineiramente usado para sustentar grande parte do peso do corpo contra a gravidade. A arquitetura do quadríceps afeta de forma significativa a quantidade de força transmitida pelo tendão e, por fim, ao esqueleto, através do joelho. Supondo-se que o quadríceps tem em média ângulo de penação de cerca de  $30$  graus, a força máxima a ser transmitida pelo tendão e através do joelho é de cerca de  $4.676 \text{ N}$  ( $\cos 30 \text{ graus} \cdot 5.400 \text{ N}$ ), ou  $477 \text{ kg}$ . Embora a magnitude dessa força não pareça plausível, na verdade, faz sentido. A sua expressão em termos de *torque* pode ser mais significativa para o clínico, que regularmente trabalha com dispositivos que mensuram a força de extensão do joelho. Supondo-se que o quadríceps apresenta braço de momento extensor do joelho de  $4 \text{ cm}$ ,<sup>61</sup> a melhor estimativa do torque extensor máximo da articulação seria de cerca de  $187 \text{ Nm}$  ( $0,04 \text{ m} \cdot 4.676 \text{ N}$ ) — um valor que, certamente, está na faixa relatada na literatura para um



## Músculo e Tendão: Geração de Força

### CURVA COMPRIMENTO-TENSÃO PASSIVA

Sob estimulação do sistema nervoso central, as proteínas contráteis (ativas) dos sarcômeros provocam a contração ou encurtamento do músculo. Essas proteínas — mais notavelmente a actina e a miosina — são fisicamente sustentadas por proteínas estruturais e por uma rede de tecidos conjuntivos extracelulares não contráteis, o epimísio, o perimísio e o endomísio. Com fins funcionais, mais do que anatômicos, esses tecidos não contráteis foram descritos como componentes elásticos paralelos e seriados do músculo (Fig. 3-4). Os *componentes elásticos seriados* são tecidos que repousam alinhados em série com as proteínas ativas. Exemplos desses tecidos são os tendões e as proteínas estruturais grandes, como a titina. Os *componentes elásticos paralelos*, por outro lado, são tecidos que cercam ou repousam paralelamente às proteínas ativas. Entre estes tecidos não contráteis estão os tecidos conjuntivos extracelulares (como o perimísio) e uma família de outras proteínas estruturais que envolvem e sustentam a fibra muscular.



**FIGURA 3-4** Modelo altamente diagramático de um músculo inserido entre dois ossos, mostrando os elementos não contráteis (como os tecidos conjuntivos extracelulares e a proteína titina) e os elementos contráteis (como actina e miosina). O modelo diferencia os elementos não contráteis (como as molas) e os componentes elásticos paralelos ou seriados. Os *componentes elásticos seriados* (alinhados em série com os componentes contráteis) são ilustrados pelo tendão e a proteína estrutural titina, mostrada no interior do sarcômero. Os *componentes elásticos paralelos* (alinhados em paralelo com os componentes contráteis) são representados pelos tecidos conjuntivos extracelulares (como o perímísio) e outras proteínas estruturais localizadas ao longo do músculo.

O estiramento de um músculo como um todo por meio da extensão de uma articulação alonga os componentes elásticos paralelos e seriados, gerando uma resistência similar a uma mola, ou rigidez, no músculo. A rigidez é denominada *tensão passiva*, por não depender da contração ativa ou voluntária. O conceito de componentes elásticos paralelos e seriados é uma descrição anatômica simplificada; é útil, porém, para explicar os níveis de resistência gerados por um músculo estirado.

Quando os componentes elásticos seriados e paralelos

são estirados em um músculo, uma *curva de comprimento-tensão passiva* é gerada (Fig. 3-5). A curva é similar àquela obtida pelo estiramento de um elástico. Aproximando o formato de uma função matemática exponencial, os elementos passivos do músculo começam a gerar tensão passiva após um *comprimento crítico*, no qual todos os tecidos relaxados foram trazidos ao nível inicial de tensão. Depois que esse comprimento crítico é atingido, a tensão aumenta de forma progressiva, até que o músculo atinja níveis de altíssima rigidez. Em tensão ainda maior, o tecido acaba sofrendo rupturas ou falência.

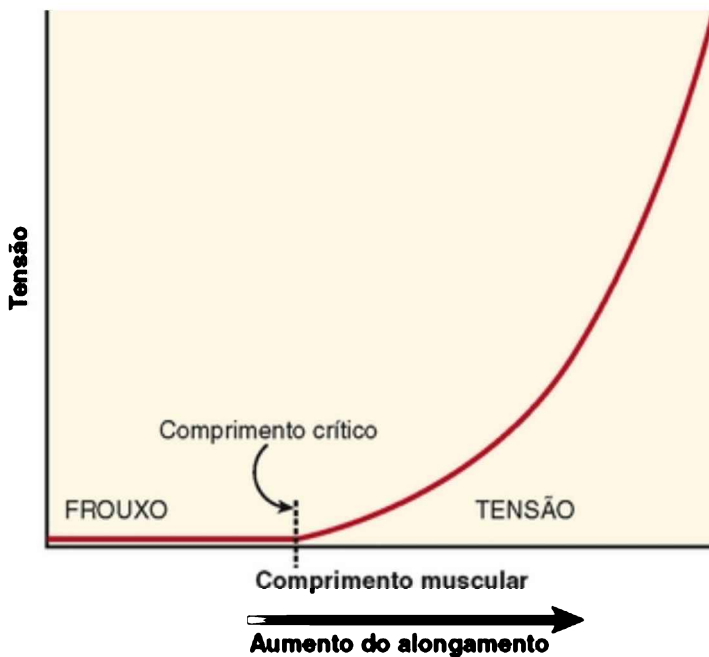


FIGURA 3-5 Curva generalizada de comprimento-tensão passiva. À medida que o músculo é progressivamente estirado, o tecido é frouxo durante o comprimento menor inicial até chegar a um comprimento crítico, em que começa a gerar tensão

passiva. A partir deste ponto crítico, a tensão cresce de modo exponencial.

A tensão passiva em um músculo saudável estirado é atribuída às forças elásticas produzidas por elementos não contráteis, como os tecidos conjuntivos extracelulares, os tendões e as proteínas estruturais. Esses tecidos apresentam diferentes características de rigidez. Quando um músculo é somente leve ou moderadamente estirado, as proteínas estruturais (em especial, a titina)<sup>62</sup> são as principais responsáveis pela tensão passiva do músculo. Quando um músculo é mais extensivamente estirado, porém, os tecidos conjuntivos extracelulares — principalmente aqueles que compõem o tendão — são os principais responsáveis pela tensão passiva.<sup>68</sup>

A curva de comprimento-tensão passiva simples representa uma parte importante da capacidade total de geração de força da unidade musculotendínea. Essa capacidade é especialmente importante em comprimentos muito extensos, nos quais as fibras musculares começam a perder sua capacidade de geração de força em razão da menor sobreposição das proteínas ativas. A inclinação da curva de comprimento-tensão passiva varia nos diversos músculos, dependendo da arquitetura muscular e do comprimento da fibra.

A tensão passiva em músculos estirados tem muitos propósitos, como a movimentação e estabilização de articulações contra as forças da gravidade, do contato físico ou de outros músculos ativados. Considere, por exemplo, o alongamento passivo dos músculos da panturrilha e do tendão calcâneo ao fim da fase de acomodação de posição na marcha em ritmo acelerado,

pouco antes do impulso. Essa tensão passiva auxilia na transmissão de força muscular ao pé e ao chão, desse modo ajudando a iniciar a propulsão. Embora a tensão passiva em músculos estirados seja geralmente útil, sua eficácia funcional no tempo é limitada (1) pela lenta adaptabilidade do tecido às forças externas em rápida mutação e (2) pela quantidade significativa de alongamento inicial que deve ocorrer antes que o tecido gere tensão passiva suficiente.

O tecido muscular estirado exhibe propriedades de elasticidade porque ele pode temporariamente armazenar parte da energia que criou o alongamento. Essa energia armazenada, quando liberada, pode aumentar o potencial de força total do músculo. Um músculo estirado também exhibe propriedades viscoelásticas (Cap. 1), já que sua resistência passiva (rigidez) aumenta com a maior velocidade de distensão. As propriedades de elasticidade e viscoelasticidade são importantes componentes do exercício pliométrico.

Embora a energia armazenada em um músculo moderadamente estirado possa ser relativamente pequena quando comparada a seu potencial de força total, ela pode ajudar a evitar danos durante o alongamento máximo.<sup>69</sup> A elasticidade, portanto, pode atuar como mecanismo de ajuste de equilíbrio, protegendo os componentes estruturais do músculo e do tendão.

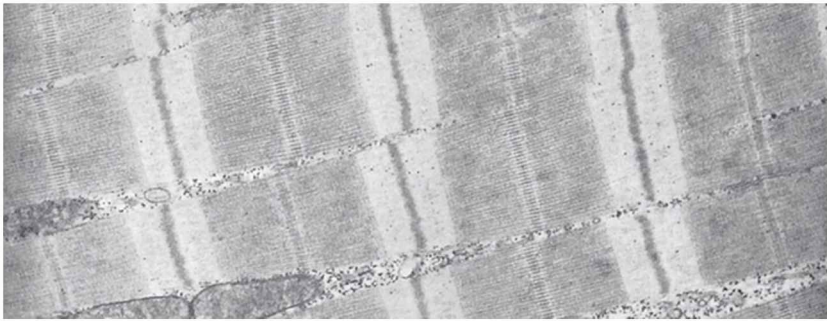
## **CURVA COMPRIMENTO-TENSÃO ATIVA**

O tecido muscular é unicamente projetado para gerar força de maneira ativa (ou seja, voluntária) em resposta a estímulos do sistema nervoso. Esta seção do capítulo descreve as formas de geração de força por um músculo. A

força ativa é produzida por uma fibra muscular *ativada*, ou seja, que está sendo estimulada a se contrair pelo sistema nervoso. Como ilustrado na Figura 3-4, a força ativa e a tensão passiva são, por fim, transmitidas aos ossos que formam as articulações.

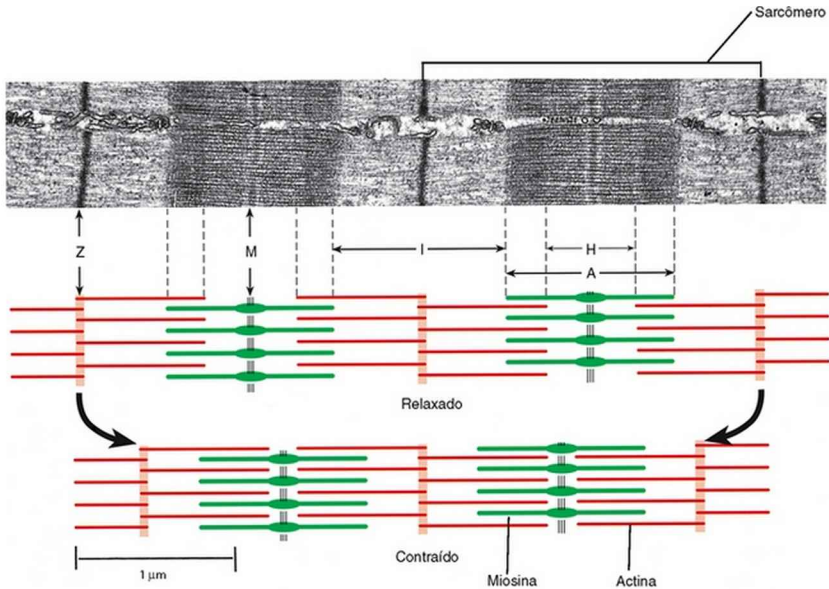
As fibras musculares são compostas por diversas finas tiras denominadas *miofibrilas* (Fig. 3-1). As *miofibrilas* contêm as proteínas contráteis (ativas) da fibra muscular e apresentam uma estrutura característica. Cada miofibrila apresenta 1 a 2  $\mu\text{m}$  de diâmetro e é composta por muitos *miofilamentos*. Os dois miofilamentos mais importantes das miofibrilas são as proteínas *actina* e *miosina*. Como será discutido a seguir, a contração muscular envolve uma interação fisiológica e mecânica complexa entre essas duas proteínas. A organização regular destes filamentos produz a característica aparência em banda da miofibrila vista ao microscópio (Fig. 3-6). As subunidades funcionais repetidas da miofibrila são denominadas sarcômeros (Fig. 3-7). A banda escura observada em um sarcômero, também chamada *banda A*, corresponde à presença de filamentos espessos de *miosina*. A miosina apresenta projeções, chamadas *cabeças da miosina*, dispostas aos pares (Fig. 3-8). As bandas claras, também denominadas *bandas I*, contêm finos filamentos de *actina* (Fig. 3-7). Em uma fibra muscular em repouso, os filamentos de actina são parcialmente sobrepostos aos de miosina. Sob o microscópio eletrônico, as bandas revelam um padrão mais complexo, composto por bandas H, linhas M e discos Z (definidos na Tabela 3-1). A actina e a miosina são alinhadas no sarcômero com a ajuda de proteínas estruturais, dando estabilidade mecânica à fibra durante a

contração e o estiramento.<sup>62,105</sup> Devido à presença das proteínas estruturais e do endomísio, as miofibrilas se conectam ao tendão. Essa elegante rede de conexão, formada entre proteínas e tecidos conjuntivos, permite que a força seja distribuída longitudinal e lateralmente em um músculo.<sup>74,75</sup>



**FIGURA 3-6** Micrografia eletrônica de miofibrilas, mostrando a organização em bandas regulares dos miofilamentos de actina e miosina.

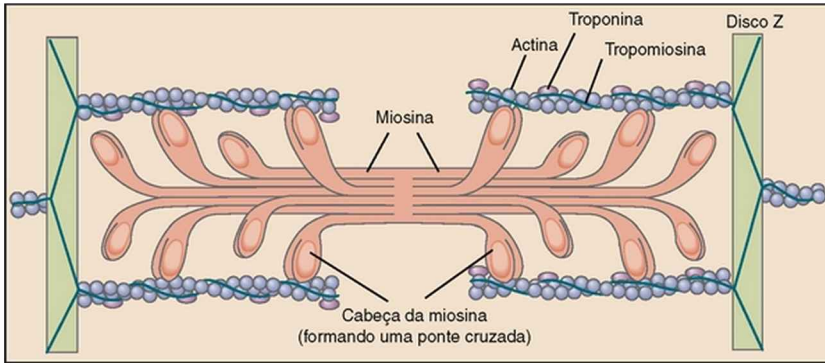
*(De Fawcett DW: The cell, Philadelphia, 1981, Saunders.)*



**FIGURA 3-7** Acima, são mostradas micrografias eletrônicas de dois sarcômeros completos em uma miofibrila. Os desenhos abaixo mostram miofibrilas relaxadas e contraídas (estimuladas), indicando a posição dos filamentos espessos (miosina) e delgados (actina). O detalhe da organização regular em bandas da miofibrila mostra a posição da banda A, da banda I, da banda H, da linha M e dos discos Z. Os estados contraído e relaxado são mostrados para ilustrar as alterações que ocorrem durante o encurtamento.

*(Modificado de Standring S: Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice, ed 39, New York, 2005, Churchill Livingstone. Fotografias de Brenda Russell, Department of Physiology and Biophysics, University of Illinois, Chicago, Estados Unidos. Arte original de Lesley Skeates.)*





**FIGURA 3-8** Mais detalhes de um sarcômero mostrando a estrutura em pontes cruzadas formada pelas cabeças de miosina e sua ligação a filamentos de actina. Note que o filamento de actina também contém as proteínas troponina e tropomiosina. A troponina é responsável pela exposição do filamento de actina à cabeça de miosina, permitindo a formação das pontes cruzadas.

*(De Levy MN, Koepfen BM, Stanton MA: Berne and Levy principles of physiology, ed 4, St Louis, 2006, Mosby.)*

**TABELA 3-1** Regiões Definidas do Sarcômero

Região	Descrição
Banda A	Bandas escuras causadas pela presença de espessos miofilamentos de miosina.
Bandas I	Bandas claras, causadas pela presença de finos filamentos de actina.
Banda H	Região da banda A onde a actina e a miosina não se sobrepõem.
Linha M	Espessamento na região média dos grossos filamentos de miosina no centro da banda H.

Discos	Pontos de conexão entre sarcômeros sucessivos. Os discos
Z	Z ajudam a ancorar os finos filamentos de actina.

Como anteriormente descrito, o sarcômero é o gerador fundamental de força ativa na fibra muscular. O entendimento dos eventos contráteis que ocorrem em um sarcômero individual fornece a base da compreensão do processo de contração em todo o músculo. O processo de contração é simplesmente repetido de um sarcômero para o outro. O modelo que descreve a geração de força ativa em um sarcômero é denominado *hipótese do filamento deslizante* e foi independentemente desenvolvido por Hugh Huxley<sup>54</sup> e Andrew Huxley (que não eram parentes).<sup>53</sup> Nesse modelo, a força ativa é gerada conforme os filamentos de actina deslizam sobre os de miosina, aproximando os discos Z e estreitando a banda H. Essa ação resulta na sobreposição progressiva dos filamentos de actina e miosina, a qual, na realidade, produz um encurtamento de cada sarcômero, embora não haja encurtamento das próprias proteínas ativas (Fig. 3-9). Cada cabeça de miosina se liga ao filamento de miosina adjacente, formando uma *ponte cruzada*. A quantidade de força gerada em cada sarcômero, portanto, depende do número de pontes cruzadas simultaneamente formadas. Quanto maior o número de pontes cruzadas, maior a força gerada no sarcômero.

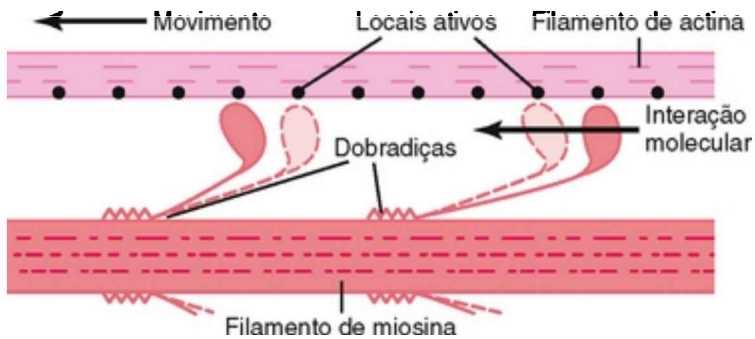


FIGURA 3-9 Ação de deslizamento do filamento mostrando as cabeças de miosina se ligando e soltando do filamento de actina. Esse processo é conhecido como *ciclo das pontes cruzadas*. A força contrátil é gerada durante a interação molecular de cada ciclo das pontes cruzadas.

(De Guyton AC, Hall JE: *Textbook of medical physiology*, ed 10, Philadelphia, 2000, Saunders.)

Como consequência da disposição da actina e da miosina no sarcômero, a quantidade de força ativa depende, em parte, do *comprimento* instantâneo da fibra muscular. Uma alteração no comprimento da fibra — devida à contração ativa ou ao alongamento passivo — modifica a quantidade de sobreposição entre actina e miosina. A curva de comprimento-tensão de um sarcômero é apresentada na Figura 3-10. O *comprimento em repouso* ideal de uma fibra muscular (ou de um sarcômero individual) é aquele que permite a formação do maior número de pontes cruzadas e, portanto, tem maior força potencial. Conforme o comprimento do sarcômero aumenta ou diminui a partir do repouso, o número de possíveis pontes cruzadas é reduzido, de modo que menores quantidades de força ativa são geradas, mesmo em condições de ativação ou esforço total. A resultante curva

de comprimento-tensão ativa é descrita como um U invertido, como seu pico no comprimento ideal em repouso.

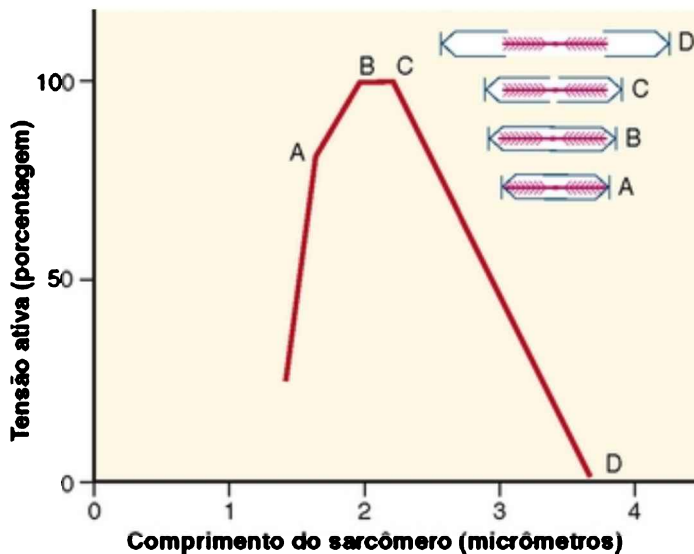


FIGURA 3-10 Curva de comprimento-tensão ativa de um sarcômero com quatro comprimentos especificados (superior direito, A a D). Os filamentos de actina (A) se sobrepõem, de modo que o número de pontes cruzadas é reduzido. Em B e C, os filamentos de actina e miosina são posicionados de modo a permitir um número ideal de pontes cruzadas. Em D, os filamentos de actina são posicionados fora do alcance das cabeças de miosina, de modo que não há formação de pontes cruzadas.

(De Guyton AC, Hall JE: *Textbook of medical physiology*, ed 10, Philadelphia, 2000, Saunders.)

Ao considerarmos a terminologia estabelecida neste texto, o termo relação de *comprimento-força* é mais adequado (veja as definições de força e tensão no glossário

do Capítulo 1). A expressão *comprimento-tensão* é usada, contudo, devido a sua ampla aceitação na literatura fisiológica.

### **SOMA DA FORÇA ATIVA E DA TENSÃO PASSIVA: A CURVA DE COMPRIMENTO-TENSÃO TOTAL**

A curva de comprimento-tensão ativa, quando combinada com a curva de comprimento-tensão passiva, dá origem à curva de comprimento-tensão *total* do músculo. A combinação de força ativa e tensão passiva permite uma ampla gama de forças musculares distribuídas por uma ampla superfície de comprimento muscular. Considere a curva de comprimento-tensão total mostrada na Figura 3-11. Em comprimentos encurtados (*a*), abaixo do comprimento de repouso e do comprimento que gera tensão passiva, a força ativa domina a capacidade de geração de força de um músculo. A força continua a aumentar conforme o músculo é estirado na direção de seu comprimento em repouso. Conforme a fibra muscular é estirada a partir de seu comprimento em repouso (*b*), a tensão passiva começa a contribuir, de forma que a diminuição da força ativa é compensada pelo aumento da tensão passiva, achatando esta parte da curva de comprimento-tensão total. Essa porção característica da curva de comprimento-tensão permite que o músculo mantenha altos níveis de força mesmo quando é estirado a um ponto em que a geração de força ativa é comprometida. Conforme a fibra muscular é ainda mais estirada (*c*), a tensão passiva domina a curva, de modo que os tecidos conjuntivos estão sob estresse quase máximo. Altos níveis de tensão passiva são mais aparentes nos músculos que são estirados por diversas articulações. Por

exemplo, conforme o punho é ativado e totalmente estendido, os dedos são passiva e levemente flexionados devido ao estiramento nos músculos flexores dos dedos à medida que cruzam a frente da articulação. A quantidade de tensão passiva depende em parte da rigidez natural do músculo. O formato da curva de comprimento-tensão total, portanto, pode ser bastante variável entre músculos de diferentes estruturas e funções.<sup>8</sup>

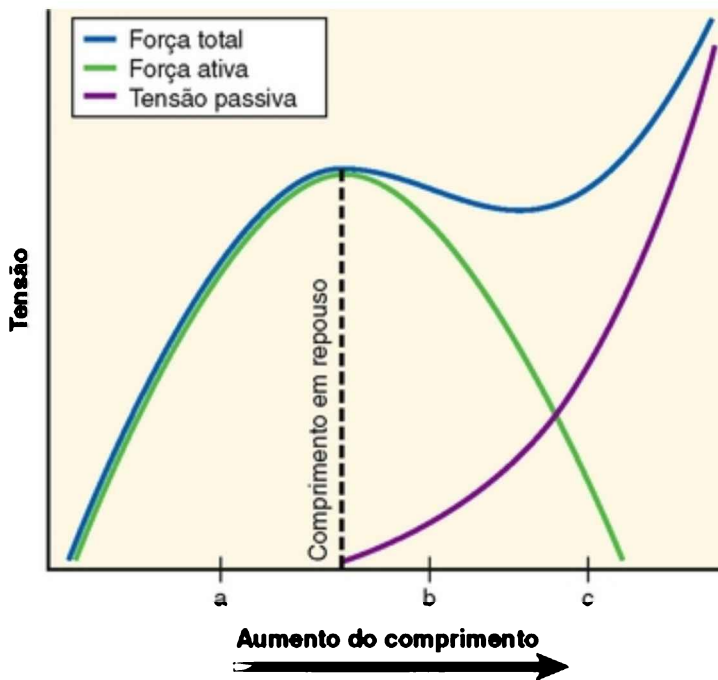


FIGURA 3-11 Curva de comprimento-tensão total de um músculo típico. Em comprimentos menores (*a*), toda força é ativamente gerada. Conforme a fibra muscular é estirada além de seu comprimento em repouso (*b*), a tensão passiva passa a contribuir para a força total. Em (*c*), o músculo é ainda mais estirado e a tensão passiva é responsável por grande parte da

força total.

## **Força Muscular Isométrica: Desenvolvimento da Curva de Torque Interno-Ângulo Articular**

Como definido no Capítulo 1, a ativação isométrica de um músculo produz força sem alterar significativamente seu comprimento. Isso ocorre naturalmente quando a articulação sobre a qual passa o músculo ativado tem seu movimento restringido. A restrição frequentemente se deve a uma força produzida por um músculo antagonista ou uma fonte externa. Forças isometricamente produzidas dão a estabilidade necessária às articulações e ao corpo como um todo. A amplitude de uma força isometricamente produzida de um dado músculo reflete a soma da tensão passiva e da força ativa dependente do comprimento.

A força isométrica máxima de um músculo é frequentemente usada como indicador geral de seu pico de força e pode indicar a ocorrência de recuperação neuromuscular após lesões.<sup>57,84,110</sup> Em ambientes clínicos, não é possível mensurar diretamente o comprimento ou a força de um músculo ativado de forma máxima. Entretanto, a geração de *torque* interno de um músculo, porém, pode ser isometricamente medida em diversos ângulos articulares. A Figura 3-12 mostra a curva de torque interno *versus* ângulo articular (a “curva de torque-ângulo”) de dois grupos musculares sob condições isométricas e de esforço máximo. (A curva de torque-ângulo é o equivalente rotacional da curva de comprimento-tensão de um grupo muscular.) O torque interno isometricamente produzido por um grupo muscular pode ser determinado pedindo-se que o indivíduo produza

uma contração em esforço máximo contra um torque externo conhecido. Como descrito no Capítulo 4, um torque externo pode ser determinado pelo uso de um dispositivo externo de medição de força (dinamômetro) em uma distância conhecida do eixo de rotação da articulação. Uma vez que a medida é realizada durante uma ativação isométrica, supõe-se que o torque interno é igual ao torque externo. Quando um teste de força máxima é realizado com considerável encorajamento por parte do profissional, a maioria dos adultos saudáveis pode conseguir a ativação quase máxima de sua musculatura. Porém, a ativação quase máxima nem sempre é possível em indivíduos acometidos por patologias ou que sofreram traumas que afetaram o sistema neuromuscular.



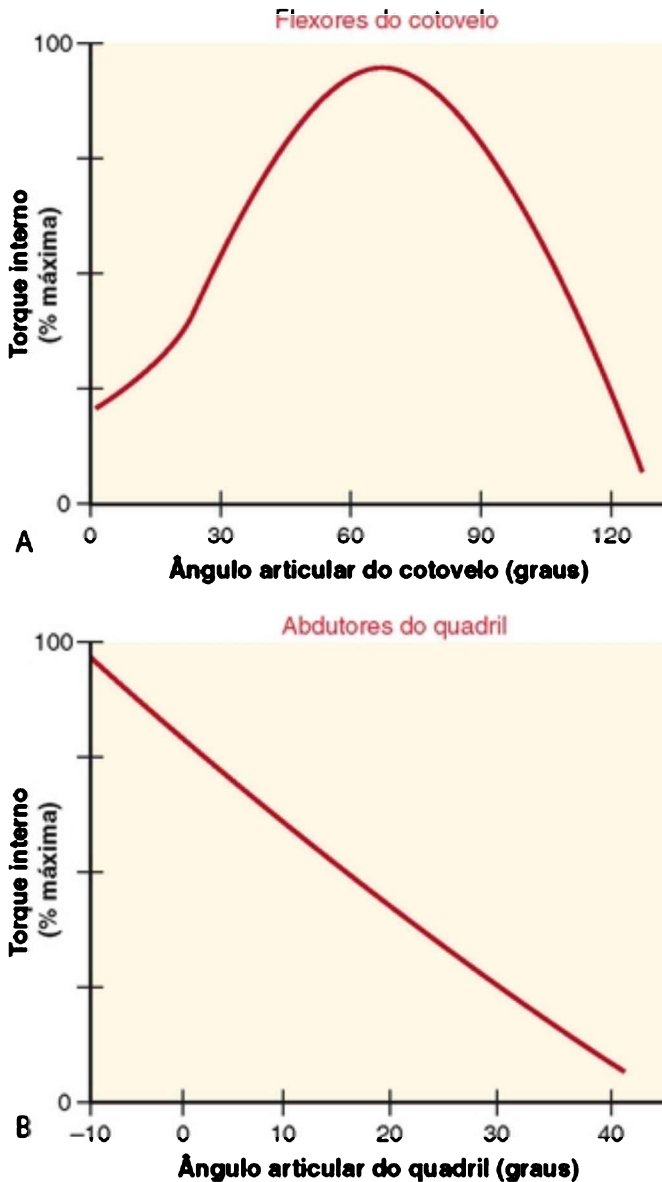


FIGURA 3-12 Torque interno *versus* curva de ângulo articular de dois grupos musculares em condições isométricas de esforço máximo. Os formatos das curvas são muito diferentes para cada

grupo muscular. **A**, O torque interno dos flexores do cotovelo é maior em um ângulo de cerca de 75 graus de flexão. **B**, o torque interno dos abdutores do quadril é maior no ângulo planar frontal de -10 graus (ou seja, 10 graus de adução).

### ENFOQUE ESPECIAL 3-2 Proteínas Musculares: uma Área em Expansão de Estudo para Fisiologistas

Até aqui, este capítulo discutiu principalmente as proteínas ativas, actina e miosina, do sarcômero. Estudos mais avançados, porém, revelaram um quadro bem mais complexo. A miosina, por exemplo, é classificada em proteínas de cadeia pesada e cadeia leve, com diferentes funções. A miosina de cadeia leve parece desempenhar um papel mais regulador no processo de contração, assim como as proteínas tropomiosina e troponina. Além disso, outras proteínas desempenham importantes funções estruturais ou de suporte, no interior dos sarcômeros ou entre eles. A importância dessas proteínas não contráteis foi descoberta nas últimas décadas. A informação contida na Tabela 3-2 é destinada a ser, principalmente, um material de apoio, resumindo a função mais provável das proteínas musculares mais comumente estudadas. O leitor interessado pode consultar outras fontes para mais detalhes sobre este tópico.<sup>18</sup>

TABELA 3-2 Resumo das Funções de Algumas Proteínas Musculares

Proteínas	Funções
<b>Ativas: contráteis</b>	
Cadeia da cabeça da miosina (diversas	Motor molecular da contração muscular — se liga à actina para

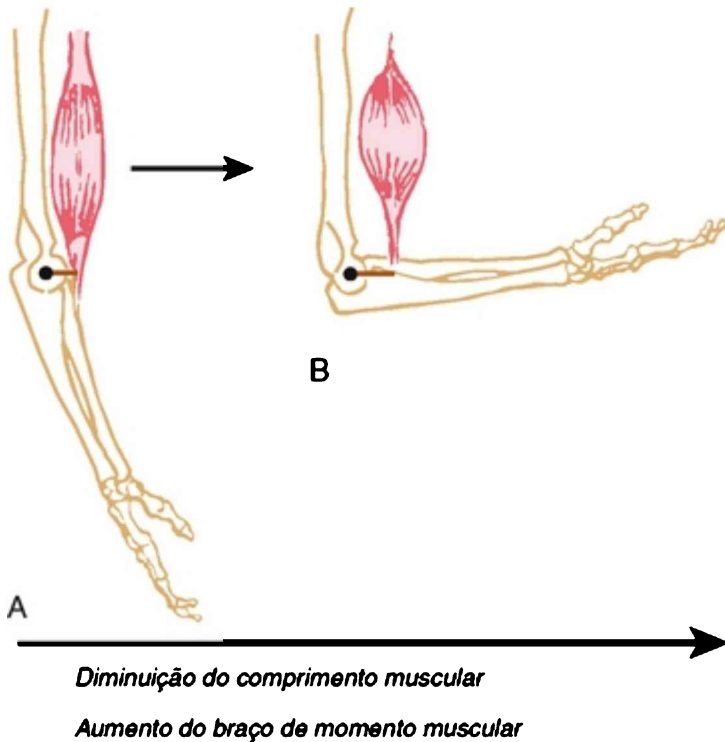
isoformas)	gerar a força de contração.
Actina	Liga-se à miosina para transportar força e encurtar o sarcômero
<b>Ativas: reguladoras</b>	
Tropomiosina	Regula a interação entre a actina e a miosina; estabiliza o filamento de actina
Troponina (diversas isoformas)	Influencia a posição da tropomiosina; liga-se a íons de cálcio
Cadeia leve da miosina (diversas isoformas para as cadeias leves lentas e rápidas)	Influencia a velocidade de contração do sarcômero; modula a cinética do ciclo das pontes cruzadas
<b>Estruturais</b>	
Nebulina	Ancora a actina aos discos Z
Titina	Cria tensão passiva no sarcômero distendido; atua como “molas” moleculares
Desmina	Ajuda a estabilizar o alinhamento longitudinal e lateral de sarcômeros adjacentes
Vimentina	Ajuda a manter a periodicidade dos discos Z
Esquelemina	Ajuda a estabilizar a posição das linhas M

Distrofina	Dá estabilidade estrutural ao citoesqueleto e ao sarcolema da fibra muscular
Integrinas	Estabiliza o citoesqueleto da fibra muscular

*Adaptado de Caiozzo VJ, Rourke B: The muscular system: structural and functional plasticity. In Tipton CM, ed: ACSM's advanced exercise physiology, Philadelphia, 2006, Lippincott Williams & Wilkins.*

O formato da curva de torque-ângulo de esforço máximo é muito específico para cada grupo muscular (Fig. 3-12, A e B). O formato de cada curva pode dar importantes informações sobre os fatores mecânicos e fisiológicos que determinam o torque de um grupo muscular. Considere os dois fatores mostrados na Figura 3-13. Primeiro, o *comprimento* muscular se altera conforme o ângulo articular é modificado. Como descrito anteriormente, a força gerada por um músculo — em termos ativo e passivo — é altamente dependente de seu comprimento. Segundo, a alteração do ângulo articular modifica o braço de momento do músculo, ou seja, a *alavancagem*.<sup>104</sup> Para uma dada força muscular, um braço de momento progressivamente maior aumenta o torque. Uma vez que o comprimento muscular e a alavancagem são simultaneamente alteradas pela rotação da articulação, nem sempre é possível saber qual influencia mais o formato final da curva de torque-ângulo. Uma alteração em qualquer variável — mecânica ou fisiológica — modifica a expressão clínica do torque interno produzido por um músculo. Diversos exemplos clinicamente relacionados são

mostrados na Tabela 3-3.



**FIGURA 3-13** O comprimento do músculo e o braço de momento influenciam o torque de esforço máximo de um músculo. **A**, O comprimento do músculo é próximo ao máximo e o braço de momento do músculo (*linha marrom*) é quase igual ao seu menor comprimento. **B**, O comprimento do músculo é menor e o comprimento do braço de momento do músculo é maior.

(Modificado de LeVeau BF: *Williams and Lissner's biomechanics of human motion*, ed 3, Philadelphia, 1992, Saunders.)

**TABELA 3-3 Exemplos Clínicos e Consequências das Alterações de Variáveis Mecânicas ou Fisiológicas que Influenciam a Produção do Torque Interno**

<b>Variável modificada</b>	<b>Exemplo clínico</b>	<b>Efeito do torque interno</b>	<b>Possível consequência clínica</b>
<i>Mecânica:</i> Aumento do braço de momento interno	Deslocamento cirúrgico do trocânter maior para aumentar o braço de momento interno dos músculos abdutores do quadril	Diminuição da quantidade de força muscular necessária à produção de um dado nível de torque de abdução do quadril	A diminuição da força de abdução do quadril pode reduzir a força gerada através da articulação instável ou dolorida; é considerada uma maneira de "proteção" da articulação contra forças lesivas
<i>Mecânica:</i> Diminuição do braço de momento interno	Patelectromia após fratura grave da patela	Aumento da quantidade de força do músculo extensor do joelho necessária à produção de um dado nível de torque para extensão da articulação	A maior força necessária à extensão do joelho pode aumentar o desgaste das superfícies articulares do joelho
<i>Fisiológica:</i> Diminuição da ativação muscular	Dano à porção profunda do nervo peroneal	Diminuição da força dos músculos dorsiflexores	Redução da capacidade de andar com segurança
<i>Fisiológica:</i> Diminuição significativa do comprimento muscular no momento da ativação neural	Dano ao nervo radial, com paralisia dos músculos extensores do punho	Diminuição da força dos músculos extensores do punho, fazendo com que os músculos flexores do dedo flexionem o punho durante o ato de agarrar algo	Incapacidade de apreender objetos na mão, dada a supercontração (encurramento) dos músculos flexores do dedo

### ENFOQUE ESPECIAL 3-3 Método de Mensuração da Ativação Muscular Voluntária Máxima de um Indivíduo

Em situações clínicas normais de teste de força, é difícil saber se um indivíduo está efetivamente ativando um músculo ao máximo, mesmo quando se supõe esforço máximo e boa saúde. Uma medida da *ativação voluntária máxima* pode ser determinada por meio da aplicação de um breve estímulo elétrico no nervo motor ou diretamente sobre a pele de um músculo quando o indivíduo tenta a contração voluntária máxima. Qualquer aumento na força mensurada imediatamente após a estimulação elétrica indica que nem todas as fibras musculares foram ativadas de forma voluntária. Essa técnica é conhecida como *estimulação interpolada*.<sup>35</sup> A magnitude da ativação voluntária é geralmente expressa como porcentagem da ativação potencial máxima de um músculo (ou seja, controle neural).

A maioria dos adultos jovens é capaz de conseguir 95% a 100% de ativação isométrica máxima do flexor do cotovelo e dos dorsiflexores, embora estes valores variem consideravelmente entre indivíduos e experimentos.<sup>5,35</sup> O nível médio de ativação isométrica voluntária também pode variar entre os diversos músculos.<sup>35</sup> Níveis significativamente menores de ativação voluntária máxima foram também relatados após traumas ou doenças, como observado no músculo quadríceps após lesões no ligamento cruzado anterior<sup>107</sup> ou no diafragma de indivíduos asmáticos.<sup>6</sup> Demonstrou-se que pessoas com esclerose múltipla geram somente 86% de ativação voluntária máxima nos músculos dorsiflexores, comparados a 96% de ativação observados no grupo controle saudável.<sup>80</sup>

A curva de torque-ângulo dos abdutores do quadril, mostrada na Figura 3-12, *B*, depende principalmente do comprimento muscular, como mostrado pela redução linear do torque máximo produzido em ângulos progressivamente maiores de abdução do quadril. Independentemente do grupo muscular, porém, a combinação de alta força muscular total (baseada no comprimento muscular) e maior alavancagem (baseada no comprimento do braço de momento) resulta em maior torque interno relativo.

Em resumo, a magnitude do torque isométrico difere consideravelmente com base no ângulo da articulação no momento da ativação, mesmo quando o esforço é máximo. Dessa forma, é importante que as medidas clínicas do torque isométrico incluam o ângulo articular para que as comparações futuras sejam válidas. O teste da força isométrica em diferentes ângulos articulares permite a

caracterização da amplitude funcional da força de um músculo. Essa informação pode ser necessária para determinar a adequação de um indivíduo à execução de uma dada tarefa no local de trabalho, principalmente se esta requer um torque interno crítico a ser produzido em certos ângulos articulares.

## **O MÚSCULO COMO MOVIMENTADOR DO ESQUELETO: MODULAÇÃO DA FORÇA**

As seções anteriores consideraram como um músculo isometricamente ativado pode estabilizar o sistema esquelético; a próxima seção considera como os músculos modulam forças ativamente enquanto mudam de comprimento, o que é necessário à movimentação do esqueleto de modo altamente controlado.

### **ENFOQUE ESPECIAL 3-4 Explorando as Razões para a “Assinatura” Única da Curva de Torque Ângulo Isométrico-ângulo de um Grupo Muscular**

Sem dúvida, o formato da curva de torque-ângulo de um grupo muscular está relacionado às demandas funcionais colocadas sobre os músculos e a articulação. Para os flexores do cotovelo, por exemplo, o potencial máximo de torque interno é *maior* nas faixas médias do movimento e *menor* próximo à extensão e flexão totais (Fig. 3-12, A). Não é coincidência que, na posição para cima, o torque externo causado pela gravidade que age sobre o antebraço e objetos segurados pelas mãos seja também maior nas faixas médias do movimento e menor nos extremos da movimentação do cotovelo.

Para os músculos abdutores do quadril, o potencial de



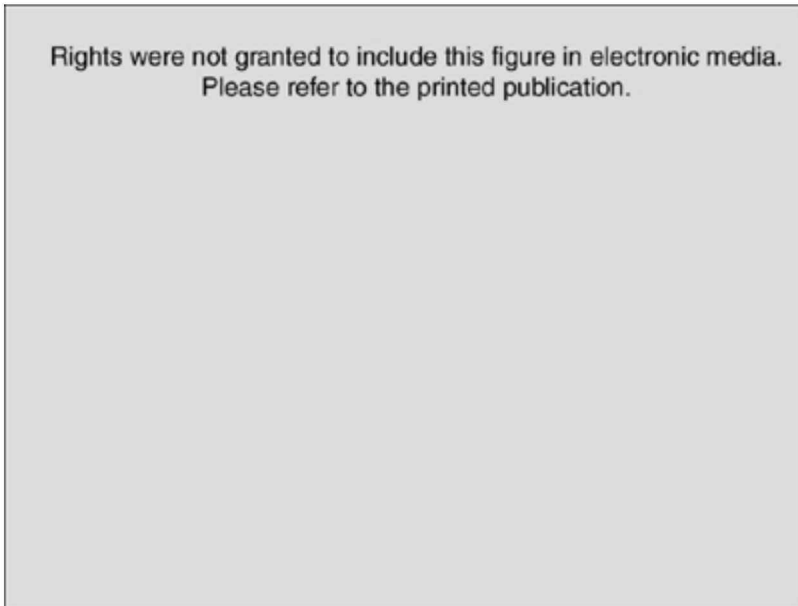
torque interno é maior próximo à neutralidade (0 grau de abdução) (Fig. 3-12, B). Esse ângulo da articulação do quadril coincide com o ângulo aproximado em que os músculos abdutores são mais necessários à estabilidade em plano frontal da fase de apoio de um único membro da caminhada. Grandes quantidades de torque em abdução do quadril são raramente necessárias na posição de abdução máxima do quadril.

## **Modulando a Força pela Ativação Concêntrica ou Excêntrica: Introdução à Relação Força-Velocidade do Músculo**

Como foi apresentado no Capítulo 1, o sistema nervoso estimula um músculo a gerar força ou resistir a ela por meio de ativação *concêntrica*, *excêntrica* ou *isométrica*. Durante a ativação concêntrica, o músculo encurta (se contrai). Isso ocorre quando o torque interno (muscular) excede o toque externo (carga). Durante a ativação excêntrica, o torque externo excede o torque interno; o músculo é comandado, pelo sistema nervoso, a se contrair, mas é alongado em resposta a uma força mais dominante, geralmente de uma fonte externa ou um músculo antagonista. Durante uma ativação isométrica, o comprimento do músculo permanece quase constante, uma vez que os torques internos e externos são iguais.

Durante as ativações concêntricas e excêntricas, existe uma relação muito específica entre a força máxima gerada por um músculo e sua velocidade de contração (ou alongamento). Na ativação concêntrica, por exemplo, o músculo se contrai em velocidade máxima quando a carga é desprezível (Fig. 3-14). Conforme a carga aumenta, a velocidade de contração máxima do músculo diminui. Em

determinado ponto, uma carga excessivamente grande faz com que a velocidade de contração seja zero (ou seja, o estado isométrico). A ativação excêntrica precisa ser considerada separadamente. Nela, a carga que exceda ligeiramente o nível de força isométrica faz com que o músculo seja lentamente estirado. A velocidade do estiramento é maior conforme a carga aplicada é maior. Há uma carga máxima a que o músculo não pode resistir e, depois deste nível, o músculo estira de modo incontrollável.



**FIGURA 3-14** Relação entre a carga muscular (resistência externa) e a velocidade máxima de encurtamento (contração). (A velocidade é igual à inclinação das linhas pontilhadas.) Sem uma carga externa, um músculo é capaz de encurtar em velocidade máxima. Conforme a carga aumenta progressivamente, a velocidade máxima de encurtamento diminui. Por fim, em alguma carga muito grande, o músculo é

incapaz de encurtar e a velocidade é zero.

(Redesenhado de McComas AJ: *Skeletal muscle: form and function*, Champaign, III, 1996, *Human Kinetics*.)

## CURVA DE FORÇA-VELOCIDADE

As relações entre a velocidade da alteração do comprimento de um músculo e a força máxima gerada são expressas pela *curva de força-velocidade* mostrada na Figura 3-15. Essa curva é mostrada durante as ativações concêntricas, isométricas e excêntricas, com a força no eixo vertical e a velocidade de estiramento ou encurtamento do músculo no eixo horizontal. A curva de força-velocidade demonstra diversos pontos importantes sobre a fisiologia do músculo. Durante a ativação *concêntrica* em esforço máximo, a quantidade de força muscular produzida é *inversamente proporcional* à velocidade de encurtamento muscular. Essa relação foi primeiramente descrita pelo fisiologista A.V. Hill, em 1938, na musculatura esquelética de sapos, e é similar em humanos.<sup>41,42</sup> A capacidade reduzida de geração de força muscular, em maiores velocidades de contração, é resultante principalmente da limitação inerente na velocidade de ligação e religação das pontes cruzadas. Em maiores velocidades de contração, o número de pontes cruzadas ligadas, a qualquer momento, é menor do que quando o músculo está se contraindo lentamente. Em uma velocidade de contração igual a zero (ou seja, no estado isométrico), há um número máximo de pontes cruzadas ligadas, a qualquer momento, em um dado sarcômero. Por essa razão, um músculo produz mais força isometricamente do que em qualquer velocidade de encurtamento.

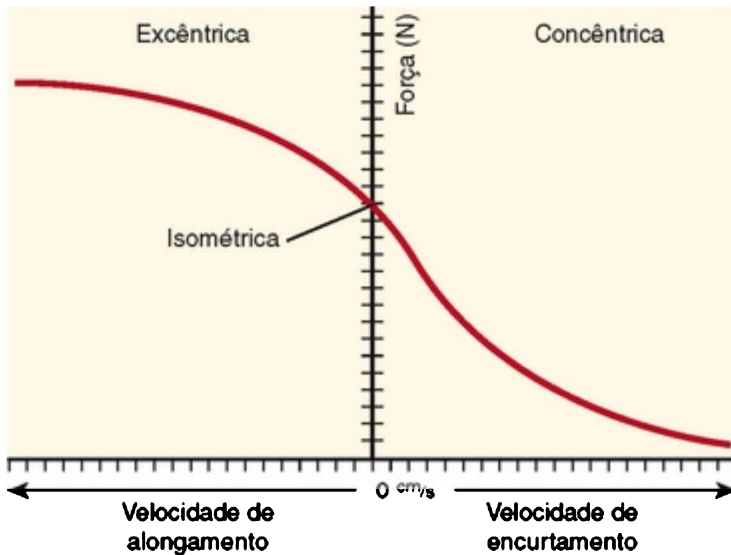


FIGURA 3-15 Relação teórica entre força e velocidade do encurtamento ou alongamento do músculo durante a ativação muscular de esforço máximo. A ativação concêntrica (encurtamento muscular) é mostrada à direita e a ativação excêntrica (alongamento muscular), à esquerda. A ativação isométrica ocorre à velocidade zero.

A fisiologia por trás da relação de força-velocidade de *músculos excêntricamente ativados* é muito diferente da ativação muscular concêntrica. Durante a ativação excêntrica de esforço máximo, a força muscular é, de certa forma, *diretamente proporcional* à velocidade de alteração do comprimento muscular. Na maioria dos indivíduos, porém, a curva chega à inclinação zero em velocidades mais baixas do que a mostrada na curva teórica da Figura 3-15. Embora a razão disso não seja completamente entendida, muitos seres humanos (principalmente os não treinados) não são capazes de excêntricamente ativar de forma máxima seus músculos, principalmente em altas

velocidades.<sup>12,106</sup> Esse pode ser um mecanismo protetor contra danos musculares produzidos por forças excessivamente grandes.

A expressão clínica da relação de força-velocidade do músculo é frequentemente expressa por uma *relação de velocidade angular e torque*. Esse tipo de resultado pode ser derivado da *dinamometria isocinética* (Cap. 4). A Figura 3-16 mostra o pico de torque gerado pelos músculos extensores e flexores do joelho de homens saudáveis, por uma faixa de velocidades de encurtamento e estiramento musculares. Embora os dois grupos musculares produzam diferentes amplitudes de pico de torque, eles exibem características similares: os torques em esforço máximo diminuem com a maior velocidade da contração (encurtamento) muscular e aumentam (até certo ponto) com a maior velocidade do estiramento muscular.

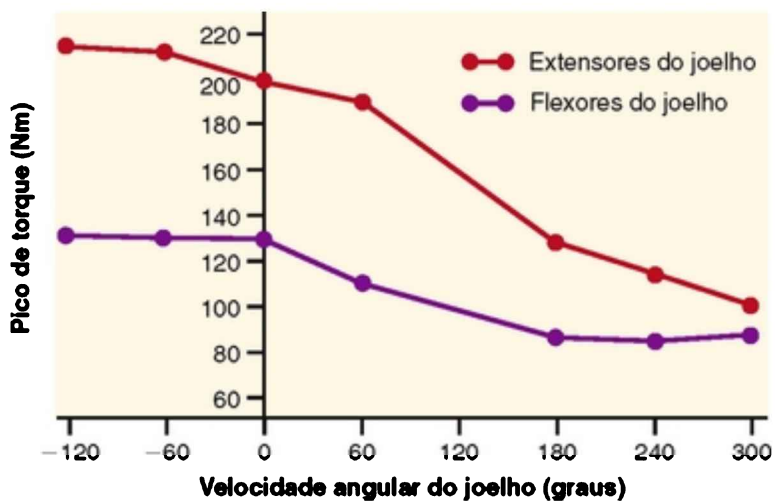


FIGURA 3-16 Pico de torque gerado pelos músculos extensores e flexores do joelho. As velocidades positivas indicam a ativação concêntrica e as velocidades negativas indicam a

ativação excêntrica. Os dados foram obtidos de 64 homens saudáveis não treinados.

(Dados de Hortsmann T, Maschmann J, Mayer F, et al: *The influence of age on isokinetic torque of the upper and lower leg musculature in sedentary men*, *Int J Sports Med* 20:362, 1999.)

O formato geral das curvas de força-velocidade mostradas nas Figuras 3-15 e 3-16 reflete de maneira consistente o fato de que os músculos produzem maior força durante a ativação excêntrica do que durante a isométrica ou em qualquer velocidade da ativação concêntrica. Embora a razão não seja bem compreendida, as forças relativamente maiores produzidas na ativação excêntrica são resultantes, em parte, (1) da maior força média produzida por ponte cruzada conforme cada uma é desfeita;<sup>66</sup> (2) da maior rapidez da fase de religação das pontes cruzadas, e (3) da tensão passiva produzida pelas propriedades viscoelásticas dos componentes elásticos seriados e paralelos do músculo estirado.<sup>25</sup> Evidências indiretas desse último fator compõem o bem-conhecido fenômeno de *dor muscular de início tardio*, comum após períodos pesados de exercícios musculares excêntricos, principalmente em indivíduos não treinados. Uma explicação parcial dessa dor característica se baseia na lesão relacionada ao estiramento forçoso (e rápido) de músculos, incluindo as miofibrilas, o citoesqueleto dos sarcômeros e os tecidos conjuntivos extracelulares.<sup>86</sup>

O papel funcional dos músculos excentricamente ativados é importante para a “eficiência” metabólica e neurológica do movimento. O músculo excentricamente ativado armazena energia quando é estirado; a energia

somente é liberada quando o músculo alongado é contraído. Além disso, a razão entre a amplitude eletromiográfica e o consumo de oxigênio por nível de força é menor em músculos excêntrica-mente ativados do que em cargas de trabalho similares absolutas realizadas sob ativação concêntrica.<sup>25</sup> Os mecanismos responsáveis por essa eficiência estão estritamente relacionados aos três fatores citados no parágrafo anterior, explicando por que forças maiores são produzidas pela ativação excêntrica comparada com a ativação não excêntrica. O custo metabólico e a atividade eletromiográfica são menores porque, em parte, uma tarefa comparável realizada por meio da ativação excêntrica exige um número ligeiramente menor de fibras musculares ativas.

### **POTÊNCIA E TRABALHO: CONCEITOS ADICIONAIS ASSOCIADOS À RELAÇÃO DE FORÇA-VELOCIDADE DO MÚSCULO**

A relação inversa entre a força máxima potencial de um músculo e sua velocidade de encurtamento está relacionada ao conceito de potência. A *potência*, ou taxa de trabalho, pode ser expressa como um produto da força pela velocidade de contração. (A potência de uma contração muscular está, portanto, relacionada à sua área sob o lado direito da curva anteriormente mostrada na Fig. 3-15.) Uma geração constante de potência por um músculo pode ser mantida pelo aumento da carga (resistência), enquanto a velocidade de contração é proporcionalmente reduzida, ou vice-versa. Isto é muito similar ao conceito de mudança de marchas no ciclismo.

Um músculo que sofre uma contração concêntrica

contra uma carga faz um *trabalho positivo*. Por outro lado, um músculo que sofre uma contração excêntrica contra uma carga que não pode ser suportada faz um *trabalho negativo*. Nesse último caso, o músculo armazena a energia fornecida pela carga. Um músculo, portanto, pode agir como um acelerador ativo do movimento contra uma carga durante a contração (ou seja, por meio da ativação concêntrica), ou como “freio” ou desacelerador, quando a carga é aplicada e o músculo ativado é estirado (ou seja, por meio da ativação excêntrica). Os músculos quadríceps, por exemplo, agem concentricamente quando subimos escadas, levantando o peso do corpo, o que é considerado trabalho positivo. O trabalho negativo, porém, é realizado por esses músculos conforme o corpo desce as escadas, de forma controlada, sob ativação excêntrica.

### ENFOQUE ESPECIAL 3-5 Combinando as Relações de Comprimento-tensão e Força-velocidade

Embora as relações de comprimento-tensão e força-velocidade de um músculo sejam descritas separadamente, na verdade, trabalham de forma simultânea. A qualquer momento, um músculo ativo está funcionando em um comprimento específico e em uma dada velocidade de contração, incluindo a isométrica. É útil, portanto, gerar um gráfico que represente a relação tridimensional entre a força muscular, o comprimento muscular e a velocidade de contração (Fig. 3-17). O gráfico não inclui, porém, o componente de *comprimento-tensão passiva* do músculo. O gráfico mostra, por exemplo, que um músculo que se contrai a alta velocidade a partir de seu menor comprimento produz, relativamente, pouca força, mesmo quando o esforço é máximo. Um músculo que se contrai em velocidade menor (quase isométrica) a partir de um comprimento maior (p. ex.,



próximo a seu comprimento ótimo) produz, em teoria, uma força ativa substancialmente maior.

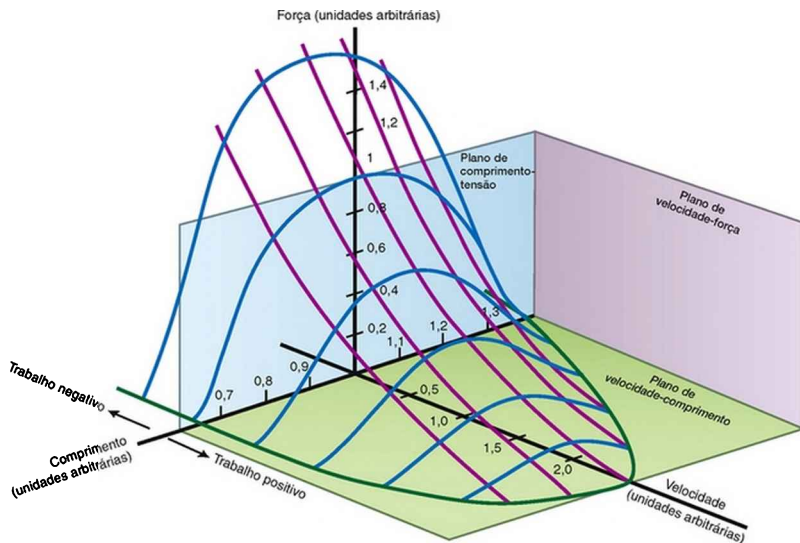


FIGURA 3-17 Gráfico teórico representando a relação tridimensional entre força muscular, comprimento muscular e velocidade de contração muscular durante um esforço máximo. O trabalho positivo indica a ativação muscular concêntrica e o trabalho negativo indica a ativação muscular excêntrica.

(De Winter DA: *Biomechanics and motor control of human movement*, ed 2, New York, John Wiley & Sons.)

## Ativação do Músculo pelo Sistema Nervoso

Até aqui, diversos importantes mecanismos que fundamentam a geração da força muscular foram examinados neste capítulo. De maior importância, porém, é o fato de o músculo ser excitado por impulsos gerados no sistema nervoso, especificamente por *neurônios motores alfa*, cujos corpos celulares estão localizados no corno

ventral (anterior) da medula espinal. Cada neurônio motor alfa possui um axônio que se estende desde a medula espinal e se conecta a múltiplas fibras musculares localizadas ao longo do músculo. O conjunto de um único neurônio motor alfa e de toda sua família de fibras musculares inervadas é denominado *unidade motora* (Fig. 3-18). A excitação de neurônios motores alfa é originária de muitas fontes, incluindo neurônios corticais descendentes, interneurônios medulares e outros neurônios aferentes (sensoriais). Cada fonte pode ativar um neurônio motor alfa, primeiro *recrutando* um dado neurônio motor e, então, elevando as taxas de ativação sequencial — um processo denominado *codificação de taxa*. O processo de codificação de taxa forma um mecanismo finamente controlado de aumento da força muscular. O recrutamento e a taxa de codificação são as duas estratégias principais empregadas pelo sistema nervoso para ativar neurônios motores. A disposição espacial das unidades motoras pelo músculo e as estratégias disponíveis para ativação dos neurônios motores permitem a produção de forças muito pequenas, envolvendo somente algumas unidades motoras, ou de forças muito grandes, envolvendo a maior parte das unidades motoras do músculo. Uma vez que as unidades motoras se distribuem por todo o músculo, as forças das fibras ativadas se somam por todo o músculo e são, então, transmitidas ao tendão e através da articulação.

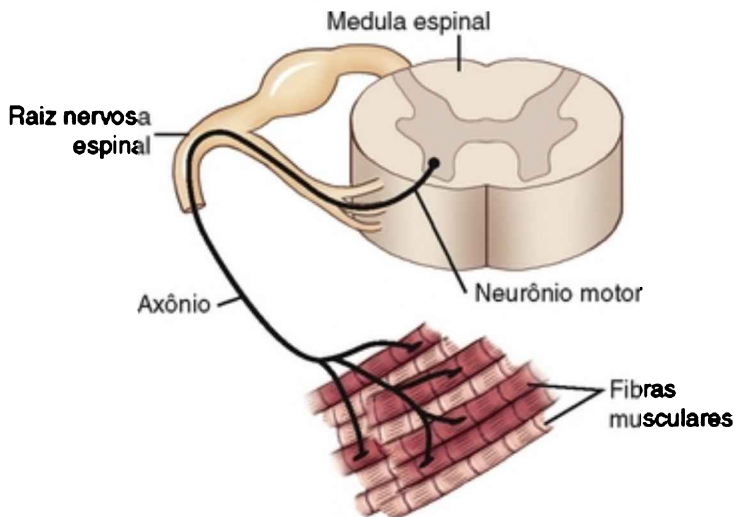


FIGURA 3-18 Uma unidade motora é composta por um neurônio motor (alfa) e as fibras musculares por ele inervadas.

## RECRUTAMENTO

O *recrutamento* se refere à ativação inicial de neurônios motores específicos que causam excitação e ativação das fibras musculares associadas. O sistema nervoso recruta uma unidade motora alterando o potencial de voltagem através da membrana do corpo celular do neurônio motor alfa. Esse processo envolve a somatória de impulsos concorrentes de inibição e excitação. Em uma voltagem crítica, os íons fluem pela membrana celular e produzem um sinal elétrico conhecido como *potencial de ação*. O potencial de ação se propaga pelo axônio do neurônio motor alfa até a placa motora terminal, na junção neuromuscular. Após a ativação da fibra muscular, ocorre uma contração muscular e uma pequena quantidade de força é gerada. O Quadro 3-3 lista a principal sequência de eventos observada na ativação da fibra muscular. Por meio

do recrutamento de mais neurônios motores, mais fibras musculares são ativadas e, portanto, mais força é gerada no músculo.

### QUADRO 3-3 Sequência Principal dos Eventos que Baseiam a Ativação da Fibra Muscular

1. O potencial de ação é iniciado e propagado pelo axônio motor.
2. A acetilcolina é liberada pelas terminações do axônio na junção neuromuscular.
3. A acetilcolina se liga a sítios receptores na placa motora terminal.
4. Íons sódio e potássio entram e despolarizam a membrana muscular.
5. O potencial de ação muscular é propagado pela superfície da membrana.
6. Os túbulos transversos são despolarizados, levando à liberação de íons cálcio ao redor das miofibrilas.
7. Os íons cálcio se ligam à troponina, levando à liberação da inibição da ligação entre actina e miosina. As pontes cruzadas entre a actina e as cabeças de miosina são criadas.
8. A actina se combina ao trifosfato de adenosina (ATP) da miosina, uma molécula fornecedora de energia.
9. A energia é liberada, movimentando as cabeças de miosina.
10. A miosina e a actina deslizam, uma em relação à outra.
11. A ligação entre a actina e a miosina (ponte) é desfeita e restabelecida caso a concentração de cálcio seja suficientemente alta.

As fibras musculares associadas a cada unidade motora normalmente compartilham características contráteis similares e se distribuem aleatoriamente por uma região do músculo. Embora cada músculo contenha algumas centenas de unidades motoras, cada axônio de uma unidade motora pode inervar de 5 a 2.000 fibras musculares. Os músculos que exigem controle motor fino e geram forças relativamente pequenas, como os que controlam os movimentos dos olhos ou dos dedos das mãos, estão geralmente associados a unidades motoras de tamanho menor. Tais unidades motoras apresentam caracteristicamente um número menor de fibras musculares inervadas por axônio (ou seja, apresentam uma *baixa taxa de inervação*). Os músculos usados no controle de movimentos menos refinados, envolvidos na produção de forças maiores, estão geralmente associados a unidades motoras de tamanho maior. Essas unidades motoras tendem a inervar um número relativamente maior de fibras musculares por axônio (ou seja, possuem uma *alta taxa de inervação*).<sup>28</sup> Qualquer músculo, independente de sua função, possui unidades motoras de relações de inervação bastante variáveis.

O tamanho do neurônio motor influencia a ordem de seu recrutamento pelo sistema nervoso. Neurônios motores menores são, de modo geral, recrutados *antes* de neurônios maiores (Fig. 3-19). Este é o assim chamado *Princípio do Tamanho de Henneman*, demonstrado experimentalmente pela primeira vez e desenvolvido por Elwood Henneman, no final da década de 1950.<sup>40</sup> O Princípio do Tamanho explica grande parte do recrutamento ordenado das unidades motoras, especificadas por tamanho, que permite incrementos sutis e controlados no desenvolvimento de

força.

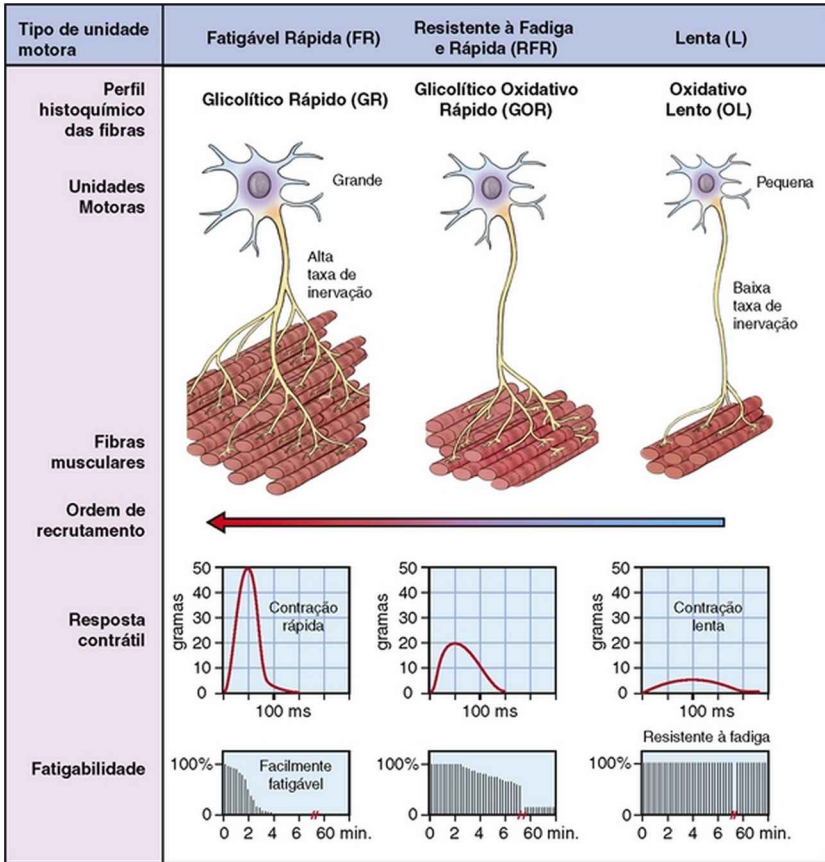


FIGURA 3-19 Classificação dos tipos de unidades motoras das fibras musculares, com base em seu perfil histoquímico, tamanho e características contráteis. Para cada um dos três tipos de unidades motoras, é mostrado um contínuo teórico de diferentes características contráteis e morfológicas. É importante notar que cada uma das características pode variar consideravelmente em uma dada unidade motora (no interior de um mesmo músculo ou entre dois músculos diferentes).

As fibras musculares inervadas por neurônios motores pequenos apresentam *respostas de contração* de duração relativamente longa (“contração lenta”) e de pequena amplitude. As unidades motoras associadas a essas fibras foram classificadas como *L* (lentas), dadas suas características de contração mais lenta. As fibras associadas são denominadas *LO*, por serem lentas e apresentarem perfil histoquímico oxidativo. As fibras associadas a unidades motoras lentas (*L*) são relativamente *resistentes à fadiga* (ou seja, perdem pouca força durante uma ativação contínua). Consequentemente, um músculo como o sóleo (que faz ajustes contínuos e geralmente pequenos no equilíbrio postural do corpo sobre os pés) apresenta uma proporção relativamente grande de fibras *LO*.<sup>55</sup> Esse tipo de fibra lenta permite que os “músculos posturais”, como o sóleo, mantenham baixos níveis de força por um longo período de tempo.

As fibras musculares associadas a neurônios motores maiores, por sua vez, apresentam respostas de contração de duração relativamente breve (“contração rápida”) e de maior amplitude. As unidades motoras associadas a essas fibras são classificadas como *RFF* (rápidas e facilmente fadigadas). As fibras associadas são classificadas como *RG*, por serem rápidas e apresentarem perfil histoquímico glicolítico. Essas fibras são facilmente fatigáveis. As grandes unidades motoras *RFF* são geralmente recrutadas após as unidades *LO* menores, quando grandes forças são necessárias.

A Figura 3-19 mostra de maneira diagramática a existência de um espectro de unidades motoras intermediárias, com perfis fisiológicos e histoquímicos em algum ponto entre “lento” e “facilmente fatigável”. As

unidades motoras mais “intermediárias” são classificadas como *RFR* (resistentes à fadiga e rápidas). As fibras são denominadas GOR, indicando a utilização de fontes energéticas glicolíticas e oxidativas.

A disposição dos tipos de unidades motoras mostrada na Figura 3-19 permite uma ampla gama de respostas fisiológicas da musculatura esquelética. As unidades motoras menores (mais lentas) são caracteristicamente recrutadas no início do movimento e geram forças musculares relativamente pequenas, que podem ser mantidas por um tempo relativamente longo. As características contráteis associadas às fibras musculares são ideais ao controle de contrações delicadas ou suavemente graduadas de baixa intensidade. Unidades motoras maiores (mais rápidas) são recrutadas após as unidades menores e adicionam forças sucessivamente maiores de duração mais curta. Por esse espectro, o sistema nervoso é capaz de ativar fibras musculares que sustentam posturas estáveis por um maior período de tempo e, quando necessário, produzem grandes forças de curta duração, para movimentos mais impulsivos.

## **CODIFICAÇÃO DE TAXA**

Após o recrutamento de um dado neurônio motor, a força produzida pelas fibras musculares associadas é fortemente modulada pela taxa de produção dos potenciais de ação subsequentes. Esse processo é conhecido como *codificação de taxa*. Embora um único potencial de ação em uma fibra muscular esquelética dure diversos milissegundos (ms), a resultante *contração* da fibra pode durar de 130 ms a 300 ms no tipo lento. Quando uma unidade motora é recrutada pela primeira vez, dispara cerca de 10 potenciais de ação



por segundo, ou 10 Hz. (A taxa média de disparo de um potencial de ação é descrita como frequência [Hz] ou seu recíproco, o *intervalo de pico*; 10 Hz equivalem a um intervalo interpicos de 100 ms.) Com o aumento da excitação, a taxa pode aumentar a 50 Hz (intervalo interpicos de 20 ms) durante uma contração forte, embora isto geralmente seja mantido apenas por um breve período.<sup>28</sup> Uma vez que a duração da contração é frequentemente maior que o intervalo entre os disparos de potenciais de ação, é possível que diversos potenciais de ação subsequentes sejam iniciados durante a contração inicial. Se a fibra puder relaxar completamente antes do potencial de ação subsequente, a segunda contração gera uma força equivalente à primeira (Fig. 3-20). Caso o próximo potencial de ação chegue antes do relaxamento da contração anterior, as contrações serão somadas e gerarão um pico de força ainda maior. Além disso, se o próximo potencial de ação chegar mais perto do nível do pico de força da contração inicial, a força será ainda maior.

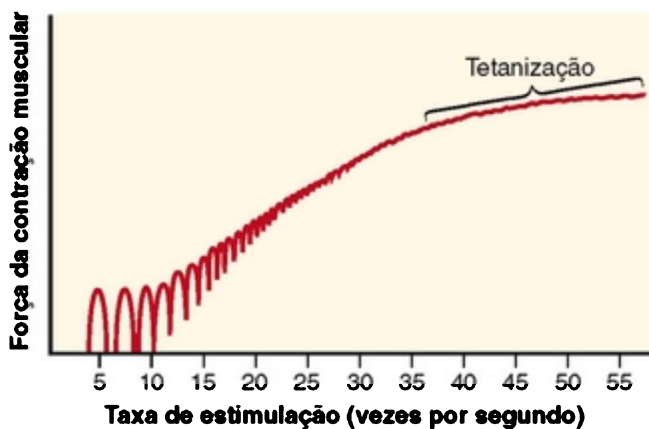


FIGURA 3-20 A somatória das contrações musculares

individuais é registrada por uma ampla série de frequências de estimulação. Note que, em baixas frequências de estimulação (5 a 10 por segundo), a contração inicial é relaxada antes que a próxima possa ser somada. Em frequências progressivamente maiores, as contrações se somam, gerando maiores níveis de força até a ocorrência de uma contração fundida (tetanização).

(De Guyton AC, Hall JE: *Textbook of medical physiology*, ed 10, Philadelphia, 2000, Saunders.)

Um conjunto de potenciais de ação repetidos, cada um ativando uma fibra muscular antes do relaxamento da contração anterior, gera uma série de contrações mecânicas somadas, denominadas *tetania não fundida*. Com a diminuição do intervalo de tempo entre a ativação de contrações sucessivas, a tetania não fundida gera uma força maior, até que os sucessivos picos e vales das contrações mecânicas se fundam em um nível único e estável nível de força muscular, denominado *tetania fundida* (ou *tetanização*) (Fig. 3-20). A tetania fundida representa o maior nível de força possível em uma única fibra muscular. As unidades motoras ativadas em taxas mais altas, portanto, são capazes de gerar uma força total maior que o mesmo número de unidades motoras ativadas em taxas mais baixas.

A relação entre a força e a frequência em que cada unidade motora é ativada tem formato curvilíneo, com um aumento acentuado na força em frequências de ativação baixas a moderadas, seguido por um platô em frequências maiores (geralmente de cerca de 50 Hz em músculos humanos). O formato preciso da curva, porém, depende da duração de cada contração. Uma unidade motora lenta, por exemplo, que gera uma contração muscular de duração

longa, atinge a tetania fundida em uma frequência menor do que uma unidade motora rápida.

Os mecanismos fisiológicos de recrutamento e codificação de taxa da unidade motora operam simultaneamente durante o aumento de uma força muscular. A estratégia prevalente (recrutamento ou codificação de taxa) é altamente específica às demandas particulares e à natureza da tarefa. Por exemplo, o recrutamento de unidades motoras durante a ativação excêntrica é diferente do observado durante uma ativação concêntrica. Durante uma ativação excêntrica, uma força relativamente maior é gerada por cada ponte cruzada. Consequentemente, o número de unidades motoras recrutadas é menor para a mesma força produzida durante a ativação concêntrica. Assim, uma ativação concêntrica requer um número maior de unidades motoras para produção da mesma força que a ativação excêntrica. Além disso, a codificação de taxa é particularmente importante na produção de uma força rápida, principalmente nos primeiros estágios da ativação isométrica. A codificação de taxa pode fazer com que algumas unidades motoras descarreguem potenciais de ação em sucessão rápida (disparos duplos), aumentando o desenvolvimento da força. Os disparos duplos ocorrem quando uma unidade motora descarrega um potencial de ação até 20 ms após o anterior — ou seja, em frequência igual ou superior a 50 Hz, que é o limite superior da taxa de disparo de uma unidade motora humana regular.<sup>28</sup> Independentemente da estratégia usada para aumentar a força, o Princípio do Tamanho de Henneman (ou seja, a ordem de recrutamento de unidades motoras menores a maiores) ainda é mantido.

## **INTRODUÇÃO À ELETROMIOGRAFIA**

A eletromiografia (EMG) é a ciência de registro e interpretação da atividade elétrica emanada pela musculatura esquelética ativada. A EMG é uma das mais importantes ferramentas de pesquisa no campo da cinesiologia. Com a análise meticulosa, é possível que clínicos e pesquisadores determinem o momento e a magnitude da ativação de diversos músculos, tanto superficiais quanto profundos, durante movimentos funcionais relativamente complexos. Especialmente no último meio século, os estudos de EMG esclareceram muito as ações específicas de músculos.

Embora a EMG seja também uma importante ferramenta para o diagnóstico e o tratamento de certas patologias e disfunções neuromusculares, este capítulo se concentra em seu uso no estudo da cinesiologia do sistema musculoesquelético. Os estudos eletromiográficos são regularmente citados neste texto, principalmente como forma de justificar uma ação muscular ou sua ação sinérgica durante um movimento ou uma tarefa. A pesquisa eletromiográfica pode também ajudar a explicar ou justificar uma ampla gama de outros fenômenos cinesiológicos e patocinesiológico, incluindo tópicos relacionados à fadiga muscular, ao aprendizado motor, à proteção de articulações danificadas ou instáveis, à locomoção, à ergonomia, ao esporte e à recreação.<sup>9,72</sup> Por essa razão, o leitor precisa entender a técnica básica, o uso e as limitações da EMG cinesiológica.

### **Registro da Eletromiografia**

Quando um neurônio motor é ativado, o impulso elétrico trafega pelo axônio até que chegue às placas motoras, de onde se propaga, em ambas as direções, pela extensão da fibra muscular. O sinal elétrico que se propaga por cada fibra muscular é denominado *potencial de ação da unidade motora*. Eletrodos sensíveis são capazes de medir a soma da alteração da voltagem associada a todos os potenciais de ação envolvidos com as fibras musculares ativadas.<sup>29</sup> Essa voltagem é geralmente denominada *senal bruto* ou *de interferência da EMG*. Os sinais brutos podem ser percebidos por eletrodos implantados (finos fios inseridos nos músculos) ou superficiais (colocados sobre a pele que recobre os músculos).

Os eletrodos de registro da EMG são geralmente conectados a cabos que se ligam diretamente ao *hardware* de processamento do sinal. Desenvolvimentos técnicos mais recentes permitem que os sinais eletromiográficos sejam registrados por meio do uso de sistemas de telemetria. Esses sistemas são usados no monitoramento e registro da atividade muscular a longas distâncias do indivíduo ou paciente, ou ainda durante atividades em que o cabeamento poderia atrapalhar a liberdade de movimento. Os sinais da EMG superficial são transmitidos a um computador de registro por ondas de radiofrequência e, portanto, são mais suscetíveis a artefatos do que durante o uso de eletrodos com cabos.

### **ENFOQUE ESPECIAL 3-6** “Tipagem de Fibras” - uma Longa História de Nomenclatura Classificatória

Como descrito na [Figura 3-19](#), três tipos de unidades motoras são reconhecidos: lento (L), resistente à fadiga e rápido (RFR) e

fatigável rápido (FR). A maioria das fibras musculares associadas a uma dada unidade motora é fisiologicamente similar e, portanto, apresenta as mesmas características funcionais.

Através dos anos, os pesquisadores tentaram identificar, através de biópsia e análises histoquímicas ou bioquímicas, as fibras fisiologicamente associadas a cada um dos principais tipos de unidades motoras. Esse processo é denominado “tipagem de fibras”. Diversas técnicas de tipagem de fibras foram desenvolvidas nos últimos 50 anos, sendo que três delas são destacadas na Tabela 3-4. O primeiro método analisou o perfil histoquímico das fibras, com base em seu *metabolismo oxidativo ou glicolítico* relativo. Esse sistema, como previamente descrito neste capítulo, associa convenientemente as características contráteis das fibras à nomenclatura classificatória das unidades motoras (compare as colunas 1 e 2 da Tabela 3-4). Esse método original foi desenvolvido para estudos de unidades motoras animais, por Edgerton e colaboradores, na década de 1960 e, mais tarde, foi refinado no início dos anos 1970.<sup>82</sup>

**TABELA 3-4** Comparação dos Três Métodos de Tipagem das Fibras Musculares Esqueléticas

<b>Tipo de unidade motora</b>	<b>Perfil histoquímico das fibras, com base no metabolismo oxidativo ou glicolítico relativo</b>	<b>Perfil histoquímico das fibras, com base na atividade relativa da miosina-ATPase</b>	<b>Perfil molecular das fibras, com base na dominância de uma isoforma da cadeia pesada da miosina (CPM)</b>
Lenta (L)	Oxidativo lento (OL)	Tipo I (atividade baixa)	CPM I
Resistente à fadiga e rápida (RFR)	Glicolítico oxidativo rápido (GOR)	Tipo IIA (atividade alta)	CPM IIA
Fatigável rápida (FR)	Glicolítico rápido (GR)	Tipo IIX (atividade alta)	CPM IIX

Em 1970, Brooke e Kaiser<sup>16</sup> projetaram uma técnica de

tipagem de fibras musculares humanas. Essa técnica estudava o perfil histoquímico das fibras com base na atividade da enzima *miosina-ATPase* (coluna 3 da Tabela 3-4). A atividade relativa dessa enzima permitiu a diferenciação entre as fibras de contração rápida (do tipo II) e as fibras de contração lenta (do tipo I). Nos músculos humanos, as fibras rápidas de tipo II podem ainda ser classificadas em tipo IIA e IIX. (Note que o tipo IIX, em humanos, foi originariamente identificado como IIB, até que, recentemente, a composição molecular da miosina foi por fim identificada como hoje descrita.)

Até o início da década de 1990, as técnicas histoquímicas realizadas em cortes transversais de músculos eram os métodos dominantes de tipagem das fibras humanas. A análise bioquímica das moléculas proteicas logo foi desenvolvida e permitiu que porções de músculos ou fibras isoladas fossem avaliadas quanto à proporção de isoformas estruturalmente similares de *miosina (cadeia pesada)* — uma proteína primária ativa (contrátil) encontrada no sarcômero. Pelo menos três isoformas desta cadeia pesada de miosina (CPM) foram identificadas em seres humanos: CPM I, CPM IIA e CPM IIX (coluna 4 da Tabela 3-4). A isoforma dominante encontrada em uma fibra está correlacionada a diversas de suas propriedades mecânicas, incluindo a taxa máxima de encurtamento e desenvolvimento de força e as características de força-velocidade. Essa técnica, atualmente considerada o “padrão-ouro” da tipagem de fibras, é bem correlacionada à histoquímica da miosina-ATPase.<sup>4,39,97</sup>

A escolha do eletrodo depende da situação em particular e do objetivo da análise eletromiográfica. *Eletrodos superficiais* são os mais usados, por serem de fácil aplicação, não invasivos e capazes de detectar sinais de

uma área relativamente grande sobre o músculo. Uma disposição comum envolve a colocação de dois eletrodos superficiais (cada um com aproximadamente 4 a 8 mm de diâmetro), lado a lado, sobre a pele que recobre o ventre muscular de interesse. Um outro eletrodo de referência (terra) é colocado sobre a área óssea que não possui músculo diretamente abaixo. Para garantir a amplitude máxima do sinal eletromiográfico, os eletrodos são colocados paralelamente ao eixo longo das fibras musculares. Esse arranjo é geralmente capaz de detectar potenciais de ação a 2 cm dos eletrodos.<sup>73</sup>

*Eletrodos de fios finos*,\* inseridos diretamente no ventre muscular, permitem o monitoramento de regiões musculares mais específicas, assim como de músculos profundos que não são facilmente acessíveis por meio do uso de eletrodos superficiais, como o braquial, o tibial posterior e o transverso do abdome. Embora a área de registro seja muito menor, os eletrodos de fios finos podem também discriminar potenciais de ação únicos produzidos por uma ou algumas unidades motoras. A inserção desses eletrodos em músculos humanos exige habilidade técnica relativamente alta e treinamento adequado para que seja feita com segurança.

A voltagem do sinal eletromiográfico bruto é, de modo geral, de somente alguns milivolts e, assim, o sinal pode ser facilmente distorcido por outras fontes elétricas provocadas pelo movimento de eletrodos e cabos, músculos ativos adjacentes ou distantes e radiação eletromagnética do ambiente ao redor. Diversas estratégias podem ser usadas para minimizar artefatos elétricos indesejados (denominados “ruídos”), incluindo o uso de eletrodos em configuração bipolar ou terra anteriormente descrita. Essa



disposição minimiza o artefato elétrico comum detectado pelos dois eletrodos através de um método que os eletromiógrafos chamam “modo de rejeição comum”.<sup>26,72</sup>

Entre as demais estratégias de redução de artefatos elétricos indesejados, incluem-se a preparação adequada da pele e a blindagem elétrica adequada do registro ambiental. Os sinais elétricos podem também ser pré-amplificados no local do eletrodo. Esse aumento do sinal reduz o artefato produzido pela movimentação dos cabos do eletrodo, uma preocupação especial do monitoramento da EMG durante atividades dinâmicas, como caminhadas e corridas.<sup>94</sup> A *filtragem* do sinal eletromiográfico pode reduzir certos sinais elétricos interferentes, restringindo a amplitude da frequência da EMG registrada. Um *filtro em banda de passagem* envolve a combinação de um filtro passa-alta (frequências acima de um dado valor são bloqueadas e a passagem das menores é permitida) e um filtro passa-baixa (frequências abaixo de um valor especificado são bloqueadas e frequências maiores são permitidas). Um filtro comum de EMG superficial retém sinais de 10 a 500 Hz e ignora os demais.<sup>71</sup> Filtros de bandas maiores, de 200 a 2.000 Hz, ou mesmo mais, são necessários ao registro intramuscular da EMG. Se necessário, um filtro pode eliminar as correntes de 60 Hz que podem existir no ambiente envolvido no registro.

Para evitar a perda de partes da EMG, é importante que a taxa de amostragem seja, pelo menos, duas vezes maior do que a taxa de maior frequência contida em um sinal eletromiográfico. Por exemplo, o uso de um filtro de 10 a 500 Hz idealmente exige uma taxa de, pelo menos, 1.000 amostras por segundo.<sup>71</sup>

## Análise e Normalização da Eletromiografia

Quando combinada a dados como tempo, cinemática articular ou forças externas, o sinal eletromiográfico pode dar importantes informações sobre as ações do músculo.<sup>98</sup> Em muitas análises cinesiológicas, a cronometragem e a amplitude do sinal de EMG são de grande interesse. Considere, por exemplo, a possível relevância do estudo da *cronometragem* ou sequência de ativação dos músculos associados à estabilização da coluna vertebral. O retardo ou inibição da ativação de um músculo, como o transverso do abdome ou multífidos lombares, por exemplo, pode sugerir uma causa para a instabilidade da porção inferior da coluna lombar. Os tratamentos podem, portanto, ser dirigidos à concentração em atividades que recrutam e desafiam especificamente esses músculos.<sup>43,44</sup> A mensuração da cronometragem relativa ou da ordem de ativação muscular pode ser realizada visualmente, usando-se um osciloscópio ou uma tela de computador, ou por métodos descritivos mais quantitativos, matemáticos ou estatísticos.<sup>94</sup>

A avaliação das demandas colocadas sobre um músculo é geralmente determinada pela *amplitude* relativa do sinal eletromiográfico. Presume-se em geral que a maior amplitude da EMG indique maior intensidade de ativação muscular e, em certos casos, maior força muscular relativa. A Figura 3-21, A e B, mostra uma força gerada pela ativação isométrica do músculo flexor do cotovelo, produzindo um sinal eletromiográfico bipolar bruto (interferência). O sinal eletromiográfico bruto é uma voltagem que flutua dos dois lados de zero e, portanto, frequentemente precisa ser matematicamente manipulado

para ser uma medida quantitativa útil da ativação muscular. Um destes métodos é chamado *retificação em onda total*, que converte o sinal bruto em voltagens positivas, resultando no valor eletromiográfico absoluto (Fig. 3-21, C). A amplitude do sinal eletromiográfico retificado pode ser determinada pela média das amostras coletadas durante um certo tempo da ativação. Além disso, o sinal retificado pode ser eletronicamente filtrado ou suavizado, em um processo que achata os “picos e vales” (Fig. 3-21, D). Esse sinal suavizado é denominado “envelope linear”, e pode ser quantificado como “média móvel”, especificado por certo intervalo de tempo ou outro evento. Embora não mostrado na Figura 3-21, o sinal suavizado pode também ser *integrado*, em um processo matemático que calcula a área sob a curva (de tempo-voltagem). Esse processo permite a quantificação cumulativa da EMG por um período fixo de tempo.

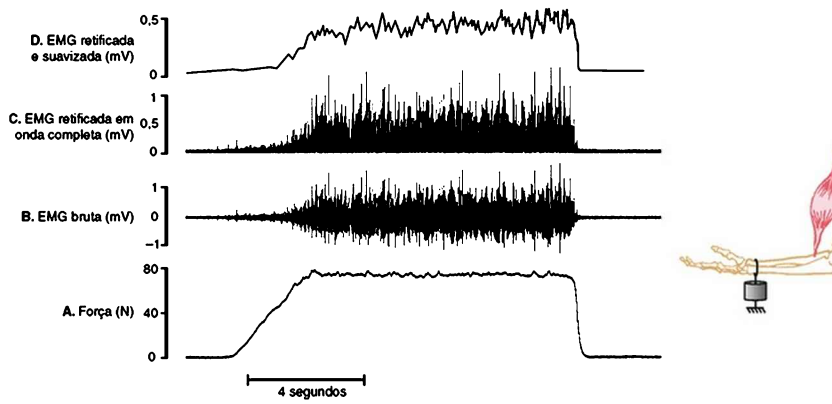


FIGURA 3-21 Diagrama mostrando diversas formas de processamento do sinal da EMG causado pela ativação isométrica dos músculos flexores do cotovelo em esforço submáximo realizado por uma mulher jovem e saudável. Uma

força externa, produzida pela ativação dos músculos flexores do cotovelo, é mantida a 80 N por cerca de 10 segundos (A). O sinal da EMG é registrado como sinal bruto (B), processado pela retificação de onda completa (C) e, por fim, filtrado e suavizado, eliminando as frequências mais altas (D).

Uma análise alternativa para a representação da amplitude eletromiográfica bruta é o cálculo da raiz quadrada média (RQM) por um dado período de tempo, que se correlaciona ao desvio-padrão da voltagem relativa ao zero.<sup>73</sup> Essa análise matemática envolve a elevação do sinal ao quadrado (garantindo um sinal completamente positivo), a obtenção da média e, então, o cálculo da raiz quadrada. As voltagens eletromiográficas matematicamente tratadas por qualquer uma das técnicas descritas podem ser usadas em dispositivos de *biofeedback* como metros visuais ou sinais de áudio, ou para ativar outros dispositivos, como estimuladores elétricos para ativar um músculo em um limiar predeterminado de contração voluntária.

Quando a magnitude de um sinal eletromiográfico processado é comparada entre diferentes músculos, dias ou condições, é geralmente necessário *normalizá-la* em relação a algum sinal comum de referência. A expressão da amplitude eletromiográfica em voltagem absoluta pode produzir, em muitos estudos cinesiológicos, resultados sem sentido, principalmente quando se tenta obter a média de dados entre diferentes músculos e indivíduos. Isso é observado principalmente quando dados eletromiográficos são coletados em diversas sessões, exigindo a reaplicação dos eletrodos. Mesmo com esforço muscular igual, a voltagem absoluta varia de acordo com a escolha do

eletrodo (incluindo seu tamanho), a condição da pele e a localização exata de colocação do eletrodo. Um método comum de normalização da EMG envolve a referência do sinal produzido por um músculo ativado àquele produzido pelo mesmo músculo durante uma *contração isométrica voluntária máxima* (CIVM). Comparações valiosas podem, então, ser realizadas sobre a amplitude ou intensidade *relativa* de uma ativação muscular entre diversos indivíduos ou dias, expressa em porcentagem de CIVM.<sup>49</sup> Alternativamente, em vez de usar a CIVM como sinal de referência, alguns eletromiógrafos empregam a resposta elétrica evocada pela estimulação elétrica do músculo (ou seja, a onda M) sob análise. Além disso, o nível de ativação muscular pode ser referenciado a alguma outra tarefa que não envolva esforço máximo.<sup>49,79</sup>

## **Amplitude Eletromiográfica durante a Ativação Muscular**

Para evitar interpretações errôneas da EMG relacionadas à ação muscular ou sua função total, é essencial entender os fatores fisiológicos e técnicos que influenciam a amplitude do sinal eletromiográfico.

A amplitude do sinal eletromiográfico é, de modo geral, proporcional ao número e à taxa de disparo das unidades motoras ativas na área de registro dos eletrodos. Esses mesmos fatores também contribuem para a força gerada por um músculo. Muitas vezes, porém, é tentador usar a magnitude eletromiográfica relativa de um músculo como medida de sua produção de *força* relativa. Embora uma relação positiva generalizada entre essas duas variáveis possa ser suposta durante uma ativação

isométrica,<sup>49,52</sup> ela não pode ser suposta durante todas as demais formas de ativação.<sup>37,81</sup> Isso tem como base diversos fatores fisiológicos e técnicos.

Fisiologicamente, a amplitude eletromiográfica durante uma ativação não isométrica pode ser influenciada pelas relações de *comprimento-tensão* e *força-velocidade*. Considere estes dois exemplos hipotéticos extremos. O músculo A produz 30% de força máxima por meio de uma ativação *excêntrica* de alta velocidade, por uma extensão muscular que favorece a produção de forças ativas e passivas relativamente grandes. O músculo B, por outro lado, produz uma força equivalente subótima por meio de uma ativação *concêntrica* em alta velocidade, por uma extensão muscular que favorece a produção de forças ativas e passivas relativamente pequenas. Com base nas influências combinadas das relações de comprimento-tensão e força-velocidade (Figs. 3-11 e 3-15), presume-se que o músculo A opere em relativa *vantagem fisiológica* para produção de força. O músculo A, portanto, exige o recrutamento de menos unidades motoras que o músculo B. Os níveis eletromiográficos, portanto, seriam menores no movimento produzido pelo músculo A, embora ambos estivessem produzindo forças submáximas equivalentes. Neste exemplo extremo e hipotético, a magnitude eletromiográfica não pode ser usada na comparação confiável das forças relativas produzidas por estes dois músculos.

Considere também que, quando um músculo ativado é estirado ou encurtado, as fibras musculares (as fontes do sinal elétrico registrado pela EMG) alteram sua orientação espacial em relação aos eletrodos. O sinal eletromiográfico, portanto, pode representar uma compilação de diversos

potenciais de ação de diferentes regiões de um músculo, ou mesmo de diferentes músculos durante a amplitude de movimento. Isso pode alterar o sinal de voltagem registrado pelos eletrodos com uma modificação não proporcional da força muscular.

Outros fatores técnicos que podem afetar a magnitude de um sinal eletromiográfico durante a movimentação são listados a seguir. Uma discussão detalhada deste tópico pode ser encontrada na literatura.<sup>29,72,73</sup>

### **Fatores Técnicos que Podem Afetar a Magnitude do Sinal Eletromiográfico**

- Configuração e tamanho do eletrodo
- Faixa e tipo de filtro da frequência do sinal
- Magnitude da “informação cruzada” dos músculos próximos
- Localização dos eletrodos em relação às placas das unidades motoras
- Orientação dos eletrodos em relação à fibra muscular

Neste livro, são citados estudos eletromiográficos que compararam amplitudes médias de diversos músculos de diferentes indivíduos. Dependendo do desenho experimental e da técnica (incluindo a normalização adequada), das especificidades do movimento, e do tipo e velocidade da ativação muscular, pode ser adequado supor que uma amplitude eletromiográfica relativamente maior está associada a uma força contrátil também relativamente maior. De modo geral, a confiança nesta suposição é maior quando dois músculos são comparados durante a

realização de ativações isométricas. A confiança é menor, porém, quando os músculos são comparados durante a realização de movimentos que exigem ativações excêntricas e concêntricas e na presença de fadiga muscular (ver adiante).

Para finalizar, embora possa não ser possível prever a força relativa em todos os músculos com base na amplitude eletromiográfica, a amplitude (ou cronometragem) da ativação ainda fornece pistas valiosas sobre o papel cinesiológico do músculo em uma dada ação. Essas pistas são, muitas vezes, reforçadas pela análise de outras variáveis cinéticas e cinemáticas, como as obtidas por goniômetros, acelerômetros, sensores de vídeo ou ópticos, medidas de força ou placas de força (Cap. 4).

## **CAUSAS DE FADIGA MUSCULAR EM INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS**

A fadiga muscular é classicamente definida como o declínio induzido por exercício na força ou potência muscular voluntária máxima.<sup>27</sup> Mesmo em indivíduos saudáveis, a fadiga muscular ocorre durante e após o exercício físico continuado. Normalmente, a fadiga muscular é reversível com repouso e não deve ser confundida com o “cansaço” crônico ou a fraqueza muscular persistente mesmo após o repouso prolongado. Embora a fadiga muscular seja uma resposta normal a um esforço físico contínuo, não é normal que seja excessiva ou crônica, podendo ser, então, sintoma de uma doença neuromuscular subjacente.

Em um indivíduo saudável, a fadiga muscular pode ser



sutil e nem sempre é notada pelo observador, principalmente durante a realização de tarefas envolvendo níveis prolongados e submáximos de esforço.<sup>48,93</sup> Isso é aparente na Figura 3-22 (painel superior), quando o indivíduo saudável é instruído a realizar uma série de contrações do flexor do cotovelo em esforço submáximo a 50%, e, a cada sexta contração (indicada pela seta), o esforço deve ser máximo (100%).<sup>47</sup> Como observado na figura, a magnitude da força produzida pelos esforços máximos gradualmente diminui, embora o indivíduo ainda seja capaz de gerar, com sucesso, 50% do nível de força máxima. A performance continuada desse esforço submáximo repetido, porém, acabaria por diminuir a força muscular bem abaixo desse nível de 50%. É interessante notar, como pode ser visto na Figura 3-22 (painel inferior), que a amplitude do sinal eletromiográfico gradualmente *aumenta* nos esforços submáximos repetidos. Esse aumento do sinal eletromiográfico reflete o recrutamento de unidades motoras maiores, conforme as unidades fatigadas interrompem ou reduzem suas taxas de disparo.<sup>88</sup> Essa estratégia de recrutamento é uma tentativa de manter uma relativa estabilidade da força.

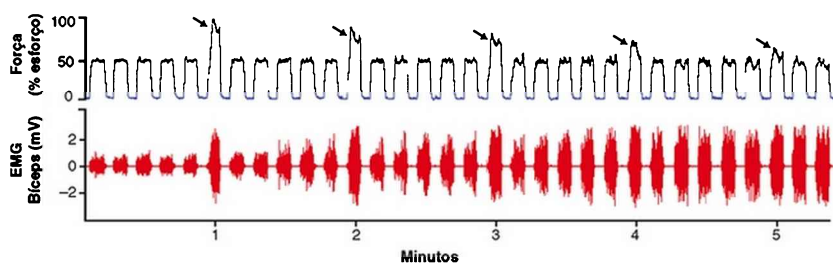


FIGURA 3-22 Força isométrica dos músculos flexores do cotovelo mantida intermitentemente (6 segundos *on*, 4 segundos

off) em uma magnitude de 50% da força máxima inicial. Um esforço máximo (100%) é realizado a cada cinco esforços (em intervalos de 1 minuto) e indicado pelas pequenas setas do painel superior. O painel inferior mostra o sinal bruto da EMG, registrado no bíceps braquial, durante a tarefa fatigante.

(Dados de Hunter SK, Critchlow A, Shin IS, Enoka RM: Men are more fatigable than strength-matched women when performing intermittent submaximal contractions, *J Appl Physiol* 96:2125, 2004.)

Ao contrário dos esforços submáximos mostrados na Figura 3-22, uma contração muscular contínua em esforço máximo resulta em um declínio muito mais rápido da força máxima. Nesse caso, a amplitude eletromiográfica *diminui* com o declínio da força muscular. Essa redução da atividade eletromiográfica reflete a interrupção ou diminuição da taxa de disparos das unidades motoras fatigadas.<sup>14</sup> Uma vez que todas as unidades motoras estão presumivelmente ativas durante os estágios iniciais do esforço máximo, não há outras unidades motoras de reserva para compensar o declínio da força muscular, como ocorre nos esforços submáximos prolongados.

### **ENFOQUE ESPECIAL 3-7** Desvios de Frequência no Sinal da EMG como Indicadores de Fadiga

Como descrito, durante contrações musculares de *esforço submáximo* prolongadas ou repetidas, a amplitude da EMG geralmente *aumenta* conforme unidades motoras inativas são recrutadas para auxiliar ou compensar as unidades motoras fatigadas. Além disso, durante contrações musculares de *esforço máximo* prolongadas ou repetidas, a amplitude da EMG *diminui* conforme a população de unidades motoras ativadas não consegue controlar o músculo de forma adequada. Essas

respostas eletromiográficas podem ajudar a identificar o início da fadiga muscular durante esforços prolongados.

Outro método de determinação indireta da fadiga muscular durante a tarefa de esforço máximo é baseado na análise do conteúdo de frequência do sinal bruto da EMG. Quando um músculo é progressivamente fatigado, como durante um esforço prolongado, o sinal da EMG mostra um desvio para a frequência mediana (ou média) *inferior*. Tal análise pode ser realizada por meio da aplicação de uma técnica matemática conhecida como *transformação de Fourier* para obtenção do espectro de densidade de força do sinal da EMG. Uma queda da frequência mediana geralmente indica aumento da duração (com diminuição da velocidade de condução) e redução da amplitude dos potenciais de ação que compõem o sinal da EMG.<sup>73</sup> O efeito total é o desvio da frequência mediana do sinal da EMG para valores mais baixos.

A magnitude ou taxa de fadiga muscular é específica à realização da tarefa, incluindo a duração do ciclo de repouso-trabalho.<sup>27</sup> Um músculo que é rapidamente fatigado pelo exercício de alta intensidade e curta duração pode se recuperar após alguns minutos de repouso. Por outro lado, um músculo fatigado pelo exercício de baixa intensidade e longa duração geralmente necessita um tempo muito maior para recuperar a capacidade de geração de força. Além disso, o *tipo de ativação* influencia a fadiga muscular. Um músculo que é repetidamente ativado de forma excêntrica exibe menos fadiga do que quando ativado de forma concêntrica, na mesma velocidade e com a mesma carga externa.<sup>11</sup> A natureza de relativa resistência à fadiga da ativação excêntrica reflete a maior força gerada por ponte cruzada e, portanto, o menor

recrutamento de unidades motoras para uma dada carga submáxima. Deve-se ter cuidado, porém, quando a ativação excêntrica é usada como ferramenta primária do treino de reabilitação em um músculo não acostumado a esse tipo de ativação. A dor muscular de aparecimento tardio (DMAT) sentida após ativações excêntricas repetidas é geralmente mais severa se comparada às ativações concêntricas ou isométricas.<sup>85</sup> A DMAT tende a ser máxima 24 a 72 horas após o exercício e é causada pela ruptura de sarcômeros e danos citoesqueléticos nas fibras e suas adjacências.<sup>86</sup>

Existem diversos mecanismos propostos para explicar as causas exatas da fadiga. Esses mecanismos podem estar localizados em qualquer ponto entre a ativação do córtex motor e do sarcômero.<sup>27,35</sup> Eles podem ocorrer na musculatura ou na junção neuromuscular (muitas vezes denominados *mecanismos musculares* ou *periféricos*). Alternativamente, os mecanismos podem ocorrer no sistema nervoso (geralmente denominados *centrais* ou *neurais*). A distinção entre mecanismos musculares e neurais nem sempre é clara. Por exemplo, certos neurônios sensoriais (aferentes dos grupos III e IV) nos músculos respondem a subprodutos metabólicos locais associados à fadiga. A ativação desses neurônios em um músculo fatigado pode inibir a taxa de disparo dos neurônios motores associados,<sup>70</sup> paradoxalmente reduzindo ainda mais sua força. Neste exemplo, a razão da perda de força pelo músculo fatigado pode ser parcialmente explicada por mecanismos musculares e neurais.

Muitos mecanismos de fadiga em indivíduos saudáveis estão associados ao próprio músculo. Esses mecanismos

podem ser investigados pela mensuração da redução da força muscular produzida pela estimulação elétrica, que é independente do sistema nervoso central e do esforço voluntário.<sup>13,31,32,35</sup> Esses testes e outros sugerem que diversos mecanismos musculares podem ser responsáveis pela fadiga (veja a lista a seguir).<sup>32</sup>

### **Possíveis Mecanismos Musculares Participantes da Fadiga**

---

- Redução da excitabilidade na junção neuromuscular
- Redução da excitabilidade no sarcolema
- Alterações no acoplamento excitação-contração, devidas à redução da sensibilidade e da disponibilidade intracelular de cálcio
- Alterações dos mecanismos contráteis, incluindo a diminuição da velocidade do ciclo das pontes cruzadas
- Redução da fonte de energia (origem metabólica)
- Redução do fluxo sanguíneo e do suprimento de oxigênio

Diversos mecanismos de fadiga envolvendo o sistema nervoso — as regiões próximas às junções neuromusculares — foram propostos.<sup>35,100</sup> Esses mecanismos neurais geralmente envolvem a redução do impulso excitatório aos centros supraespinais ou uma diminuição geral do impulso excitatório aos neurônios motores alfa.<sup>35</sup> Em consequência disso, em indivíduos saudáveis, a ativação do conjunto de neurônios motores é reduzida e há diminuição da força muscular. Os indivíduos acometidos por doenças do sistema nervoso, como esclerose múltipla, podem

apresentar fadiga muscular ainda maior que adultos saudáveis, devido a retardos ou bloqueios da condução dos impulsos neurais centrais.<sup>91</sup>

Por fim, muitas pesquisas são necessárias para o melhor entendimento do tópico da fadiga muscular. A nitidez dessa área beneficiará praticamente todos os procedimentos de reabilitação envolvendo esforço físico do paciente ou cliente, independentemente da presença de um processo patológico.

## **ALTERAÇÕES MUSCULARES ATRIBUÍDAS A TREINAMENTO DE FORÇA, REDUÇÃO DE USO E IDADE AVANÇADA**

### **Alterações Musculares Atribuídas a Treinamento de Força**

O sistema neuromuscular saudável demonstra uma impressionante capacidade de acomodação a diferentes demandas externas ou estímulos ambientais. Tal plasticidade é evidente na alteração robusta e quase imediata na estrutura e função do sistema neuromuscular após o treinamento de força. *Força*, no contexto deste capítulo, se refere à potência máxima produzida por um músculo ou grupo muscular durante um esforço voluntário máximo.

Sessões repetidas de ativação de um músculo com resistência cada vez maior aumentam a força e provocam hipertrofia.<sup>58,60</sup> Os ganhos de força são comumente quantificados por *uma repetição máxima*, ou 1 RM. Por definição, 1 RM é a carga máxima que pode ser levantada *uma vez* conforme o músculo se contrai pela amplitude de

movimento total ou quase total de uma articulação. (Por motivo de segurança e praticidade, foram desenvolvidas fórmulas para determinar a força de 1 RM de um indivíduo por meio do levantamento de uma carga menor por um maior número de repetições.<sup>45)</sup> A quantidade de resistência empregada durante o treinamento de força é especificada como múltiplo de RM; o termo *3 RM*, por exemplo, é a carga máxima que pode ser levantada pela amplitude total de movimento de uma articulação por três vezes, e assim por diante.

- O *treinamento de alta resistência* de um grupo muscular específico geralmente envolve um aumento progressivo da magnitude da carga de 3 RM para 12 RM, por três vezes em cada sessão de exercício.
- O *treinamento de baixa resistência* envolve o levantamento de uma carga mais leve por mais de 15 RM, geralmente por três vezes em cada sessão de exercício.

Note que estas orientações são gerais. Os detalhes do programa variam entre os pacientes/clientes e dependem dos objetivos específicos do treinamento ou da reabilitação. Orientações mais detalhadas podem ser obtidas em outras fontes.<sup>58,60</sup>

Aumentos da força muscular resultantes do treinamento são específicos ao tipo e à intensidade do programa de exercícios. Por exemplo, o treinamento de alta resistência envolvendo a realização de ativações concêntricas e excêntricas, três vezes por semana, por um período de 12 semanas, mostrou aumentar a força de 1 RM em 30% a 40%.<sup>51</sup> Em média, isso representa um aumento

de cerca de 1% de força por dia de treinamento. O mesmo esquema de treinamento dinâmico (ativações concêntricas e excêntricas), porém, resultou em um aumento de somente 10% na força isométrica.<sup>51</sup> A maioria dos programas de treinamento de força deve envolver um componente de ativação excêntrica. Uma vez que ativações excêntricas produzem maior força por unidade de músculo, essa forma de treinamento pode ser mais eficaz na promoção da hipertrofia muscular do que o mesmo treinamento utilizando ativações isométricas e concêntricas.<sup>89</sup>

Como esperado, ganhos de 1 RM de força devidos ao treinamento de baixa resistência são menores do que os obtidos no treinamento de alta resistência,<sup>59</sup> mas os ganhos de resistência muscular podem ser maiores.

Uma das respostas mais drásticas ao treinamento de força é a hipertrofia muscular.<sup>2,60,87,89,96</sup> A hipertrofia é resultante da maior síntese proteica nas fibras musculares e, portanto, do aumento da área transversal fisiológica do músculo. Demonstrou-se que, nos músculos hipertrofiados, os ângulos de penação são maiores, o que pode ser uma forma de acomodação das maiores quantidades de proteínas contráteis.<sup>2,56</sup> Nos músculos humanos, a maior área transversal é principalmente resultante da hipertrofia da fibra, com limitada evidência de aumento do número real de fibras (hiperplasia). Staron e colaboradores mostraram que, em adultos jovens, a área transversal do músculo aumenta em até 30% após 20 semanas de treinamento de alta resistência; aumentos do tamanho da fibra são detectados após apenas seis semanas.<sup>97</sup> Embora o treinamento provoque hipertrofia em todas as fibras do



músculo exercitado, esta é geralmente maior nas fibras de contração rápida (do tipo II).<sup>51,96,97,108</sup> Foi proposto que a maior força muscular pode também ser resultante de um aumento na concentração do filamento de proteína *desmina* (Tabela 3-2, no Enfoque 3-2), que supostamente ajuda a transferir forças às fibras musculares e entre elas.<sup>108</sup>

Os ganhos de força pelo treinamento de resistência são também causados por adaptações do sistema nervoso.<sup>24,34</sup> Influências neurais são especialmente evidentes durante as primeiras sessões de treinamento. Algumas das adaptações incluem uma maior área de atividade no córtex cerebral durante a realização de tarefas motoras (como mostrado em ressonâncias magnéticas funcionais), maior controle motor supraespinal, maior excitabilidade do neurônio motor e maior frequência de disparo das unidades motoras acoplada à diminuição da inibição neural em níveis espinais e supraespinais.<sup>1,24,90</sup> Talvez a evidência mais convincente de uma base neurológica para o treinamento de força seja o aumento da força muscular documentado no treinamento imaginário<sup>111,112</sup> ou aumento da força de músculos controles (não treinados) localizados contralateralmente aos músculos exercitados.<sup>20,76</sup> Os ganhos de força são frequentemente maiores do que os atribuídos apenas à hipertrofia.<sup>24</sup> Embora a maioria das adaptações neurais cause maior ativação de músculos agonistas, as evidências sugerem que o treinamento pode resultar em uma ativação *menor* dos músculos antagonistas.<sup>34</sup> A redução da força de músculos opostos resultaria em uma força total maior produzida pelos músculos agonistas.

Alguns desses conceitos podem ser usados pelos

clínicos quando métodos mais tradicionais de treinamento de força não têm sucesso. Isto é especialmente relevante em indivíduos com patologias neurológicas ou neuromusculares que não podem tolerar o rigor físico de um treinamento de força. O treinamento imaginário, por exemplo, pode ser eficaz em estágios muito iniciais da recuperação de um membro afetado após um acidente vascular cerebral, quando seu uso é limitado. Por fim, o método mais eficaz de fortalecimento de um músculo enfraquecido envolve sobrecargas específicas e adequadamente progressivas para provocar mudanças não apenas no sistema nervoso, mas também na estrutura muscular.

## **Alterações Musculares Atribuídas à Redução de Uso**

O trauma que exige a imobilização rígida de um membro ou uma articulação por muitas semanas reduz significativamente o uso dos músculos associados. Períodos de uso muscular reduzido (ou desuso) também ocorrem quando o indivíduo está em repouso, acamado, se recuperando de alguma enfermidade. Esses períodos de redução da atividade muscular levam à atrofia\* e, geralmente, a grandes reduções da força, mesmo nas primeiras semanas de inatividade.<sup>3,7,21</sup> A perda de força pode ser precoce, até 3% a 6% ao dia somente durante a primeira semana.<sup>7</sup> Após apenas 10 dias de imobilização, indivíduos saudáveis podem apresentar até 40% de diminuição da força inicial de 1 RM.<sup>101</sup> A redução da força após a imobilização é geralmente o dobro da atrofia muscular — uma redução de 20% na área transversal está

associada a um declínio de força de 40%. Essas alterações relativamente precoces sugerem a existência de uma base neurológica para a redução da força além da perda de proteínas contráteis musculares.

Em um membro cronicamente imobilizado, a síntese proteica é reduzida em todos os tipos de fibras musculares,<sup>3</sup> mas, mais notavelmente, nas de contração lenta.<sup>7</sup> Uma vez que as fibras de contração lenta são usadas com grande frequência em nossas atividades diárias, estão sujeitas a um maior desuso *relativo* durante a imobilização do membro quando comparadas às fibras de contração rápida. Em consequência disso, os músculos de membros imobilizados tendem a sofrer uma transformação relativa, ganhando características de contração rápida;<sup>38</sup> esse desvio pode ser observado a partir da terceira semana de imobilização.<sup>46</sup>

A quantidade de adaptação neuromuscular após a imobilização de um membro depende de diversos fatores. A perda de força é maior quando o músculo é mantido em sua posição encurtada.<sup>33,99</sup> A maior lassidão das fibras imobilizadas em comprimento menor pode especificamente promover a degradação das proteínas contráteis.<sup>15</sup> Além disso, em um membro cronicamente imobilizado, os músculos antigravidade e monoarticulares se tornam atrofiados antes dos demais. Entre eles, incluem-se o sóleo, o vasto medial, o vasto intermediário e o multífido.<sup>64</sup> No membro inferior, os extensores do joelho geralmente apresentam maior atrofia por desuso e perda relativa de força do que os flexores (isquiotibiais).<sup>78</sup> No quadríceps, a propensão à atrofia por desuso pode ser preocupante

quando a estabilidade do joelho parcialmente flexionado é necessária, como quando um indivíduo está se transferindo para a cadeira, cama ou vaso sanitário.

O exercício de resistência é capaz de reverter ou mitigar muitas das alterações que ocorrem em um membro cronicamente imobilizado. Um programa de fortalecimento, incorporando a ativação excêntrica, é o mais eficaz quanto aos ganhos de força e aumento do tamanho da fibra.<sup>46</sup> Uma vez que as fibras associadas a unidades motoras menores estão mais propensas à atrofia, o programa de reabilitação deve incorporar ativações musculares de baixa intensidade e longa duração logo no início do treinamento como forma de ter essas fibras musculares como alvo.

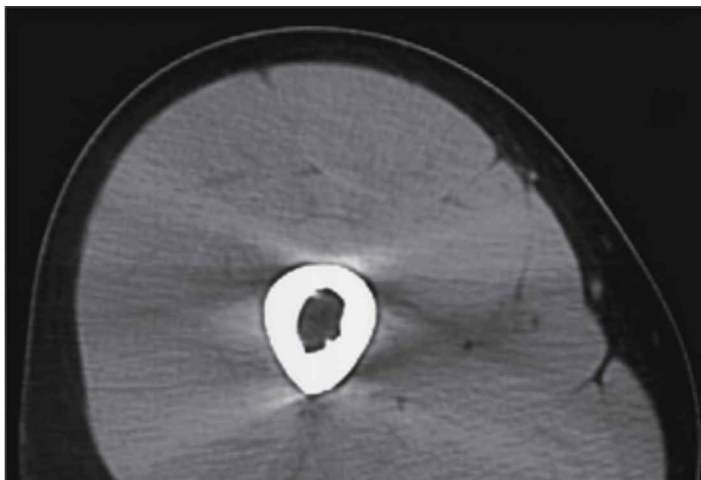
## **Alterações Musculares Atribuídas à Idade Avançada**

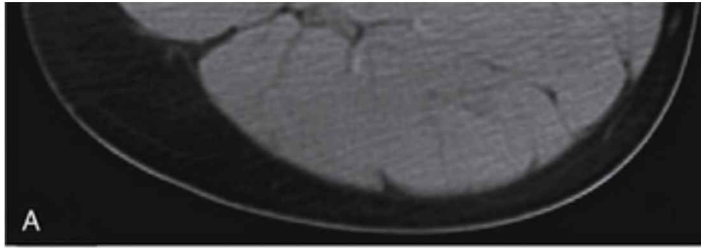
Mesmo em indivíduos saudáveis, o envelhecimento está associado à redução da força, da potência e da velocidade da contração muscular. Embora tais alterações possam ser sutis, podem ser marcantes em indivíduos idosos e são mensuráveis. Dada a perda relativamente rápida na velocidade da contração muscular, os idosos geralmente apresentam maior perda na potência (produto da força pela velocidade) do que no pico de força.<sup>10,92</sup>

Embora as alterações sejam altamente variáveis, pessoas idosas apresentam, de modo geral, cerca de 10% de declínio, por década, no pico de potência a partir dos 60 anos de idade, com uma queda mais acentuada a partir dos 75 anos.<sup>50,77</sup> A perda de força tende a ser mais pronunciada nos músculos dos membros inferiores, como o

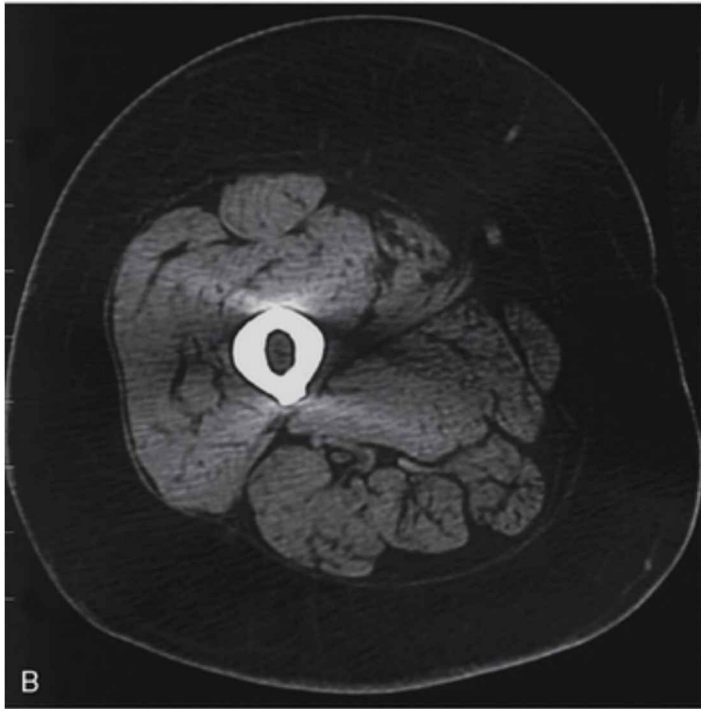
quadríceps,<sup>50,67</sup> do que nos membros superiores. Caso seja marcante, a fraqueza nos membros inferiores pode interferir nas funções exigidas pela vida independente, como andar seguro ou levantar-se de uma cadeira.<sup>83</sup> Tais decréscimos na potência muscular relacionados à idade são mais acelerados em idosos sedentários ou que apresentam patologias.<sup>50</sup>

A causa principal da redução da potência em idosos saudáveis é a *sarcopenia senil*, definida como uma perda de tecido muscular devida ao envelhecimento.<sup>22,102</sup> A sarcopenia pode ser dramática, com grande perda de tecido muscular e infiltração significativa de tecido conjuntivo e tecido adiposo intramuscular (compare os músculos da Figura 3-23). As causas da sarcopenia senil não são completamente compreendidas, mas podem estar associadas aos processos biológicos normais do envelhecimento (como a morte celular programada, denominada “apoptose”) ou a alterações na atividade física, na nutrição ou no nível hormonal.<sup>17,78,87,102</sup>





Mulher de 28 anos

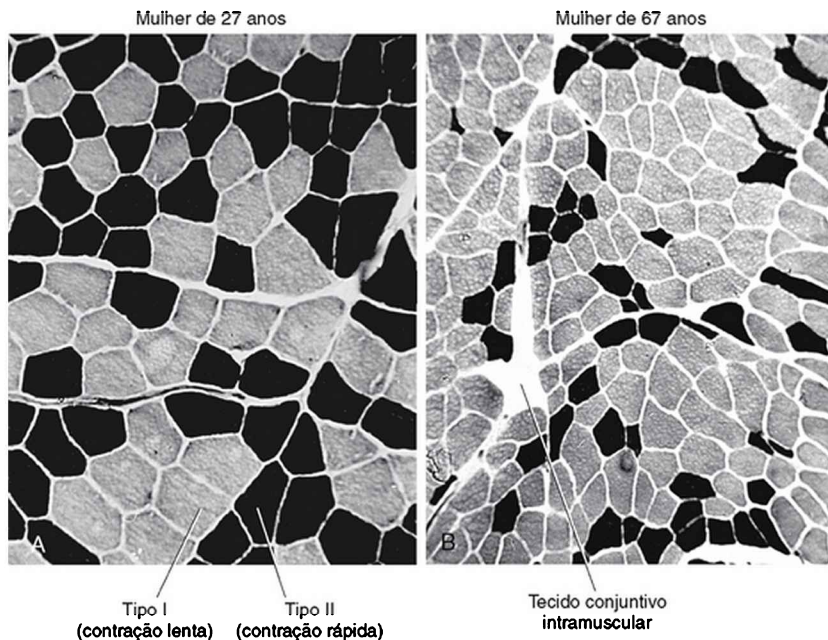


Mulher de 80 anos

**FIGURA 3-23** Imagem de tomografia computadorizada mostrando um corte transversal dos músculos da coxa em **A**, uma mulher saudável de 28 anos e **B**, uma mulher saudável, porém sedentária, de 80 anos de idade. A imagem da mulher mais velha mostra menos massa muscular e mais tecido conjuntivo intramuscular.

A sarcopenia ocorre por meio da redução do número de fibras musculares, bem como da diminuição de tamanho (atrofia) de todas as fibras existentes.<sup>87</sup> A perda do número de fibras é causada pela morte gradual de unidades motoras associadas.<sup>19,63,103</sup> Os primeiros estudos, usando biópsias musculares, sugeriram que havia uma perda seletiva de fibras do tipo II (de contração rápida) em idosos. Evidências mais recentes, porém, indicam que a proporção de fibras do tipo I e do tipo II é geralmente mantida durante o envelhecimento, ao menos em adultos saudáveis.<sup>51,87</sup> Devido à maior *atrofia* das fibras do tipo II (rápidas), no entanto, a musculatura esquelética envelhecida apresenta maior volume proporcional de músculo que expressa características do tipo I (lentas) do que o observado em adultos jovens. Este fenômeno é aparente quando seções transversais coradas de fibras musculares excisadas de um indivíduo jovem e outro relativamente mais velho são comparadas (Fig. 3-24). As fibras musculares dos dois indivíduos foram coradas usando-se a mesma técnica de tipagem: as fibras do tipo I (de contração lenta) apresentam coloração clara e as fibras do tipo II (de contração rápida) apresentam coloração escura (veja a legenda da figura). O corte transversal do músculo mais velho, mostrado na Figura 3-24, B, mostra que todas as fibras são menores do que as do músculo jovem, principalmente no que se refere às fibras do tipo II (de contração rápida). A amostra de músculo obtida do indivíduo mais velho, mostrada na Figura 3-24, B, apresenta um número proporcionalmente maior de fibras do tipo I (de contração lenta) do que o observado no músculo mais jovem; este fenômeno, porém, não é consistente com as descobertas mais recentes. A ocorrência

mais comum é a perda proporcional de fibras do tipo I e do tipo II, com maior atrofia (redução do tamanho) das fibras do tipo II. Isso resulta em um aumento maior da área proporcional das fibras do tipo I no músculo idoso em relação ao músculo jovem, o que explica, em parte, porque os músculos de idosos demoram mais para se contrair e relaxar, apresentando ainda menos força e potência.<sup>23,51</sup> Embora um estilo de vida mais sedentário acelere tais mudanças da morfologia muscular, mesmo idosos ativos apresentam essas alterações em graus variáveis.



**FIGURA 3-24** Corte transversal de fibras musculares humanas do vasto lateral de (A) uma mulher saudável de 27 anos e de (B) uma mulher saudável de 67 anos. As imagens foram impressas em escalas semelhantes. As fibras foram histoquimicamente coradas para análise da atividade da



miosina-ATPase, para mostrar a distribuição das fibras de tipo I (de contração lenta), de coloração clara, e das fibras de tipo II (de contração rápida), de coloração escura. (As fibras foram pré-incubadas em pH 10,3.) No músculo mais velho, note: redução das áreas transversais das fibras, principalmente do tipo II, e maior quantidade de tecido conjuntivo intramuscular.

Em idosos, a sarcopenia explica grande parte da perda de produção de força e potência, mas não toda. A perda de força no esforço máximo pode também envolver a redução da capacidade apresentada pelo sistema nervoso de ativar de forma máxima as fibras musculares disponíveis. Quando têm prática suficiente, alguns idosos podem aprender a ativar a musculatura disponível em nível maior, quase equivalente ao observado em adultos mais jovens. Clinicamente, isto pode ser uma consideração importante durante a avaliação inicial da força em um idoso.

Em relação à morfologia muscular, as alterações relacionadas à idade podem ter grandes efeitos sobre a capacidade de realização eficaz de tarefas diárias. Felizmente, porém, a idade em si não altera drasticamente a *plasticidade* do sistema neuromuscular. O treinamento de força pode, teoricamente, compensar parte, mas não toda, perda de potência apresentada por idosos.<sup>30</sup> Exercícios de resistência, feitos com segurança, podem ser muito úteis na manutenção do nível crítico de força e potência muscular necessário à realização das atividades básicas da vida diária.

## **RESUMO**

---

A musculatura esquelética é responsável pelas forças

primárias que estabilizam e movimentam os ossos e articulações do corpo. Após a ativação pelo sistema nervoso por meio de potenciais de ação, os músculos produzem força pela contração ou resistência ao alongamento. As proteínas contráteis actina e miosina desempenham um papel fundamental nesse processo ativo, denominado *hipótese do deslizamento de filamentos*. Mais recentemente conhecido é o importante papel de suporte e estrutural das proteínas não contráteis. Proteínas como a titina e a desmina, por exemplo, participam da tensão passiva e dão elasticidade, alinhamento e estabilidade para os sarcômeros e, conseqüentemente, toda a fibra muscular. Além disso, os tecidos conjuntivos extracelulares cercam as fibras, individualmente e em grupo, além de todo o ventre muscular, antes de se unirem ao tendão e se inserirem nos ossos.

Como descrito no Capítulo 1, a ação e a função final de um músculo são baseadas em sua linha de força em relação ao eixo de rotação da articulação. O Capítulo 3 é mais focado nos mecanismos responsáveis pela geração de força. Esses mecanismos são governados pelo sistema nervoso, mas também pela morfologia (formato) única e arquitetura geral de cada músculo. Cada músculo do corpo apresenta uma forma única e, portanto, desempenha uma função única. Um pequeno músculo fusiforme, como o músculo lumbricoide da mão, por exemplo, gera uma força pequena, porque sua área transversal é reduzida. Uma vez que esse músculo é bem suprido por receptores sensoriais, é superior no fornecimento de propriocepção ao sistema nervoso. O músculo gastrocnêmio, que é maior, por outro lado, produz mais força por apresentar maior área transversal, resultante, em parte, da penetração de suas fibras.

Uma força maior desse músculo da panturrilha é necessária para levantar ou propelir todo o corpo durante atividades como o salto e a escalada.

Independentemente do formato ou da arquitetura de um músculo, as forças que acabam sendo transferidas pelos tendões e ossos são produzidas por uma combinação de mecanismos ativos e passivos. Os mecanismos ativos estão sob controle voluntário e são baseados, principalmente, na interação entre miosina e actina. Os mecanismos passivos, por outro lado, são mais baseados na rigidez inerente ao músculo, coletivamente devida às proteínas estruturais e todos os tecidos conjuntivos, incluindo aqueles que formam os tendões. Embora relativamente pequena na amplitude média do movimento de um músculo, a tensão passiva pode ser muito grande nos extremos da amplitude, principalmente em músculos que cruzam diversas articulações. Uma certa quantidade de tensão passiva é normalmente produzida em resposta a um estiramento muscular e desempenha funções importantes, como a estabilização da articulação e a proteção contra lesões relacionadas ao alongamento. O excesso de tensão passiva, porém, é anormal e pode restringir o alinhamento postural ideal do corpo como um todo, assim como reduzir a facilidade e a fluidez do movimento. Aumentos na rigidez muscular podem ser resultantes de traumas ou doenças que acometam o sistema musculoesquelético. Além disso, o excesso de tensão passiva (ou rigidez) em um músculo pode ser resultante de níveis anormais de ativação involuntária pelo sistema nervoso. Essa disfunção é denominada *espasticidade* ou *rigidez* e está tipicamente associada a lesões ou doenças que acometem o sistema nervoso central.

Dois dos princípios mais importantes da fisiologia muscular do ponto de vista clínico são as relações de comprimento-tensão e força-velocidade. Esses princípios básicos, embora originalmente formulados a partir de fibras musculares isoladas em modelos animais, precisam ser aplicados clinicamente em músculos de pacientes ou clientes. A relação de comprimento-tensão de uma única fibra muscular é muito relevante e é clinicamente expressa como a relação de torque-ângulo articular do músculo ou de um grupo muscular, onde o torque é análogo à força e o ângulo articular, ao comprimento. Os músculos flexores do cotovelo, por exemplo, produzem o maior torque próximo ao ângulo articular de 90 graus. Esse ângulo articular corresponde ao local aproximado em que o bíceps braquial apresenta seu maior braço de momento (alavancagem) como flexor, mas também ao comprimento em que esse músculo produz sua maior força com base na sobreposição de actina e miosina em cada fibra. Mesmo com o esforço máximo, o pico do torque da flexão do cotovelo diminui consideravelmente na extensão ou na flexão total, em razão dessa mesma alavancagem e de fatores fisiológicos.

Além disso, a relação de força-velocidade de um músculo precisa ser clinicamente avaliada no escopo da relação torque-velocidade angular articular. Pelas razões descritas neste capítulo, um músculo excentricamente ativado em certa velocidade angular articular produz mais força do que qualquer velocidade de ativação concêntrica, incluindo a isométrica. Esse princípio pode ter importantes implicações clínicas, muitas vezes fisiologicamente associadas à relação de tensão-comprimento do músculo. A paralisia de músculos proximais, por exemplo, pode causar fraqueza funcional em músculos mais distais, porém

saudáveis. A incapacidade de estabilização adequada do esqueleto pelos músculos proximais pode provocar uma situação em que os músculos mais distais são obrigados a se contrair em um comprimento bastante menor e em velocidade maior do que a normal. Isso é evidente, por exemplo, no enfraquecimento do ato de agarrar após a paralisia dos músculos extensores do punho. Esse e outros exemplos cinesiológicos são descritos com maiores detalhes ao longo deste livro.

O conceito de unidade motora é uma importante premissa que baseia grande parte da discussão deste capítulo. Uma unidade motora é um único corpo celular (localizado no cordão espinal), seu axônio e todas as fibras musculares conectadas. Uma vez que todas as fibras de uma dada unidade motora se contraem de forma máxima após a estimulação pelo corpo celular, uma quantidade finita de força é gerada por cada uma. As forças são aumentadas no músculo por meio do recrutamento de mais unidades motoras. Além disso, as unidades motoras podem aumentar a força elevando sua taxa de disparos. Os processos de recrutamento e codificação de taxa permitem que as unidades motoras controlem finamente a gradação das forças através do músculo.

Considerações sobre a coleta, o processamento e a normalização dos dados da EMG foram introduzidas neste capítulo. Quando corretamente interpretado, o sinal eletromiográfico pode dar informações muito úteis sobre a cronometragem, o nível de ativação e as funções finais dos músculos. As informações obtidas por meio da EMG são frequentemente analisadas em conjunto a dados anatômicos, bioquímicos, cinéticos e cinemáticos; essa análise serve como base para grande parte da cinesiologia

discutida neste texto.

Este capítulo é concluído por uma ampla revisão sobre tópicos de importante relevância à prática clínica. Entre estes, incluem-se as causas de fadiga muscular e as alterações ocorridas em músculos em razão do treinamento de força, à redução de uso e ao envelhecimento. A fadiga muscular, por exemplo, que é a redução da força ou potência muscular induzida pelo exercício, é necessária à adaptação neuromuscular adequada durante o treinamento e a reabilitação de populações saudáveis e clínicas. Consequentemente, o entendimento da adaptação do músculo e de sua função no treinamento de força, ao contrário da redução do uso e do envelhecimento, auxilia o terapeuta a prescrever as melhores terapias para a reabilitação de pacientes.

## **REFERÊNCIAS**

---

- 1 Aagaard P. Training-induced changes in neural function. *Exerc Sport Sci Rev.* 2003;31:61-67.
- 2 Aagaard P, Andersen JL, Dyhre-Poulsen P, et al. A mechanism for increased contractile strength of human pennate muscle in response to strength training: changes in muscle architecture. *J Physiol.* 2001;534:613-623.
- 3 Adams GR, Caiozzo VJ, Baldwin KM. Skeletal muscle unweighting: spaceflight and ground-based models. *J Appl Physiol.* 2003;95:2185-2201.
- 4 Adams GR, Hather BM, Baldwin KM, Dudley GA. Skeletal muscle myosin heavy chain composition and resistance training. *J Appl Physiol.* 1993;74:911-915.
- 5 Allen GM, Gandevia SC, McKenzie DK. Reliability of measurements of muscle strength and voluntary activation using twitch interpolation.

*Muscle Nerve*. 1995;18:593-600.

- 6 Allen GM, McKenzie DK, Gandevia SC, Bass S. Reduced voluntary drive to breathe in asthmatic subjects. *Respir Physiol*. 1993;93:29-40.
- 7 Appell HJ. Muscular atrophy following immobilisation. A review. *Sports Med*. 1990;10:42-58.
- 8 Baratta RV, Solomonow M, Best R, D'Ambrosia R. Isotonic length/force models of nine different skeletal muscles. *Med Biol Eng Comput*. 1993;31:449-458.
- 9 Basmajian J, Luca CD. *Muscles alive: their functions revealed by electromyography*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985.
- 10 Bassey EJ, Fiatarone MA, O'Neill EF, et al. Leg extensor power and functional performance in very old men and women. *Clin Sci*. 1992;82:321-327.
- 11 Baudry S, Klass M, Pasquet B, Duchateau J. Age-related fatigability of the ankle dorsiflexor muscles during concentric and eccentric contractions. *Eur J Appl Physiol*. 2006;100:515-525.
- 12 Beltman JG, Sargeant AJ, van Mechelen W, de Haan A. Voluntary activation level and muscle fiber recruitment of human quadriceps during lengthening contractions. *J Appl Physiol*. 2004;97:619-626.
- 13 Bigland-Ritchie B, Furbush F, Woods JJ. Fatigue of intermittent submaximal voluntary contractions: central and peripheral factors. *J Appl Physiol*. 1986;61:421-429.
- 14 Bigland-Ritchie B, Johansson R, Lippold OC, Woods JJ. Contractile speed and EMG changes during fatigue of sustained maximal voluntary contractions. *J Neurophysiol*. 1983;50:313-324.
- 15 Booth FW. Effect of limb immobilization on skeletal muscle. *J Appl Physiol*. 1982;52:1113-1118.
- 16 Brooke MH, Kaiser KK. Muscle fiber types: how many and what kind? *Arch Neurol*. 1970;23:369-379.
- 17 Brown M. Skeletal muscle and bone: effect of sex steroids and aging. *Adv*

*Physiol Educ.* 2008;32:120-126.

- 18 Caiozzo VJ, Rourke B. The muscular system: structural and functional plasticity. In: Tipton CM, editor. *ACSM'S advanced exercise physiology*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2006.
- 19 Campbell MJ, McComas AJ, Petito F. Physiological changes in ageing muscles. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 1973;36:174-182.
- 20 Carroll TJ, Herbert RD, Munn J, et al. Contralateral effects of unilateral strength training: evidence and possible mechanisms. *J Appl Physiol.* 2006;101:1514-1522.
- 21 Christensen B, Dyrberg E, Aagaard P, et al. Short-term immobilization and recovery affect skeletal muscle but not collagen tissue turnover in humans. *J Appl Physiol.* 2008;105:1845-1851.
- 22 Doherty TJ. Invited review: aging and sarcopenia. *J Appl Physiol.* 2003;95:1717-1727.
- 23 Doherty TJ, Brown WF. Age-related changes in the twitch contractile properties of human thenar motor units. *J Appl Physiol.* 1997;82:93-101.
- 24 Duchateau J, Enoka RM. Neural adaptations with chronic activity patterns in able-bodied humans. *Am J Phys Med Rehabil.* 2002;81:S17-S27.
- 25 Duchateau J, Enoka RM. Neural control of shortening and lengthening contractions: influence of task constraints. *J Physiol.* 2008;586:5853-5864.
- 26 Enoka RM. *Neuromechanics of human movement*. Champaign, Ill: Human Kinetics, 2008.
- 27 Enoka RM, Duchateau J. Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *J Physiol.* 2008;586:11-23.
- 28 Enoka RM, Fuglevand AJ. Motor unit physiology: some unresolved issues. *Muscle Nerve.* 2001;24:4-17.
- 29 Farina D, Merletti R, Enoka RM. The extraction of neural strategies from



the surface EMG. *J Appl Physiol*. 2004;96:1486-1496.

- 30 Fiatarone MA, O'Neill EF, Ryan ND, et al. Exercise training and nutritional supplementation for physical frailty in very elderly people. *N Engl J Med*. 1994;330:1769-1775.
- 31 Fitts RH. The cross-bridge cycle and skeletal muscle fatigue. *J Appl Physiol*. 2008;104:551-558.
- 32 Fitts RH. The muscular system: fatigue processes. In: Tipton CM, editor. *ACSM'S advanced exercise physiology*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2006.
- 33 Fournier M, Roy RR, Perham H, et al. Is limb immobilization a model of muscle disuse? *Exp Neurol*. 1983;80:147-156.
- 34 Gabriel DA, Kamen G, Frost G. Neural adaptations to resistive exercise: mechanisms and recommendations for training practices. *Sports Med*. 2006;36:133-149.
- 35 Gandevia SC. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol Rev*. 2001;81:1725-1789.
- 36 Ghena DR, Kurth AL, Thomas M, Mayhew J. Torque Characteristics of the Quadriceps and Hamstring Muscles during Concentric and Eccentric Loading. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1991;14:149-154.
- 37 Graves AE, Kornatz KW, Enoka RM. Older adults use a unique strategy to lift inertial loads with the elbow flexor muscles. *J Neurophysiol*. 2000;83:2030-2039.
- 38 Haggmark T, Eriksson E. Cylinder or mobile cast brace after knee ligament surgery. A clinical analysis and morphologic and enzymatic studies of changes in the quadriceps muscle. *Am J Sports Med*. 1979;7:48-56.
- 39 Harridge SDR, Bottinelli R, Canepari M, et al. Whole-muscle and single-fibre contractile properties and myosin heavy chain isoforms in humans. *Pflugers Arch*. 1996;432:913-920.
- 40 Henneman E, Mendell L. Functional organization of motoneuron pool and its inputs. Brookhart JM, Mountcastle VB, Brooks VB, editors.

Handbook of physiology, vol 2. Bethesda: American Physiological Society, 1981.

- 41 Hill A. The first and last experiments in muscle mechanics. New York: Cambridge University Press, 1970.
- 42 Hill A. The heat of shortening and the dynamic constraints of muscle. *Proc R Soc Lond B Biol Sci.* 1938;126:136-195.
- 43 Hodges PW, Richardson CA. Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Phys Ther.* 1997;77:132.
- 44 Hodges PW, Richardson CA. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine.* 1996;21:2640-2650.
- 45 Hoffman J. Resistance Training. In: Hoffman J, editor. *Physiological aspects of sport training and performance.* Champaign, Ill: Human Kinetics, 2002.
- 46 Hortobagyi T, Dempsey L, Fraser D, et al. Changes in muscle strength, muscle fibre size and myofibrillar gene expression after immobilization and retraining in humans. *J Physiol.* 2000;524:293-304.
- 47 Hunter SK, Critchlow A, Shin IS, Enoka RM. Men are more fatigable than strength-matched women when performing intermittent submaximal contractions. *J Appl Physiol.* 2004;96:2125-2132.
- 48 Hunter SK, Duchateau J, Enoka RM. Muscle fatigue and the mechanisms of task failure. *Exerc Sport Sci Rev.* 2004;32:44-49.
- 49 Hunter SK, Ryan DL, Ortega JD, Enoka RM. Task differences with the same load torque alter the endurance time of submaximal fatiguing contractions in humans. *J Neurophysiol.* 2002;88:3087-3096.
- 50 Hunter SK, Thompson MW, Adams RD. Relationships among age-associated strength changes and physical activity level, limb dominance, and muscle group in women. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2000;55:B264-B273.
- 51 Hunter SK, Thompson MW, Ruell PA, et al. Human skeletal sarcoplasmic

reticulum Ca<sup>2+</sup> uptake and muscle function with aging and strength training. *J Appl Physiol.* 1999;86:1858-1865.

52 Hunter SK, Yoon T, Farinella J, et al. Time to task failure and muscle activation vary with load type for a submaximal fatiguing contraction with the lower leg. *J Appl Physiol.* 2008;105:463-472.

53 Huxley AF, Niedergerke R. Structural changes in muscle during contraction; interference microscopy of living muscle fibres. *Nature.* 1954;173:971-973.

54 Huxley H, Hanson J. Changes in the cross-striations of muscle during contraction and stretch and their structural interpretation. *Nature.* 1954;173:973-976.

55 Johnson MA, Polgar J, Weightman D, Appleton D. Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles. An autopsy study. *J Neurol Sci.* 1973;18:111-129.

56 Kawakami Y, Abe T, Fukunaga T. Muscle-fiber pennation angles are greater in hypertrophied than in normal muscles. *J Appl Physiol.* 1993;74:2740-2744.

57 Kesar TM, Ding J, Wexler AS, et al. Predicting muscle forces of individuals with hemiparesis following stroke. *J Neuroeng Rehabil.* 2008;5:7.

58 Kraemer WJ, Adams K, Cafarelli E, et al. American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. *Med Sci Sports Exerc.* 2002;34:364-380.

59 Kraemer WJ, Deschenes MR, Fleck SJ. Physiological adaptations to resistance exercise. Implications for athletic conditioning. *Sports Med.* 1988;6:246-256.

60 Kraemer WJ, Ratamess NA. Fundamentals of resistance training: progression and exercise prescription. *Med Sci Sports Exerc.* 2004;36:674-688.

61 Krevolin JL, Pandy MG, Pearce JC. Moment arm of the patellar tendon in the human knee. *J Biomech.* 2004;37:785-788.

- 62 Labeit S, Kolmerer B. Titins: giant proteins in charge of muscle ultrastructure and elasticity. *Science*. 1995;270:293-296.
- 63 Lexell J, Taylor CC, Sjöström M. What is the cause of the ageing atrophy? Total number, size and proportion of different fiber types studied in whole vastus lateralis muscle from 15- to 83-year-old men. *J Neurol Sci*. 1988;84:275-294.
- 64 Lieber RL. Skeletal muscle structure, function and plasticity. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2002.
- 65 Lieber RL, Friden J. Clinical significance of skeletal muscle architecture. *Clin Orthop Relat Res*. 2001;383:140-151.
- 66 Lombardi V, Piazzesi G. The contractile response during steady lengthening of stimulated frog muscle fibres. *J Physiol*. 1990;431:141-171.
- 67 Lynch NA, Metter EJ, Lindle RS, et al. Muscle quality. I. Age-associated differences between arm and leg muscle groups. *J Appl Physiol*. 1999;86:188-194.
- 68 Magid A, Law DJ. Myofibrils bear most of the resting tension in frog skeletal muscle. *Science*. 1985;230:1280-1282.
- 69 Magnusson SP, Narici MV, Maganaris CN, Kjaer M. Human tendon behaviour and adaptation, in vivo. *J Physiol*. 2008;586:71-81.
- 70 Martin PG, Smith JL, Butler JE, et al. Fatigue-sensitive afferents inhibit extensor but not flexor motoneurons in humans. *J Neurosci*. 2006;26:4796-4802.
- 71 Merletti R, Hermens HJ. Detection and conditioning of the surface EMG signal. In: Merletti R, Parker P, editors. *Electromyography: physiology, engineering and noninvasive applications*. Piscataway, NJ: IEEE Press, Wiley-Interscience, 2004.
- 72 Merletti R, Parker P. *Electromyography: physiology, engineering and noninvasive applications*. Piscataway, NJ: IEEE Press, Wiley-Interscience, 2004.
- 73 Merletti R, Rainoldi A, Farina D. Surface electromyography for

noninvasive characterization of muscle. *Exerc Sport Sci Rev*. 2001;29:20-25.

- 74 Monti RJ, Roy RR, Edgerton VR. Role of motor unit structure in defining function. *Muscle Nerve*. 2001;24:848-866.
- 75 Monti RJ, Roy RR, Hodgson JA, Edgerton VR. Transmission of forces within mammalian skeletal muscles. *J Biomech*. 1999;32:371-380.
- 76 Munn J, Herbert RD, Hancock MJ, Gandevia SC. Training with unilateral resistance exercise increases contralateral strength. *J Appl Physiol*. 2005;99:1880-1884.
- 77 Narici MV, Bordini M, Cerretelli P. Effect of aging on human adductor pollicis muscle function. *J Appl Physiol*. 1991;71:1277-1281.
- 78 Narici MV, Maganaris CN. Plasticity of the muscle-tendon complex with disuse and aging. *Exerc Sport Sci Rev*. 2007;35:126-134.
- 79 Neumann DA. An electromyographic study of the hip abductor muscles as subjects with a hip prosthesis walked with different methods of using a cane and carrying a load. *Phys Ther*. 1999;79:1163.
- 80 Ng AV, Miller RG, Gelinas D, Kent-Braun JA. Functional relationships of central and peripheral muscle alterations in multiple sclerosis. *Muscle Nerve*. 2004;29:843-852.
- 81 Pasquet B, Carpentier A, Duchateau J, Hainaut K. Muscle fatigue during concentric and eccentric contractions. *Muscle Nerve*. 2000;23:1727-1735.
- 82 Peter JB, Barnard RJ, Edgerton VR, et al. Metabolic profiles of three fiber types of skeletal muscle in guinea pigs and rabbits. *Biochemistry*. 1972;11:2627-2633.
- 83 Petrella JK, Kim JS, Tuggle SC, et al. Age differences in knee extension power, contractile velocity, and fatigability. *J Appl Physiol*. 2005;98:211-220.
- 84 Petterson SC, Barrance P, Buchanan T, et al. Mechanisms underlying quadriceps weakness in knee osteoarthritis. *Med Sci Sports Exerc*. 2008;40:422-427.

- 85 Prasartwuth O, Taylor JL, Gandevia SC. Maximal force, voluntary activation and muscle soreness after eccentric damage to human elbow flexor muscles. *J Physiol*. 2005;567:337-348.
- 86 Proske U, Morgan DL. Muscle damage from eccentric exercise: mechanism, mechanical signs, adaptation and clinical applications. *J Physiol*. 2001;537:333-345.
- 87 Reeves ND, Narici MV, Maganaris CN. Myotendinous plasticity to ageing and resistance exercise in humans. *Exp Physiol*. 2006;91:483-498.
- 88 Riley ZA, Maerz AH, Litsey JC, Enoka RM. Motor unit recruitment in human biceps brachii during sustained voluntary contractions. *J Physiol*. 2008;586:2183-2193.
- 89 Roig M, O'Brien K, Kirk G, et al. The effects of eccentric versus concentric resistance training on muscle strength and mass in healthy adults: a systematic review with meta-analyses. *Br J Sports Med*. 2009;43:556-568.
- 90 Semmler JG, Enoka RM. Neural contributions to changes in muscle strength. In: Zatsiorsky VM, editor. *Olympic encyclopaedia of sports medicine and science. Biomechanics in sport: the scientific basis of performance*. Oxford, UK: Blackwell Science, 2000.
- 91 Sheean GL, Murray NM, Rothwell JC, et al. An electrophysiological study of the mechanism of fatigue in multiple sclerosis. *Brain*. 1997;120:299-315.
- 92 Skelton DA, Kennedy J, Rutherford OM. Explosive power and asymmetry in leg muscle function in frequent fallers and non-fallers aged over 65. *Age Ageing*. 2002;31:119-125.
- 93 Smith JL, Martin PG, Gandevia SC, Taylor JL. Sustained contraction at very low forces produces prominent supraspinal fatigue in human elbow flexor muscles. *J Appl Physiol*. 2007;103:560-568.
- 94 Soderberg GL, Knutson LM. A guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data. *Phys Ther*. 2000;80:485-498.
- 95 Standring S, Ellis H, Healy JC. Gray's anatomy: the anatomical basis of

- clinical practice, ed 40. New York: Churchill Livingstone, 2009.
- 96 Staron RS, Karapondo DL, Kraemer WJ, et al. Skeletal muscle adaptations during early phase of heavy-resistance training in men and women. *J Appl Physiol*. 1994;76:1247-1255.
- 97 Staron RS, Leonardi MJ, Karapondo DL, et al. Strength and skeletal muscle adaptations in heavy-resistance-trained women after detraining and retraining. *J Appl Physiol*. 1991;70:631-640.
- 98 Sutherland DH. The evolution of clinical gait analysis part I: Kinesiological EMG. *Gait Posture*. 2001;14:61-70.
- 99 Tabary JC, Tabary C, Tardieu C, et al. Physiological and structural changes in the cat's soleus muscle due to immobilization at different lengths by plaster casts. *J Physiol*. 1972;224:231-244.
- 100 Taylor JL, Todd G, Gandevia SC. Evidence for a supraspinal contribution to human muscle fatigue. *Clin Exp Pharmacol Physiol*. 2006;33:400-405.
- 101 Thom JM, Thompson MW, Ruell PA, et al. Effect of 10-day cast immobilization on sarcoplasmic reticulum calcium regulation in humans. *Acta Physiol Scand*. 2001;172:141-147.
- 102 Thompson LV. Age-related muscle dysfunction. *Exp Gerontol*. 2009;44:106-111.
- 103 Tomlinson BE, Irving D. The numbers of limb motor neurons in the human lumbosacral cord throughout life. *J Neurol Sci*. 1977;34:213-219.
- 104 van Mameren H, Drukker J. Attachment and composition of skeletal muscles in relation to their function. *J Biomech*. 1979;12:859-867.
- 105 Wang K, McCarter R, Wright J, et al. Viscoelasticity of the sarcomere matrix of skeletal muscles. The titin-myosin composite filament is a dual-stage molecular spring. *Biophys J*. 1993;64:1161-1177.
- 106 Westing SH, Seger JY, Thorstensson A. Effects of electrical stimulation on eccentric and concentric torque-velocity relationships during knee extension in man. *Acta Physiol Scand*. 1990;140:17-22.

- 107 Williams GN, Buchanan TS, Barrance PJ, et al. Quadriceps weakness, atrophy, and activation failure in predicted noncopers after anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med.* 2005;33:402-407.
- 108 Woolstenhulme MT, Conlee RK, Drummond MJ, et al. Temporal response of desmin and dystrophin proteins to progressive resistance exercise in human skeletal muscle. *J Appl Physiol.* 2006;100:1876-1882.
- 109 Yamaguchi G, Sawa A, Moran D. A survey of human musculotendon actuator parameters. In: Winters JW, Woo S-LY, editors. *Multiple muscle systems: biomechanics and movement organization.* New York: Springer-Verlag, 1990.
- 110 Yoshida Y, Mizner RL, Ramsey DK, Snyder-Mackler L. Examining outcomes from total knee arthroplasty and the relationship between quadriceps strength and knee function over time. *Clin Biomech.* 2008;23:320-328.
- 111 Yue G, Cole KJ. Strength increases from the motor program: comparison of training with maximal voluntary and imagined muscle contractions. *J Neurophysiol.* 1992;67:1114-1123.
- 112 Zijdwind I, Toering ST, Bessem B, et al. Effects of imagery motor training on torque production of ankle plantar flexor muscles. *Muscle Nerve.* 2003;28:168-173.

## QUESTÕES PARA ESTUDO

- 1 Qual o propósito funcional da arquitetura penada em um músculo?
- 2 Quais tecidos musculares são mais responsáveis pelo formato da curva de comprimento-tensão (a) passiva, (b) ativa e (c) total?
- 3 Como um músculo ativado gera força sem efetivamente encurtar seus miofilamentos?
- 4 Ao se propagar pela fibra muscular, a duração de um único



potencial de ação pode ser de somente 10 milissegundos. Com uma duração tão curta, como um músculo pode desenvolver e manter um estado de tetania?

5 Defina *fadiga muscular*. Explique como a amplitude eletromiográfica pode ser usada para detectar o início da fadiga muscular em uma contração prolongada em esforço submáximo.

6 Quais fatores limitam o uso da amplitude eletromiográfica como fator preditivo de sua força de contração relativa em um músculo livremente ativado?

7 Defina *área transversal fisiológica*.

8 Explique por que o torque interno produzido por um músculo durante a ativação isométrica se altera conforme o ângulo da articulação.

9 Considere o gráfico mostrado na Figura 3-16.

a Explique as possíveis razões por que os picos de torque dos músculos extensores do joelho são maiores do que os dos músculos flexores do joelho, independentemente da velocidade de ativação muscular.

b Descreva possíveis razões fisiológicas para a redução de quase 40% no pico de torque dos músculos extensores do joelho em velocidades de contração de 60 a 240 graus/s.

10 Descreva as duas estratégias fundamentais usadas pelo sistema nervoso central para aumentar gradualmente a força muscular.

11 Defina *unidade motora*. Qual o Princípio do Tamanho de Henneman?

12 Descreva como é possível, do ponto de vista fisiológico, que um indivíduo demonstre aumentos clinicamente mensuráveis em sua força muscular *antes* do aparecimento de sinais de hipertrofia.

- 13 Explique como um músculo saudável em um membro imobilizado pode sofrer uma relativa transformação, adquirindo características de contração rápida.
- 14 Qual é a causa principal da redução da força em idosos saudáveis?
- 15 Quais são os métodos usados para minimizar o “ruído elétrico” durante o registro de sinais eletromiográficos?

*As respostas a essas questões para estudo podem ser encontradas no final do livro.*

---

\* Nota da Revis<sup>2</sup> o Cient<sup>2</sup> fica: o termo multipeniforme aqui empregado foi mantido do original em ingl<sup>2</sup> s e nesse caso indica mais de uma inser<sup>22</sup> o peniforme.

\* Nota da Revis<sup>2</sup> o Cient<sup>2</sup> fica: eletrodo tipo agulha.

\* Nota da Revis<sup>2</sup> o Cient<sup>2</sup> fica: embora o autor tenha utilizado atrofia, o termo mais apropriado seria hipotrofia, uma vez que n<sup>2</sup> o se refere <sup>2</sup> les<sup>2</sup> o vascular e neural com consequ<sup>2</sup> ncias <sup>2</sup> fibra muscular.

---

## CAPÍTULO 4

# Princípios Biomecânicos

PETER R. BLANPIED, PT, PhD ,  
DEBORAH A. NAWOCZENSKI, PT,  
PhD

### VISÃO GERAL DO CAPÍTULO

#### AS LEIS DE NEWTON: PRINCÍPIOS FUNDAMENTAIS DE BIOMECÂNICA,

##### Leis do Movimento de Newton,

A Primeira Lei de Newton: Lei da Inércia,

A Segunda Lei de Newton: Lei da Aceleração,

A Terceira Lei de Newton: Lei da Ação-Reação,

#### INTRODUÇÃO À ANÁLISE DO MOVIMENTO: AJUSTANDO O LOCAL PARA ANÁLISE,

##### Antropometria,

##### Diagrama de Corpo Livre,

Passos para a Construção do Diagrama de Corpo Livre,

Quadros de Referência Espacial,

##### Forças e Torques,

Métodos Gráficos e Matemáticos de Análise de Força,

Contrastando Forças e Torques Internos *versus*  
Externos,  
A Influência da Mudança do Ângulo da Articulação,  
Comparando Dois Métodos para a Determinação do  
Torque ao Redor de uma Articulação,  
Aplicação de Torques Externos Manualmente  
durante o Exercício e o Teste de Força,

## **INTRODUÇÃO À BIOMECÂNICA: ENCONTRANDO AS SOLUÇÕES,**

**Análise Estática,**

Orientações para a Solução de Problemas,

**Análise Dinâmica,**

Sistemas de Medida Cinemática,

Sistemas de Medida Cinética,

## **CONEXÕES CLÍNICAS ADICIONAIS,**

**RESUMO,**

**REFERÊNCIAS,**

**QUESTÕES PARA ESTUDO,**

Muitas abordagens de tratamento utilizadas na reabilitação física estão baseadas em análises e descrições precisas do movimento humano. Partindo da avaliação dessas análises e descrições, os danos e as limitações funcionais podem ser identificados, diagnósticos e prognósticos nas disfunções dos movimentos podem ser formulados, intervenções podem ser planejadas e o progresso pode ser avaliado. No entanto, o movimento humano é geralmente bastante complexo, normalmente influenciado por uma interação vertiginosa de fatores ambientais, psicológicos, fisiológicos e mecânicos. Na maioria das vezes, a análise de

movimentos complexos é simplificada: inicia-se com uma avaliação básica das forças atuantes de dentro e de fora do corpo e estuda-se os efeitos dessas forças em corpos rígidos hipotéticos. As leis de movimento de Newton ajudam a explicar a relação entre as forças e seus efeitos nas articulações individuais, bem como no corpo como um todo. Mesmo em um nível básico de análise, esta informação pode ser usada para guiar as decisões do tratamento e para a compreensão dos mecanismos de lesão. Uma análise simples da força linear e do torque, por exemplo, fornece uma estimativa das forças atuantes na articulação do quadril durante um exercício de elevação da perna estendida que pode necessitar de modificações na presença de artrite ou lesão. Especialistas experientes em reabilitação raramente realizam a maioria das computações mais complexas descritas neste capítulo; no entanto, entender o quadro conceitual das computações, apreciando a magnitude das forças que existem dentro do corpo e aplicando os conceitos contidos neste capítulo é essencial para entender as técnicas de reabilitação. Tal entendimento torna o trabalho clínico interessante e proporciona ao especialista um arsenal flexível, variado e rico de ideias de tratamento.

## **AS LEIS DE NEWTON: PRINCÍPIOS FUNDAMENTAIS DE BIOMECÂNICA**

---

Biomecânica é o estudo das forças que são aplicadas ao exterior e ao interior do corpo e a reação do corpo a essas forças. No século XVII, Sir Isaac Newton observou que as forças estavam relacionadas à massa e ao movimento em uma via muito previsível. Seu *Philosophiae Naturalis*

*Principia Mathematica* (1687) forneceu as leis básicas e os princípios de mecânica que formam a pedra fundamental para entender o movimento humano. Essas leis, referidas como *lei da inércia*, *lei da aceleração* e *lei da ação-reação*, são conhecidas coletivamente como *leis do movimento* e formam o quadro a partir do qual as técnicas de análise do movimento avançado são derivadas.

## Leis do Movimento de Newton

Este capítulo usa as leis do movimento de Newton para introduzir as técnicas para a análise da relação entre as forças aplicadas ao corpo e as consequências dessas forças no movimento humano e na postura. (Ao longo do capítulo, o termo *corpo* será usado na elaboração dos conceitos relacionados às leis do movimento e aos métodos da análise quantitativa. O leitor deve estar consciente de que esse termo poderia também ser usado alternadamente com o corpo humano inteiro; um segmento ou parte do corpo, tal como o segmento do antebraço; um objeto, tal como um peso que é levantado; ou o sistema sob consideração, tal como uma interface entre o pé e o chão. Na maioria dos casos, o termo mais simples, *corpo*, é usado quando da descrição dos conceitos principais.) As leis de Newton são descritas tanto para o movimento linear quanto para o movimento rotacional (angular) (Tabela 4-1).

TABELA 4-1 As Leis de Newton: Aplicações Lineares e Rotacionais

Aplicação Linear	Aplicação Rotacional

<b>Primeira Lei da Inércia</b>	
Um corpo permanece em repouso ou em uma velocidade linear constante exceto quando forçado por uma força externa para mudar seu estado.	Um corpo permanece em repouso ou em uma velocidade angular constante ao redor de um eixo de rotação a menos que levado por um torque externo a mudar seu estado.
<b>Segunda Lei da Aceleração</b>	
A aceleração linear de um corpo é diretamente proporcional à força que a causa, toma a mesma direção na qual a força atua e é inversamente proporcional à massa do corpo.	A aceleração angular de um corpo é diretamente proporcional ao torque que a causa, toma a mesma direção rotacional na qual o torque age e é inversamente proporcional ao momento de inércia de massa do corpo.
<b>Terceira Lei da Ação-Reação</b>	
Para qualquer força há uma força igual e em direção oposta.	Para qualquer torque há um torque igual e em direção oposta.

## **A PRIMEIRA LEI DE NEWTON: LEI DA INÉRCIA**

A primeira lei de Newton declara que um corpo tende a permanecer em repouso ou em uma velocidade linear constante, exceto quando forçado por uma força externa a mudar esse estado. Isso significa que uma força é necessária para começar, parar, diminuir ou aumentar a velocidade, ou alterar a direção do *movimento linear*. A

aplicação da primeira lei de Newton para o *movimento rotacional* afirma que um corpo tende a permanecer em repouso ou em uma velocidade angular constante ao redor de um eixo de rotação a menos que levado a mudar seu estado por um torque externo. Isso significa que é preciso um torque para iniciar, parar, aumentar ou diminuir a velocidade ou alterar a direção do *movimento rotacional*. Se o movimento é linear ou rotacional, a primeira lei de Newton descreve o caso no qual o corpo está em equilíbrio. Um corpo está em *equilíbrio estático* quando suas velocidades linear e rotacional são zero – o corpo não está em movimento. Reciprocamente, o corpo está em *equilíbrio dinâmico* quando sua velocidade linear e/ou rotacional não é zero, mas é constante. Em todos os casos de equilíbrio, as *acelerações* linear e rotacional do corpo são zero.

#### Termos-chave Associados à Primeira Lei de Newton

- Equilíbrio estático
- Equilíbrio dinâmico
- Inércia
- Massa
- Centro de massa (gravidade)
- Momento de inércia de massa

A primeira lei de Newton é também chamada de lei da inércia. *Inércia* está relacionada à quantidade de energia requerida para alterar a velocidade de um corpo. A inércia de um corpo é diretamente proporcional a sua *massa* (*i.e.*, a quantidade de matéria constituinte do corpo). Por exemplo, mais energia é necessária para aumentar ou



diminuir a velocidade de movimento de um halter de 6,8 kg do que de um halter de 4,5 kg.

Cada corpo tem um ponto, chamado de *centro de massa*, sobre o qual sua massa é uniformemente distribuída em todas as direções. Quando exposto à gravidade, o centro de massa de um corpo coincide rigorosamente com seu *centro de gravidade*. O centro de gravidade é o ponto sobre o qual os efeitos da gravidade estão completamente equilibrados. O centro de massa de um corpo humano na posição anatômica decai exatamente sobre a segunda vértebra sacral, mas a posição exata do centro de massa mudará se uma pessoa muda a posição do seu corpo.

Além do corpo humano como um todo, cada segmento, tal como o braço ou o tronco, também tem um centro de massa definido. Na extremidade inferior, por exemplo, os segmentos maiores incluem a coxa, a perna e o pé. A Figura 4-1 mostra o centro de massa desses segmentos para as extremidades mais inferiores de um corredor de velocidade, indicados por círculos pretos. A localização do centro de massa dentro de cada segmento permanece fixada, aproximadamente, no seu ponto médio. Em contraste, no entanto, a localização do centro de massa da extremidade inferior *inteira* muda com a mudança na configuração espacial dos segmentos (compare com os círculos vermelhos na Figura 4-1). Como mostrado para a extremidade inferior esquerda (flexionada), a configuração específica dos segmentos pode reposicionar o centro de massa do membro inferior para *fora* do corpo. Informações adicionais sobre o centro de massa dos segmentos corporais serão discutidas mais tarde, neste capítulo, sob o tópico de antropometria.

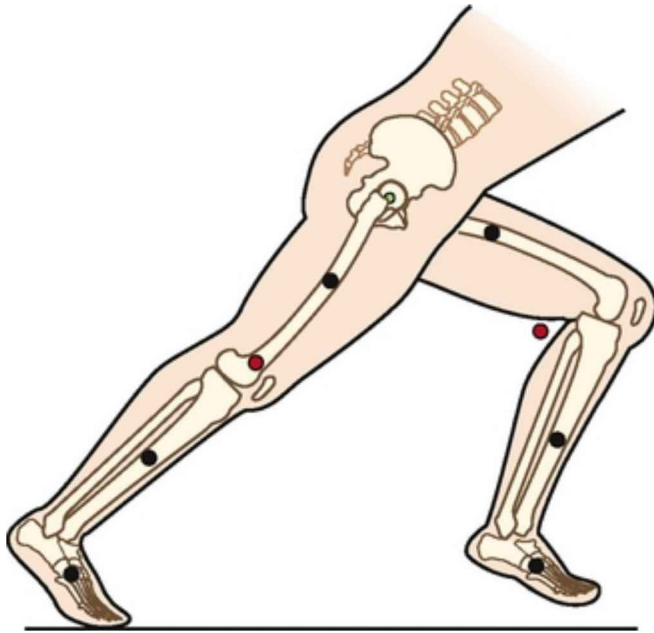


FIGURA 4-1 Extremidades inferiores de um corredor são ilustradas e mostram os centros de massa para os segmentos da coxa, da canela (perna inferior) e do pé como círculos pretos. O centro de massa para cada extremidade inferior é mostrado como um círculo vermelho. O centro de massa da extremidade inferior esquerda está fora do corpo. O eixo de rotação do quadril direito está indicado pelo círculo verde menor.

O *momento de inércia de massa* de um corpo é a quantidade que indica sua resistência para uma mudança em *velocidade angular*. Ao contrário da inércia, sua correspondente linear, o momento de inércia de massa depende não apenas da massa do corpo, mas talvez mais importante, da distribuição dessa massa no que diz respeito a um eixo de rotação.<sup>7</sup> (Momento de inércia de massa é também indicado por  $I$  e é expresso em unidades de quilogramas-metros ao quadrado [ $\text{kg}\cdot\text{m}^2$ ]). Pelo fato de a

maioria dos movimentos humanos serem angulares em vez de lineares, o conceito de momento de inércia de massa é muito relevante e importante. Considere novamente as duas posições das extremidades inferiores do corredor de velocidade da Figura 4-1. Dentro de cada segmento, os centros individuais de massa da coxa, da perna e do pé estão na mesma localização em ambas as extremidades; no entanto, por causa dos diferentes graus de flexão do joelho, as *distâncias* dos centros de massa dos segmentos da perna e do pé mudaram em relação à articulação do quadril. Como consequência, o momento de inércia de massa de cada membro inteiro muda; a extremidade inferior direita estendida (e “maior”) tem um momento de inércia de massa melhor do que a esquerda. (Outro meio de conceituar o aumento é notar que assim que o joelho se estende, o centro de massa da extremidade inferior direita inteira, representado por um círculo vermelho, move-se para mais longe do quadril, aumentando, desse modo, seu momento de inércia de massa.) A habilidade para mudar ativamente o momento de inércia de massa de um membro inteiro pode afetar profundamente a potência do músculo e o torque da articulação necessários para o movimento. Por exemplo, durante a fase de balanço da marcha, o membro inferior inteiro diminui funcionalmente por movimentos combinados de flexão do joelho e de dorsiflexão do tornozelo (como na extremidade inferior esquerda na Figura 4-1). O reduzido momento de inércia de massa do membro inferior reduz o torque necessário pelos músculos do quadril para acelerar e desacelerar o membro durante a fase de balanço. Este conceito pode ser rapidamente observado durante a fase de balanço enquanto se corre com os joelhos mantidos quase estendidos (I aumentado),

ou quase totalmente flexionados (I diminuído).

O conceito de momento de inércia de massa se aplica tanto nos espaços reabilitacionais quanto nos recreacionais. Considere, por exemplo, o design de uma prótese para uma pessoa com amputação de membro inferior. O uso de componentes mais leves na prótese do pé, por exemplo, não apenas reduz a massa global (e o peso) da prótese, mas também resulta em uma mudança na distribuição da massa para uma localização mais próxima da perna. Como resultado, menos resistência é imposta no membro remanescente durante a fase de balanço da marcha. O benefício desses componentes mais leves é percebido em termos da reduzida energia necessária para a pessoa com amputação. Mudar o calçado também pode fazer alguma diferença. Considere as mudanças no momento de inércia de massa e nos torques resultantes requeridos para a marcha quando uma pessoa deixa de calçar um tênis leve para calçar uma bota pesada de inverno.

Os atletas geralmente tentam controlar o momento de inércia de massa de seu corpo inteiro ao alterar a posição dos segmentos individuais de seu corpo em relação ao seu eixo. Este conceito é bem ilustrado por mergulhadores que reduzem seus momentos de inércia com o objetivo de completar com sucesso suas cambalhotas enquanto ainda estão no ar (Fig. 4-2, A). O atleta pode assumir uma posição extremamente “dobrada”, colocando a cabeça próxima aos joelhos, segurando os braços e as pernas fortemente juntos, assim, trazendo os centros de gravidade de seus segmentos mais próximos do eixo de rotação. Baseado no princípio da “conservação do momento angular”, reduzir o momento de inércia de massa do corpo resulta em uma velocidade angular aumentada.

Reciprocamente, o atleta poderia retardar a rotação ao assumir uma posição de “lança” (Fig. 4-2, B) e aumentar o momento de inércia do corpo ou assumir uma posição “plana” (Fig. 4-2, C), que maximiza o momento de inércia de massa do corpo e diminui eficazmente a velocidade angular do mesmo.

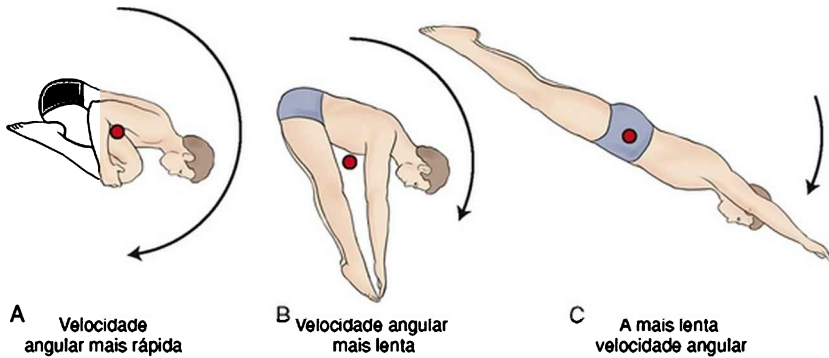


FIGURA 4-2 Um mergulhador ilustra um exemplo de como o momento de inércia de massa acerca de um eixo mediolateral (*círculo vermelho*) pode ser alterado através das mudanças na posição das extremidades. Na posição A, o mergulhador diminui o momento de inércia de massa, o que aumenta a velocidade angular da seta. Nas posições B e C, as extremidades são posicionadas progressivamente mais distantes do eixo e a velocidade angular é progressivamente mais lenta.

## A SEGUNDA LEI DE NEWTON: LEI DA ACELERAÇÃO

### Relação entre Força (Torque) e Aceleração

A segunda lei de Newton postula que a aceleração linear de um corpo é diretamente proporcional à força que a causa, tomando a mesma direção na qual a força age, e é inversamente proporcional à massa do corpo. Essa lei gera

uma equação que relaciona força (F), massa (m) e aceleração (a) (Equação 4.1). Conceitualmente, a Equação 4.1 define a *relação entre força e aceleração*. Considerada uma relação de causa e efeito, o lado esquerdo da equação, força (F), pode ser considerada como uma causa porque representa um impulso ou arranque exercido sobre um corpo; o lado direito,  $m \times a$ , representa o efeito desse impulso ou arranque. Nesta equação,  $\Sigma F$  corresponde à soma de, ou agrupa, forças que agem sobre um corpo. Se a soma das forças atuantes sobre um corpo é zero, a aceleração também é zero e o corpo está em equilíbrio linear. Como discutido anteriormente, este caso é descrito pela primeira lei de Newton. Se, no entanto, a rede de força produz aceleração, o corpo irá acelerar na direção da força resultante. Neste caso, o corpo não estará mais em equilíbrio.

Segunda Lei de Newton do Movimento Linear Quantificando uma Força

(Equação 4.1)

$$\Sigma F = m \times a$$

### **ENFOQUE ESPECIAL 4-1** Um Olhar Matemático mais Próximo do Conceito de Momento de Inércia de Massa

Até agora neste capítulo, o conceito de momento de inércia de massa (I) tem sido descrito primariamente de um ponto de vista funcional. Pode ser instrutivo, no entanto, considerar esta propriedade física de uma perspectiva mais matemática. I é formalmente definido na equação seguinte, na qual n indica o

número de partículas em um corpo,  $m_i$  é a massa de cada partícula no corpo e  $r_i$  é a distância de cada partícula ao eixo de rotação.

### Momento de Inércia de Massa

$$I = \sum_{i=1}^n m_i r_i^2$$

(Equação 4.2)

De maneira a explorar a Equação 4.2, ela será usada para determinar como a garra aplicada a um bastão de beisebol afeta dramaticamente seu momento de inércia de massa e, por este motivo, a dificuldade em balançar o instrumento. Considera-se que o taco ilustrado na Figura 4-3 consista em seis pontos de massa ( $m_1$  a  $m_6$ ), que variam de 0,1 a 0,225 kg, cada um localizado a 0,135 m do outro. Durante o balanço, o batedor roda o bastão; para o propósito da ilustração, o eixo desta rotação é posicionado como  $Y_1$  (linha vermelha). Se o bastão não tem tamanho adequado para o batedor, irá frequentemente ser “estragulado” pelo deslocamento da garra do batedor mais abaixo do bastão; novamente, para o propósito de ilustração, o eixo está agora posicionado como  $Y_2$  (linha azul). Os cálculos mostrados no quadro demonstram como a distribuição das partículas de massa, relativas a um dado eixo de rotação, afeta dramaticamente o momento de inércia de massa do bastão em rotação. Primeiro, considere  $Y_1$  como o eixo de rotação. O momento de inércia de massa do bastão é determinado usando a Equação 4.2 e pela substituição de valores conhecidos. Em seguida, considere  $Y_2$  como o eixo de rotação. O ponto importante aqui é que as partículas de massa são distribuídas diferentemente quando cada eixo é

considerado separadamente. Como visto nos cálculos, o momento de inércia de massa quando consideramos  $Y_2$  como o eixo é 58% do que quando  $Y_1$  é considerado como o eixo. Isso significa que o batedor poderia atingir a mesma aceleração angular com 58% menos torque. Ou, para o mesmo torque, o batedor deveria acelerar 1,72 vez mais rápido. Esta é uma vantagem funcional significativa ganha pelo estrangulamento do bastão; o mesmo é mais fácil de oscilar, embora sua massa e seu peso não tenham mudado. A razão para o momento de inércia reduzido é que os pontos de massa de  $m_2$  a  $m_6$  estão mais próximos ao eixo  $Y_2$ . Isso é muito significativo matematicamente quando se considera que o momento de inércia de massa de cada ponto está relacionado à distância do eixo ao quadrado.

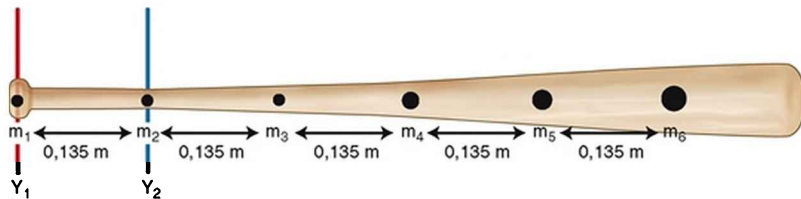


FIGURA 4-3 Um bastão de beisebol é mostrado com um potencial para rodar em volta de dois eixos separados de rotação ( $Y_1$ ,  $Y_2$ ). O grupo de cálculos associados a cada eixo de rotação mostra como a distribuição de massa relativa ao eixo de rotação afeta o momento de inércia de massa. Considera-se que o taco tenha seis pontos de massa ( $m_1$  a  $m_6$ ), que variam de 0,1 a 0,225 kg, localizados a distâncias iguais um do outro.

### Eixo de Rotação $Y_1$



$$\begin{aligned}
 I &= \sum_{i=1}^n m_i r_i^2 \\
 &= m_1 (r_1)^2 + m_2 (r_2)^2 + m_3 (r_3)^2 + m_4 (r_4)^2 + m_5 (r_5)^2 + m_6 (r_6)^2 \\
 &= 0,1 \text{ kg } (0,0 \text{ m})^2 + 0,1 \text{ kg } (0,135 \text{ m})^2 + 0,1 \text{ kg } (0,270 \text{ m})^2 + \\
 &\quad 0,15 \text{ kg } (0,405 \text{ m})^2 + 0,175 \text{ kg } (0,54 \text{ m})^2 + 0,225 \text{ kg } (0,675 \text{ m})^2 \\
 &= 0,187 \text{ kg}\cdot\text{m}^2
 \end{aligned}$$

Eixo de Rotação Y2

$$\begin{aligned}
 I &= \sum_{i=1}^n m_i r_i^2 \\
 &= m_1 (r_1)^2 + m_2 (r_2)^2 + m_3 (r_3)^2 + m_4 (r_4)^2 + m_5 (r_5)^2 + m_6 (r_6)^2 \\
 &= 0,1 \text{ kg } (0,135 \text{ m})^2 + 0,1 \text{ kg } (0,0 \text{ m})^2 + 0,1 \text{ kg } (0,135 \text{ m})^2 + \\
 &\quad 0,15 \text{ kg } (0,270 \text{ m})^2 + 0,175 \text{ kg } (0,405 \text{ m})^2 + 0,225 \text{ kg } (0,54 \text{ m})^2 \\
 &= 0,109 \text{ kg}\cdot\text{m}^2
 \end{aligned}$$

É mais difícil determinar o momento de inércia de massa dos segmentos do corpo humano do que de um taco de beisebol, embora eles sejam baseados no mesmo princípio matemático. Muito da dificuldade está no fato de os segmentos do corpo humano serem feitos de diferentes tecidos, como ossos, músculo, gordura e pele, e eles não possuem uma densidade uniforme. Os valores para o momento de inércia de massa de cada segmento de corpo foi gerado de estudos cadavéricos, modelagem matemática e variadas técnicas de imagem.<sup>3,8</sup>

A força é medida em newtons, onde 1 newton (N) = 1 kg·m/s<sup>2</sup>.

O correspondente rotacional ou angular da segunda lei

de Newton declara que um *torque* causará uma *aceleração angular* de um corpo em volta de um eixo de rotação. Além disso, a *aceleração angular* de um corpo é diretamente proporcional ao *torque* que o causa, toma a mesma direção *rotacional* que o *torque* assume e é inversamente proporcional ao *momento de inércia de massa* do corpo. (As palavras em itálico denotam as diferenças essenciais entre os correspondentes linear e angular desta lei). Para a condição rotacional, a segunda lei de Newton gera uma equação que relaciona o torque ( $T$ ), o momento de inércia de massa ( $I$ ) e a aceleração angular ( $\alpha$ ) (Equação 4.3). (Este capítulo usa o termo *torque*. O leitor deve estar consciente de que este termo é substituível por *momento* e *momento de força*). Nesta equação,  $\Sigma T$  designa a soma de, ou agrupa, torques que atuam para rodar um corpo. Conceitualmente, a Equação 4.3 define uma *relação torque-aceleração angular*. Dentro do sistema musculoesquelético, os produtores do torque primário são os músculos. Um músculo bíceps que se contrai, por exemplo, produz um torque de flexão em rede interna no cotovelo. Negligenciando influências externas como a gravidade, a aceleração angular do antebraço rotador é proporcional ao torque interno (*i.e.*, o produto da força muscular e do seu braço de momento interno), mas é inversamente proporcional ao momento de inércia de massa do segmento antebraço-mão. Dado um torque interno constante, o segmento antebraço-mão com o momento de inércia de massa menor irá atingir uma aceleração angular maior do que o segmento com maior momento de inércia de massa. (Um momento de inércia de massa menor pode ser atingido ao se mover uma caneleira do punho até o meio do antebraço, por exemplo.) Entenda que esta resistência

inercial à aceleração angular do membro se aplica sempre na ausência da gravidade. Por exemplo, considere as posições do membro inferior na Figura 4-1, mas com a pessoa do lado dele ou dela em uma posição de “gravidade eliminada”. Por causa das mudanças no momento de inércia de massa, menos esforço muscular vai ser necessário para flexionar o quadril com o joelho também flexionado do que com o joelho estendido.

Segunda Lei de Newton de Movimento Rotacional Quantificando um Torque

(Equação 4.3)

$$\Sigma T = I \times \alpha$$

O torque é expresso em newton-metros, onde  $1 \text{ Nm} = 1 \text{ kg}\cdot\text{m}^2 \times \text{radianos}/\text{s}^2$ .

### Relacionamento Impulso-Momento

Relações adicionais podem derivar da segunda lei de Newton através da ampliação e do rearranjo das Equações 4.1 e 4.3. Uma das relações é a *impulso-momento*.

Aceleração é a razão da mudança de velocidade ( $\Delta v/t$ ). Substituindo esta expressão pela aceleração linear da Equação 4.1, temos como resultado a Equação 4.4. Esta pode ser ainda rearranjada na Equação 4.5.

(Equação 4.4)

$$F = m \times \Delta v/t$$

(Equação 4.5)

$$F \times t = m \times \Delta v$$

A aplicação de um impulso linear (força multiplicada pelo tempo) leva a uma mudança no momento linear (massa multiplicada por uma mudança na velocidade linear).

O produto de massa e velocidade no lado direito da Equação 4.5 define o momento de um corpo em movimento. Um *Momento* descreve a quantidade de movimento possuída por um corpo. O momento é geralmente representado pela letra  $p$  e tem unidades de quilograma-metros por segundo (kg-m/s). Um *impulso* é uma força aplicada em um período de tempo (o produto da força e do tempo no lado esquerdo da Equação 4.5). O momento linear de um objeto, como um carro em movimento, é modificado pela aplicação de força em um dado tempo. Quando uma rápida mudança no momento é requerida (durante uma parada de emergência, por exemplo), uma força muito grande de freio é aplicada em um pequeno espaço de tempo. Menor força de freio durante o mesmo período, ou a mesma força de freio em um tempo ainda menor, resulta em uma mudança menor no momento. O impulso e o momento são quantidades vetoriais. A Equação 4.5 define a *relação impulso-momento* linear.

A relação impulso-momento fornece outra perspectiva de como estudar o desempenho humano, bem como de obter conhecimento acerca dos mecanismos de lesão. Em determinados locais, o corpo desenvolve mecanismos e

estruturas para diminuir o pico das forças de cargas externas. Por exemplo, na chegada ao solo após um salto, o pico das forças pode ser reduzido ao longo das articulações das extremidades inferiores se o impacto da chegada for prolongado por uma maior “transmissão” nos músculos – através de uma ativação excêntrica prolongada e de baixo nível. Outro exemplo, quando o pé toca o solo durante a marcha normal, a camada de gordura sobre a superfície plantar do calcâneo amortece a interação entre o pé e o chão e trabalha para diminuir o pico das forças de reação. Calçados de corrida geralmente aumentam esta função com solas que absorvem o impacto para amortecer o choque do pé no solo. Capacetes de bicicleta, pisos emborrachados ou elásticos e acolchoamentos protetores são exemplos adicionais de modelos de equipamentos projetados para reduzir lesões, aumentando a *duração* do impacto com o objetivo de minimizar o seu pico de força.

A segunda lei de Newton que envolve o torque pode também se aplicar ao caso rotacional da relação impulso-momento. De maneira similar às substituições e aos rearranjos para a relação linear, a relação angular pode ser expressa pela substituição e rearranjo da Equação 4.3. Substituindo-se  $\Delta\omega/t$  (razão de mudança na velocidade angular) por  $\alpha$  (aceleração angular) temos como resultado a Equação 4.6. Esta pode ser rearranjada na Equação 4.7 – o equivalente angular da relação impulso-momento. O torque e o momento angular também são grandezas vetoriais.

(Equação 4.6)

$$T = I \times \Delta\omega/t$$

(Equação 4.7)

$$T \times t = I \times \Delta\omega$$

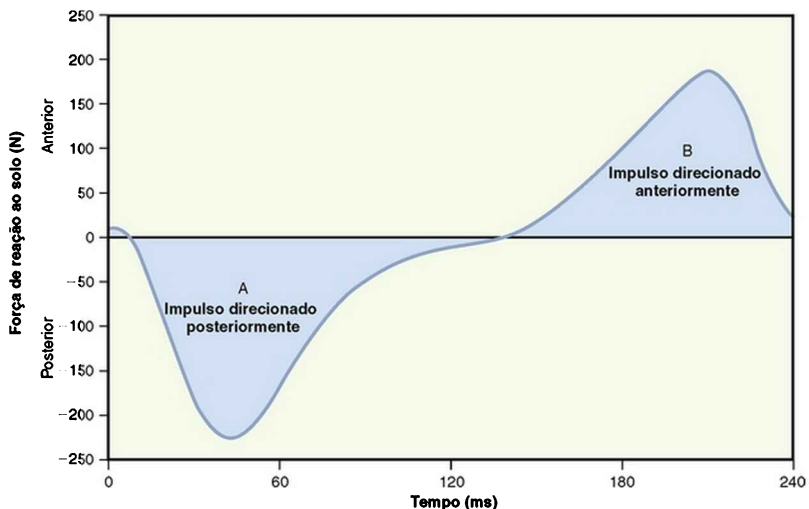
A aplicação de um impulso angular (torque multiplicado pelo tempo) leva a uma mudança no momento angular (o momento de inércia de massa regula uma mudança na velocidade angular).

### **Relação Trabalho-Energia**

Neste ponto, a segunda lei de Newton descreve usando (1) a relação força (torque)-aceleração (Equações 4.1 e 4.3) e (2) a relação impulso-momento (Equações 4.4 a 4.7). A segunda lei de Newton pode também ser reafirmada para fornecer a relação trabalho-energia. Este terceiro acesso pode ser usado para estudar o movimento humano com a análise da dimensão pela qual o trabalho causa uma mudança na energia de um objeto. Trabalho ocorre quando uma força ou torque opera sobre algum deslocamento linear ou angular. O *trabalho* ( $W$ ) em um sentido linear é igual ao produto da magnitude da *força* ( $F$ ) aplicada contra um objeto e o *deslocamento* linear do objeto na direção da força aplicada (Equação 4.8). Se nenhum movimento ocorre na direção da força aplicada, nenhum trabalho mecânico é feito. Similarmente ao caso linear, o trabalho angular pode ser definido como o produto da magnitude do torque ( $T$ ) aplicado contra o objeto e o deslocamento angular do objeto na direção do torque aplicado (Equação 4.9). O trabalho é expresso em joules (J).

## ENFOQUE ESPECIAL 4-2 Um Olhar mais Próximo da Relação Impulso-Energia

Numericamente, um impulso pode ser calculado como o produto da força média (N) e seu tempo de aplicação. O impulso pode ser representado também, graficamente, como a área abaixo de uma curva força-tempo. A Figura 4-4 mostra uma curva força-tempo do componente horizontal da força de cisalhamento anteroposterior aplicada pelo solo contra o pé (*força de reação do solo*) como quando um indivíduo corre através de uma plataforma de força presa ao chão. A curva é bifásica: o impulso direcionado posteriormente durante o contato inicial com o solo é negativo e o impulso direcionado anteriormente durante a propulsão é positivo. Se os dois impulsos (*i.e.*, as áreas sob as curvas) são iguais, o impulso da rede é zero e não há mudança na energia do sistema. Neste exemplo, no entanto, o impulso direcionado posteriormente é maior que o anterior, indicando que a energia do corredor direcionada para frente está diminuída.



**FIGURA 4-4** Representação gráfica das áreas sob uma curva de força-tempo, que mostra os impulsos direcionados posterior (A) e anteriormente (B) do componente horizontal da força de reação ao solo enquanto se está correndo.

Relacionada à relação trabalho-energia, a energia existe em duas formas: potencial e cinética (observe as equações no quadro). *Energia potencial* é a função da altura do centro de massa do objeto dentro de um campo gravitacional. Igualmente ao momento, a *energia cinética* é influenciada pela massa e pela velocidade do objeto, independentemente da influência da gravidade. A energia cinética angular de um objeto relaciona-se com seu momento de inércia de massa (I) e com sua velocidade angular. Não há um correlato angular à energia potencial.

**Relação entre Trabalho (W), Energia Potencial (EP) e Energia Cinética (EC)**

(Equação 4.8)

$$W \text{ (linear)} = F \times \text{deslocamento linear};$$

$$1 \text{ Newton aplicado sobre } 1 \text{ m} = 1 \text{ J}$$

(Equação 4.9)

$$W \text{ (angular)} = T \times \text{deslocamento angular};$$

$$1 \text{ Nm aplicado sobre } 1 \text{ radiano} = 1 \text{ J}$$



$EP = m \times g \times h$ , onde  $g$  = gravidade e  $h$  = altura

$$EC(\text{linear}) = \frac{1}{2} m \times v^2$$

$$EC(\text{angular}) = \frac{1}{2} I \times \omega^2$$

$$W(\text{angular ou linear}) = EC_{\text{final}} - EC_{\text{inicial}} + EP_{\text{final}} - EP_{\text{inicial}}$$

Assim como a relação impulso-momento descreve a mudança no momento causada por uma força aplicada em um determinado *tempo*, a relação trabalho-energia descreve a mudança na energia cinética causada por uma força aplicada em um dado *deslocamento*. Usando o exemplo dado anteriormente, podemos ilustrar a similaridade nestes conceitos. A energia cinética de um objeto, tal como um carro em movimento, é mudada pela aplicação da força sobre um deslocamento. Quando uma rápida mudança na energia cinética é requerida (p. ex., para uma parada de emergência), uma força de freio muito grande é aplicada sobre um pequeno deslocamento. Menos força de freio para o mesmo deslocamento ou a mesma força aplicada por um deslocamento muito menor resulta em uma mudança menor na energia cinética. Trabalho e deslocamento são grandezas vetoriais.

### **ENFOQUE ESPECIAL 4-3** Trabalho Positivo, Trabalho Negativo e “Trabalho Isométrico”

Como descrito anteriormente, o trabalho linear é encontrado multiplicando-se uma força aplicada pelo deslocamento do objeto na direção da força aplicada. Considere, por exemplo, a força linear aplicada pelos músculos flexores do cotovelo em contração para flexionar a articulação e trazer a mão à boca.

Em um sentido linear, o trabalho é o produto da força contrátil dos músculos e da distância diminuída deles. No sentido angular, o trabalho rotacional é computado pelo torque aplicado pelos flexores do cotovelo e pela quantidade de flexão (em radianos) que ocorre na articulação. Neste caso, o trabalho é positivo porque a rotação do antebraço está na mesma direção do torque aplicado. Além disso, os flexores do cotovelo estão encurtados através de ativação concêntrica e o trabalho está sendo realizado *pelos* músculos. Em contraste, quando os flexores do cotovelo estão ativos, mas a articulação está estendida (p. ex., quando se baixa um peso lentamente), os flexores do cotovelo se alongam através de uma ativação excêntrica e o trabalho é realizado *nos* músculos. Neste caso, pelo fato de a rotação ocorrer em uma direção oposta ao torque aplicado, o trabalho é negativo. O cenário final é quando os flexores do cotovelo estão ativos, mas nenhum movimento está acontecendo, assim como um músculo está ativo isometricamente. Neste caso, apesar de considerável energia metabólica poder ser expendida, nenhum trabalho mecânico está sendo realizado.

A relação trabalho-energia não leva em conta o *tempo* durante o qual as forças ou torques são aplicados. Ainda, na maioria das atividades diárias é, geralmente, a proporção do trabalho desempenhado que é importante. A proporção do trabalho desempenhado é definido como *potência*. A habilidade dos músculos para gerar a potência adequada pode ser decisiva para o sucesso do movimento ou para o entendimento do impacto de uma intervenção de tratamento. Na quadra de basquete, por exemplo, é, geralmente, a velocidade vertical do jogador no arremesso que define o sucesso ao atingir um rebote. Outro exemplo

da importância da razão do trabalho pode ser apreciado numa pessoa idosa com doença de Parkinson que deve atravessar uma rua movimentada no tempo determinado de um sinal de pedestres.

*Potência média (P)* é trabalho (W) dividido por tempo (Equação 4.10). Pelo fato de o trabalho ser o produto da força (F) e do deslocamento (d), a razão do trabalho em qualquer instante pode ser reafirmada na Equação 4.11 como o produto da força e da velocidade. A potência angular também pode ser definida como no caso linear, usando os análogos angulares da força e da velocidade linear: torque (T) e velocidade angular ( $\omega$ ), respectivamente (Equação 4.12). A potência angular é usada geralmente como uma medida clínica de desempenho muscular. A potência mecânica produzida pelo quadríceps, por exemplo, é igual à da rede interna de torque produzida pelo músculo vezes a velocidade angular média da extensão do joelho. Potência é, de modo geral, usada para designar a rede de transferência de energia entre músculos ativos e cargas externas. *Potência positiva* reflete a razão do trabalho realizado por *músculos concentricamente ativos* contra uma carga externa. *Potência negativa*, ao contrário, reflete a razão do trabalho realizado por cargas externas contra *músculos excêntrica*mente ativos.

Potência (P)

(Equação 4.10)

$$\text{Potência média} = W/t$$

(Equação 4.11)

$$\text{Potência instantânea (linear)} = F \times v$$

(Equação 4.12)

$$\text{Potência instantânea (angular)} = T \times \omega$$

A Tabela 4-2 resume as definições e unidades necessárias para descrever muitas das medidas físicas relacionadas à segunda lei de Newton.

**TABELA 4-2** Medidas Físicas Associadas à Segunda Lei de Newton

Medida Física	Aplicação Linear		Conversão Inglês → Unidades SI*	Aplicação Rotacional	
	Definição	Unidades		Definição	Unidades
Distância	Deslocamento linear	Metros (m)	$\text{ft} \times 0,305 = \text{m}$	Deslocamento angular	Gráus (°) <sup>†</sup>
Velocidade	Razão de deslocamento linear	Metros por segundo (m/s)	$\text{ft/s} \times 0,305 = \text{m/s}$	Razão de deslocamento angular	Gráus/s
Aceleração	Razão da mudança na velocidade linear	$\text{m/s}^2$	$\text{ft/s}^2 \times 0,305 = \text{m/s}^2$	Razão da mudança na velocidade angular	Gráus/s <sup>2</sup>
Massa	A quantidade de matéria em um objeto, influencia a sua resistência a uma mudança na velocidade linear	Quilograma (kg)	$\text{lbm}^2 \times 0,454 = \text{kg}$	Não se aplica	
Momento de inércia de massa	Não se aplica		$\text{lbm} \cdot \text{ft}^2 \times 0,042 = \text{kg} \cdot \text{m}^2$	A quantidade e distribuição de matéria ao redor do eixo de rotação de um objeto, influencia a sua resistência a uma mudança na velocidade angular	$\text{kg} \cdot \text{m}^2$
Força	Um impulso ou uma tração; massa vezes aceleração linear	Newton (N) = $\text{kg} \cdot \text{m/s}^2$	$\text{lb} \times 4,448 = \text{N}$	Não se aplica	
Torque	Não se aplica		$\text{ft} \cdot \text{lb} \times 1,356 = \text{Nm}$	Uma força multiplicada por um braço de momento; momento de inércia de massa vezes aceleração angular	Newton-metros (Nm)
Impulso	Força vezes tempo	N·s	$\text{lb} \cdot \text{s} \times 4,448 = \text{N} \cdot \text{s}$ $\text{ft} \cdot \text{lb} \cdot \text{s} \times 1,356 = \text{Nm} \cdot \text{s}$	Torque vezes tempo	Nm·s
Momento	Massa vezes velocidade linear	$\text{kg} \cdot \text{m/s}$	$\text{lbm} \cdot \text{ft/s} \times 0,138 = \text{kg} \cdot \text{m/s}$ $\text{lbm} \cdot \text{ft}^2/\text{s} \times 0,042 = \text{kg} \cdot \text{m}^2/\text{s}$	Momento de inércia de massa vezes velocidade angular	$\text{kg} \cdot \text{m}^2/\text{s}$
Trabalho	Força vezes deslocamento linear	Joule (J)	$\text{lb} \cdot \text{ft} \times 1,356 = \text{J}$	Torque vezes deslocamento angular	Joules (J)
Potência média	Razão de trabalho linear	Watt (W) = J/s	$\text{lb} \cdot \text{ft/s} \times 1,356 = \text{W}$	Razão de trabalho angular	Watts (W) = J/s

\*Para converter as unidades em inglês para as unidades do SI, multiplicar o valor em inglês pelo número na célula da tabela. Para converter das unidades do SI para o inglês, dividir por aquele número. Se duas equações estão na célula, a equação superior é usada para converter a medida linear e a equação inferior é usada para converter a medida angular.

<sup>†</sup>Radianos, que não têm unidade, podem ser usados em vez de graus (1 radiano = aproximadamente 57,3 graus).

<sup>‡</sup>A unidade inglesa para massa é a libra-massa (lbm) ou slug.

## A TERCEIRA LEI DE NEWTON: LEI DA AÇÃO-REAÇÃO

A terceira lei do movimento de Newton postula que para cada ação há uma reação igual e oposta. Esta lei sugere que todo efeito que um corpo exerce sobre outro é contrabalanceado pelo efeito que o segundo corpo exerce sobre o primeiro. Os dois corpos interagem simultaneamente e a consequência é especificada pela lei da aceleração de Newton ( $\Sigma F = m \times a$ ), que determina que cada corpo experimenta um efeito diferente, e que este efeito depende da sua massa. Por exemplo, uma pessoa que cai no chão de uma construção de dois andares exerce uma força no chão e este exerce uma força igual e oposta na pessoa. Por causa das grandes discrepâncias entre as

massas da pessoa e da terra, o efeito, ou aceleração experimentada pela pessoa, é bem maior que o efeito “conhecido” pelo solo. Como resultado, a pessoa pode sofrer uma lesão significativa.

Outro exemplo da lei da ação-reação de Newton é a força de reação fornecida pela superfície na qual uma pessoa está andando, ou parada de pé. O pé produz uma força contra o solo, e de acordo com a terceira lei de Newton, o chão gera uma *força de reação do solo* na direção oposta, mas de igual magnitude (Fig. 4-5). A força de reação do solo muda em magnitude, direção e ponto de aplicação no pé, durante todo o período postural da marcha. A terceira lei de Newton também tem um equivalente angular. Por exemplo, durante um exercício isométrico, os torques interno e externo são, respectivamente, iguais e opostos das direções rotacionais.



FIGURA 4-5 A ação das forças produzidas entre o chão e o pé é ilustrada durante a fase de contato do método de “balanço-contínuo” da marcha com assistência de muletas. A ação das forças do pé (*setas brancas*) é contrabalançada pelas forças de reação do solo (*setas pretas*). Se o componente horizontal da força de reação do solo (causada por fricção) é menor que o componente horizontal da força do pé, este irá deslizar para a frente no chão de acordo com a segunda lei de Newton:  $F = m \times a$ .

## **INTRODUÇÃO À ANÁLISE DO MOVIMENTO: AJUSTANDO O LOCAL PARA ANÁLISE**

A seção anterior descreve a natureza das relações causa-efeito entre força e movimento, como descrito nas leis de Newton. Agora que este alicerce foi estabelecido, este

segmento introduz os passos e as convenções usados para analisar o movimento formalmente. Atenção especial é dada à análise das forças interna e externa e aos torques e como essas variáveis afetam o corpo e suas articulações. Esta seção deve preparar totalmente o leitor para seguir as soluções matemáticas para três modelos de problemas construídos na próxima seção.

## **Antropometria**

A palavra *antropometria* deriva da raiz grega *anthropos*, homem, + *metron*, medida. No contexto da análise do movimento humano, antropometria pode ser amplamente definida como a medida de certas características físicas do modelo do corpo humano, como altura, massa, peso, volume densidade, centro de gravidade e momento de inércia de massa. O conhecimento desses parâmetros é geralmente essencial para conduzir a análise cinemática e cinética, tanto do movimento normal quanto do patológico. Variáveis como massa e momento de inércia de massa de segmentos individuais dos membros, por exemplo, são necessárias para determinar as propriedades inerciais que os músculos devem superar para gerar movimento. A informação antropométrica é também valiosa no projeto de desenvolvimento de ambientes de trabalho, mobiliário, ferramentas e equipamentos de esporte.

Muitas das informações pertinentes ao centro de gravidade e ao momento de inércia de massa dos segmentos corporais derivaram de estudos em cadáveres.<sup>3,4</sup> Outros métodos dos quais derivam dados antropométricos incluem técnicas de modelagem e imagem



matemática, tais como tomografia computadorizada e ressonância magnética. A Tabela 4-3 lista os dados dos pesos dos segmentos corpóreos e a localização do centro de gravidade. (Os detalhes específicos contidos nessa tabela vão ser necessários para resolver partes selecionadas dos problemas biomecânicos colocados no Apêndice I, Parte B.)

**TABELA 4-3** Dados Antropométricos sobre o Peso dos Segmentos Corporais e Localização do Centro de Gravidade na Posição Anatômica (os Dados das Extremidades são Apenas Unilaterais)

Segmento	Definição*	Peso do Segmento como Porcentagem do Peso Corporal Total	Centro de Gravidade: Localização da Extremidade Proximal (ou Cranial) como uma Porcentagem do Tamanho do Segmento
Mão	Eixo do punho à articulação proximal interfalangeana (PIP) do terceiro dedo	0,6%	50,6%
Antebraço	Eixo do cotovelo ao processo estiloide da ulna	1,6%	43%
Parte superior do braço	Eixo glenoumeral ao eixo do cotovelo	2,8%	43,6%
Antebraço-mão	Eixo do cotovelo ao processo estiloide da ulna	2,2%	68,2%
Braço inteiro	Eixo glenoumeral ao processo estiloide da ulna	5%	53%
Pé	Maléolo lateral à cabeça do segundo metacarso	1,45%	50%
Canela (perna inferior)	Côndilo femoral ao maléolo medial	4,65%	43,3%
Coxa	Grande trocânter ao côndilo femoral	10%	43,3%
Canela-pé	Côndilo femoral ao maléolo medial	6,1%	60,6%
Perna inteira	Grande trocânter ao maléolo medial	16,1%	44,7%
Cabeça-pescoço	Canal auricular a C7-T1 (primeira costela)	8,1%	0% (no canal auricular)
Tronco	Eixo glenoumeral ao grande trocânter	49,7%	50%
Tronco-cabeça-pescoço	Eixo glenoumeral ao grande trocânter	57,8%	34%

Resultados compilados em Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*, ed 3, New York, 2005, John Wiley & Sons. Os momentos de massa de inércia não estão incluídos nesta tabela, porque o foco deste capítulo está limitado à análise estática.

\*Ainda que muitas definições listadas nesta tabela não representem os pontos finais dos segmentos, elas são locações facilmente identificadas no corpo humano. Os valores para peso do segmento e localização do centro de gravidade nesta tabela, levam em consideração a discrepância entre a definição do segmento e os pontos finais verdadeiros. Por exemplo, a definição do segmento para o antebraço é a mesma para o segmento antebraço-mão, mas as porcentagens listadas para o peso do segmento e a localização do centro de gravidade do segmento antebraço-mão são maiores, levando em conta a massa da mão.

## Diagrama de Corpo Livre

A análise do movimento requer que todas as forças que atuam no corpo sejam levadas em conta. Antes de qualquer análise, um *diagrama de corpo livre* é construído para facilitar o processo de resolução dos problemas biomecânicos. Um diagrama de corpo livre é uma “foto” ou um esboço simplificado que representa a interação entre

um corpo e o ambiente. O corpo em consideração pode ser um único segmento rígido, como o pé, ou podem ser vários segmentos, como a cabeça, os braços e o tronco. Quando o corpo consiste em vários segmentos, presume-se que estejam fortemente conectados juntos, dentro de um único sistema rígido.

Um diagrama de corpo livre requer que todas as forças relevantes que atuam no sistema sejam cuidadosamente desenhadas. Essas forças podem ser produzidas pelos músculos, gravidade (refletida no peso do segmento), fluido, resistência do ar, fricção e reação de força do solo. Setas são usadas para indicar forças vetoriais.

Como um diagrama de corpo livre será configurado, vai depender da finalidade da análise. Considere o exemplo apresentado na Figura 4-6. Neste exemplo, o diagrama representa a perna e o pé no instante do contato inicial do calcanhar durante a marcha. O diagrama envolve figurativamente o “corte” da(s) articulação(ões) desejada(s) para isolar ou “libertar” o corpo de interesse. No exemplo apresentado na Figura 4-6, a articulação do joelho foi cortada para isolar o segmento perna-pé. Os efeitos da força ativa muscular são geralmente diferenciados dos efeitos dos outros tecidos moles, tal como a tensão passiva criada na cápsula articular alongada e nos ligamentos. Embora a contribuição dos músculos individuais atuantes através de uma articulação deva ser determinada, um vetor de força muscular resultante ( $M$ ) é de modo geral usado para representar a soma total de todas as forças musculares individuais. Outras forças externas ao sistema são adicionadas ao diagrama, o qual deve incluir a força de reação do solo ( $G$ ) e o peso dos segmentos perna e pé ( $S$  e  $F$ ). Como especificado pela

terceira lei de Newton, a força de reação do solo é a força desenvolvida em resposta ao toque do pé na terra.

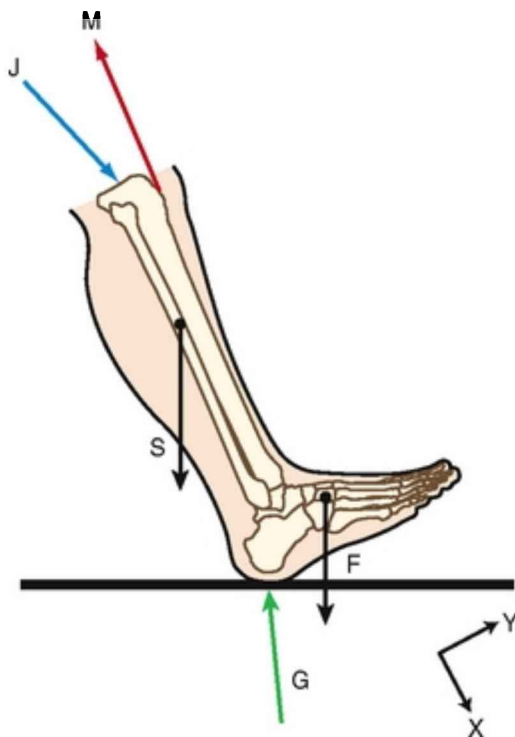


FIGURA 4-6 Diagrama de corpo livre do segmento perna-pé no instante do contato do calcanhar durante a marcha. O segmento está isolado pelo “corte” da articulação do joelho. As forças relevantes são desenhadas. O quadro de referência coordenada X-Y está colocado tal que o eixo X esteja paralelo à perna.

Uma força adicional é identificada na Figura 4-6: a *força de reação articular (J)*. Esta grandeza inclui as forças de contato da articulação, bem como a rede ou o efeito cumulativo de todas as forças transmitidas de um segmento

para o outro. As forças de reação articular são causadas “em reação” a outras forças, tais como aquelas produzidas por ativação muscular, por tensão passiva nos tecidos conectivos periarticulares alongados e pela gravidade (peso corpóreo). Como será discutido, o diagrama de corpo livre é completado pela definição de um quadro de referência de coordenadas X-Y e escrevendo-se as equações governantes do movimento.

Clinicamente, a redução da reação de força articular é em geral o maior foco em programas de tratamento designados a reduzir a dor e prevenir a degeneração articular adicional em pessoas com artrite. Frequentemente, os tratamentos são direcionados no sentido de diminuir as forças articulares por meio de mudanças na magnitude da atividade muscular e seus padrões de ativação ou através da redução do peso transmitido por toda a articulação. Considere um paciente com osteoartrite na articulação do quadril como exemplo. A magnitude da força de reação articular pode ser diminuída se a pessoa reduzir a velocidade da marcha, reduzindo, assim, a dimensão da ativação muscular. Calçados fortemente acolchoados podem ser recomendados para diminuir as forças de impacto. Além disso, uma bengala pode ser usada para minimizar as forças através da articulação do quadril.<sup>1,10,13</sup> Se a obesidade for um fator, um programa de redução de peso pode ser recomendado.

## **PASSOS PARA A CONSTRUÇÃO DO DIAGRAMA DE CORPO LIVRE**

Os elementos-chave necessários para iniciar a resolução de problemas relacionados ao movimento humano são: determinar o propósito da análise, identificar o corpo livre

de interesse e indicar todas as forças que atuam naquele corpo. O exemplo seguinte apresenta os passos para auxiliar a construção de um diagrama de corpo livre.

Considere uma situação na qual um indivíduo está segurando um peso lateralmente, como mostrado na Figura 4-7. É indicado que este corpo livre está em equilíbrio estático e a soma de todas as forças e todos os torques atuantes no corpo é igual a zero. Um dos propósitos da análise poderia ser determinar a quantidade de força muscular que seria precisa pelos músculos abdutores ( $M$ ) da articulação glenoumeral para manter o braço abduzido a 90 graus; outro propósito poderia ser determinar a magnitude da força de reação da articulação glenoumeral ( $J$ ) durante a mesma atividade.

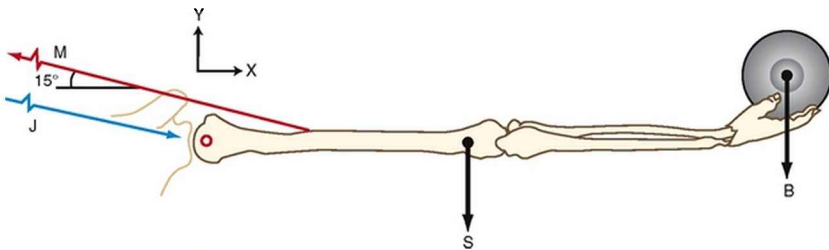


FIGURA 4-7 Uma demonstração de plano frontal de um diagrama de corpo livre isolando o sistema como uma combinação de braço direito e bola: força muscular abduzora do ombro resultante ( $M$ ); força de reação articular glenoumeral ( $J$ ); peso do segmento ( $S$ ); e peso da bola ( $B$ ). O eixo de rotação é mostrado como um círculo vermelho aberto na articulação glenoumeral. O quadro de referência coordenada X-Y está colocado tal que o eixo X seja paralelo à extremidade superior.

(Modificado de LeVeau BF: *Williams & Lissner's biomechanics of human motion*, ed 3, Philadelphia, 1992, Saunders.)

O primeiro passo da construção do diagrama de corpo livre é identificar e isolar o corpo livre em consideração. Neste exemplo, a articulação glenoumeral foi “cortada” e o corpo livre é a combinação entre um braço inteiro e a resistência (o peso da bola de exercício).

O segundo passo envolve a definição de um quadro de referência coordenada que permite indicar a posição e o movimento de um corpo em relação a um ponto conhecido, localização ou eixo (Fig. 4-7, quadro de referência coordenada X-Y). Mais detalhes de como estabelecer um quadro de referências serão discutidos posteriormente.

O terceiro passo envolve a identificação e a inclusão de todas as forças que atuam no corpo livre. Forças internas são aquelas produzidas pelo músculo (M). As forças externas incluem a força da gravidade na massa da bola de exercício (B), assim como a força da gravidade no segmento do braço (S). Embora não relevantes para a Figura 4-7, outros exemplos de forças externas poderiam incluir as forças aplicadas pelos fisioterapeutas, cabos, faixas de resistência, o solo (S) ou outra superfície (S), resistência do ar e órteses. As forças são desenhadas na figura enquanto especificam seu ponto aproximado de aplicação e sua orientação espacial. Por exemplo, o vetor S atua no centro de gravidade da extremidade superior, uma localização determinada pela utilização de dados antropométricos, tal como apresentado na Tabela 4-3.

A direção da força muscular (M) é desenhada em correspondência com a linha da tração muscular e em uma direção para gerar torque que se opõe à rede de torque gerado pelas forças externas. Neste exemplo, o torque produzido pelas forças externas, S e B, tende a rodar o

braço no sentido horário, adução, ou na direção  $-Z$ . A linha de força de  $M$ , portanto, em combinação como seu braço de momento, cria um torque em um sentido anti-horário, direção de abdução, ou na direção  $+Z$ . (A convenção de usar  $+$  ou  $-Z$  para designar a direção rotacional será descrita adiante.)

O quarto passo do procedimento é para mostrar a força de reação articular ( $J$ ), neste caso criada através da articulação glenoumeral. Inicialmente, a direção da força de reação articular pode não ser conhecida, mas, como explicado anteriormente, é tipicamente desenhada em uma direção *oposta* à tração da força muscular dominante. A direção precisa de  $J$  pode ser determinada após análise estática realizada e variáveis desconhecidas calculadas.

O quinto passo envolve a escrita das três equações governantes que são requeridas para resolver os problemas de equilíbrio estático bidimensional (2D) encontrados neste capítulo. As equações são:  $\Sigma \text{Torque}_z = 0$ ;  $\Sigma \text{Força}_x = 0$ ;  $\Sigma \text{Força}_y = 0$ . Essas equações são explicadas posteriormente neste capítulo.

### **Passos para a Construção do Diagrama de Corpo Livre**

*Passo I:* Identificar e isolar o corpo livre sob consideração.

*Passo II:* Estabelecer um quadro de referência coordenada.

*Passo III:* Desenhar as forças internas (musculares) e externas que atuam no sistema.

*Passo IV:* Desenhar a força de reação articular.

*Passo V:* Escrever as equações governantes do movimento.

## QUADROS DE REFERÊNCIA ESPACIAL

Com o intuito de descrever corretamente o movimento, ou resolver forças desconhecidas, um quadro de referência espacial precisa ser estabelecido. Esta informação fornece a posição e a direção do movimento de um corpo, de um segmento ou de um objeto a ser definido com relação a algum ponto conhecido, a localização ou o eixo de rotação do segmento. Se um quadro de referência não é identificado, torna-se muito difícil interpretar e comparar medidas em espaços clínicos e de pesquisa.

Um quadro de referência espacial é estabelecido arbitrariamente e pode ser colocado dentro ou fora do corpo. Quadros utilizados para descrever posição ou movimento podem ser considerados tanto relativos quanto globais. Um *quadro de referência relativa* descreve a posição de um segmento de membro relacionado a um segmento adjacente, tal como o pé com relação à perna, o antebraço relacionado ao braço ou o tronco relacionado à coxa. Uma medida é feita comparando-se o movimento de um ponto de referência ou de coordenadas anatômicas entre segmentos de interesse. A goniometria fornece um exemplo de um quadro de referência relativa usado na prática clínica. O arco de movimento da articulação do cotovelo, por exemplo, descreve uma medida com a utilização de um quadro de referência relativa definida pelo eixo longo dos segmentos do braço e do antebraço, com um eixo de rotação através do cotovelo.

Quadros de referência relativos, no entanto, carecem da informação necessária para definir o movimento com relação ao ponto fixado ou a localização no espaço. Para analisar o movimento com relação ao solo, à direção da



gravidade ou outro tipo de quadro de referência externamente definida no espaço, um *quadro de referência global (laboratorial)* deve ser definido. Desvios laterais ou anteriores excessivos do tronco durante a marcha são exemplos de uma medida feita com relação ao quadro de referência global. Nestes exemplos, a posição do tronco é medida com relação a uma referência vertical externa.

Se o movimento é medido por via de um quadro de referência global ou relativa, a localização de um ponto ou segmento no espaço pode ser especificada usando um quadro de referência coordenada. Na análise laboratorial do movimento humano, o *sistema de coordenadas Cartesianas* é frequentemente o mais empregado. O sistema Cartesiano usa coordenadas para localizar um ponto em um plano no espaço 2D pela identificação da distância entre um ponto em cada uma das duas linhas intersectadas, ou no espaço tridimensional (3D) pela distância entre cada um dos três planos que se intersectam em um ponto. Um quadro de referência coordenada 2D é definido por dois eixos imaginários arranjados perpendicularmente *com as pontas das setas voltadas para direções positivas*. Os dois eixos (marcados, por exemplo, com X e Y) podem ser orientados de qualquer maneira que facilite soluções quantitativas (compare as Figs. 4-6 e 4-7, por exemplo). Um quadro de referência 2D é frequentemente usado quando o movimento a ser descrito é predominantemente planar (*i.e.*, em um plano), como na flexão e na extensão do joelho durante a marcha.

Na maioria dos casos, o movimento humano ocorre em mais de um plano. De maneira a descrever completamente esse tipo de movimento, um quadro de referência coordenada 3D é necessário. Um quadro de referência 3D

tem, tipicamente, três eixos (X, Y e Z), cada um deles perpendicular (ou ortogonal) ao outro. Como no sistema 2D, *as pontas das setas apontam na direção positiva*. Uma convenção universal que orienta este sistema de coordenadas triplanares no espaço é baseado na *regra da mão direita*. Essa regra é usada em todos os estudos biomecânicos mais quantitativos (Enfoque Especial 4-4).

#### ENFOQUE ESPECIAL 4-4 A “Regra da Mão Direita”: uma Convenção para Descrever Completamente a Orientação Espacial de um Quadro de Referência Coordenada Tridimensional

Quando um sistema de coordenada Cartesiana é estabelecido, a direção ou orientação do eixo ortogonal não é arbitrária. Uma convenção deve ser usada para facilitar o compartilhamento de pesquisas de diferentes laboratórios dentro da comunidade científica mundial. Usando a Figura 4-7 como exemplo, os eixos X e Y estão no plano da página ou, relativamente ao indivíduo, paralelos ao plano frontal. (É geralmente mais conveniente, embora não obrigatório, orientar os eixos X e Y de forma que o eixo X seja paralelo ao segmento de corpo de interesse.) Um terceiro eixo, o eixo Z, deve ser definido. Embora não esteja desenhado na figura, o eixo Z está orientado perpendicularmente ao plano X-Y. Por convenção, a direção das pontas das setas mostradas no quadro de referência coordenada X-Y indica direções positivas. Como mostrado na Figura 4-7, a direção positiva X está voltada para a direita e a direção positiva Y está voltada para cima. A regra da mão direita pode ser usada para definir a direção (+ ou -) do eixo Z. A aplicação da *regra da mão direita* é feita pela colocação da borda ulnar da sua mão direita ao longo do eixo X, com os dedos em linha reta apontando em uma direção positiva X

(para a bola no modelo). Sua mão deve estar posicionada ao longo do eixo X de forma que quando seus dedos se flexionarem, eles se voltem da direção positiva X para a posição positiva Y. Seu polegar estendido está apontando para *fora da página*, então definindo a direção do eixo positivo Z. Por necessidade, o eixo  $-Z$  está orientado perpendicularmente para *dentro da página*. Usar a regra da mão direita significa que apenas dois eixos precisam ser definidos e mostrados; o uso dessa regra permite a completa descrição do terceiro eixo.

Por todo o livro, a terminologia utilizada para descrever a direção linear dentro dos planos (como a direção da força muscular ou de um eixo de rotação em volta de uma articulação) é menos formal que a ditada pela regra da direita. Como descrito no Capítulo 1, a direção linear no espaço é largamente descrita relacionando-se ao corpo humano parado na posição anatômica, usando termos como *anteroposterior*, *mediolateral* e *vertical*. Embora útil para a maioria das descrições qualitativas ou baseadas na anatomia, esta convenção não é bem aceita para análises quantitativas, tais como as que serão introduzidas neste capítulo. Nestes casos, o sistema cartesiano de coordenadas é utilizado e a orientação de seus eixos 3D é designada pela regra da mão direita.

Movimentos ou torques rotacionais ou angulares são geralmente descritos como ocorrentes em um plano, acerca de um eixo perpendicular de rotação. Em grande parte da literatura cinesiológica, a direção de rotação de um segmento é tipicamente descrita por termos como *flexão* e *extensão* e, em menor grau, rotação em *sentido horário* ou *anti-horário*. Tal sistema é adequado para a maioria das análises clínicas e é utilizado no decorrer deste livro. Mais

formal, a análise quantitativa, no entanto, deve ser necessária para designar a direção do movimento angular e dos torques. Tal sistema é baseado no quadro de referência coordenada Cartesiana 3D e usa outra forma da *regra da mão direita*,<sup>4</sup> como descrito no Enfoque Especial 4-5.

#### ENFOQUE ESPECIAL 4-5 Outro Uso da “Regra da Mão Direita”: Um Guia para Descrever a Direção do Movimento Angular e do Torque

Outro uso da regra da mão direita é para definir a *direção rotacional* do movimento angular e do torque. Considere, mais uma vez, o quadro de referência coordenada representado na Figura 4-7. Este quadro de referência indica que o caminho do movimento umeral (abdução) está no plano X-Y (frontal), ao redor de um eixo anteroposterior perpendicular (ou, como descrito no Enfoque Especial 4-4, o eixo Z). A regra da mão direita é novamente aplicada à Figura 4-7 como se segue. Comece alinhando o lado ulnar da sua mão direita paralelamente ao segmento do braço do modelo, de forma que ao flexionar seus dedos eles se voltem no caminho de rotação da abdução do ombro. A direção de seu polegar estendido aponta na direção +Z, o que indica que a abdução é uma rotação Z positiva. A adução do ombro está em uma direção negativa Z.

A regra da mão direita também é utilizada para descrever a direção rotacional do torque. Novamente a mão direita é usada, enrolando seus dedos no caminho do movimento produzido pelo torque. Retornando à Figura 4-7, a força M, produzida pelos músculos abdutores do ombro, gera um torque +Z, enquanto os músculos adutores do ombro (não mostrados) geram um torque -Z. Com o quadro de referência coordenada

como mostrado, os abdutores do ombro gerarão sempre um torque +Z, independentemente da ação concêntrica (associada ao movimento +Z) ou da ação excêntrica (associada ao movimento -Z).

Concluindo, analisar o movimento dentro de três dimensões é mais complicado do que em duas dimensões, mas isso fornece um perfil mais compreensivo do movimento humano. Existem excelentes recursos disponíveis que descrevem técnicas para conduzir a análise em 3D, e algumas destas referências são fornecidas no final deste capítulo.<sup>2,22,23</sup> A análise quantitativa descrita neste capítulo enfoca os movimentos que estão restritos a duas dimensões.

## Forças e Torques

Como grandezas vetoriais, as forças podem ser analisadas de diferentes maneiras dependendo do contexto da análise. Muitas forças podem ser combinadas dentro de uma força única resultante, representada por um vetor único. A adição de forças utiliza um processo chamado *composição vetorial*. Alternativamente, uma única força pode ser resolvida ou “decomposta” em duas ou mais forças, cuja combinação tem o efeito exato da força original. Este processo de decomposição de uma força em seus componentes é chamado *resolução vetorial*. A análise de vetores com a utilização de processos de decomposição e de resolução fornece os meios de entendimento de como forças rodam ou transladam segmentos corporais e subsequentemente causam rotação, compressão, corte ou desvio nas superfícies articulares.

## **MÉTODOS GRÁFICOS E MATEMÁTICOS DE ANÁLISE DE FORÇA**

Composição e resolução de forças podem ser executadas com a utilização de métodos gráficos de análise, ou métodos matemáticos que incluem a simples adição e subtração de vetores ou, em alguns casos, trigonometria angular. O método gráfico de análise de força representa a força ou componentes vetoriais como setas e é feito pelo alinhamento das mesmas em um modelo ponta e cauda. Um inconveniente deste modelo é que requer um alto grau de precisão de desenho. O comprimento das setas deve ter escalonamento preciso com as magnitudes das forças, e as orientações e direções das setas devem atingir as forças com exatidão.

O método trigonométrico não requer a mesma precisão no traço e geralmente fornece um método mais preciso de análise de forças. Esse método usa componentes retangulares e “trigonometria de ângulo reto” para determinar magnitudes e ângulos de forças. As funções trigonométricas são baseadas no relacionamento que existe entre os ângulos e os lados do um triângulo reto. Consulte o Apêndice I, Parte A, para uma breve revisão deste material.

A proficiência nestas técnicas é necessária para representar e subsequentemente calcular as forças musculares e articulares. Tanto o método gráfico quanto o trigonométrico são ilustrados posteriormente, mas o lembrete do capítulo irá utilizar apenas o método trigonométrico.

### **Composição de Forças**

Duas ou mais forças são colineares se elas compartilham uma linha de força comum. A composição vetorial permite que muitas forças colineares sejam facilmente combinadas graficamente como uma única *força resultante* (Fig. 4-8). Na Figura 4-8, A, o peso dos segmentos perna e pé (S) e o peso do exercício (W) são adicionados graficamente por meio de uma régua e um fator de escala determinado pelos vetores. Neste exemplo, S e W atuam para baixo, então a força resultante (R) também atua para baixo e tem a tendência de desviar (puxar separadamente) a articulação do joelho. R é achada graficamente alinhando-se o final da seta de W à ponta da seta de S. A força resultante R é representada pela seta azul que começa no final de S e termina na ponta de W. A Figura 4-8, B ilustra um dispositivo de tração cervical que emprega um sistema pesado de roldana, que atua de forma ascendente, em oposição à força criada pela gravidade no centro de gravidade da cabeça. Graficamente, o final da seta de H está alinhado à ponta de T, e a seta resultante (R) começa no final de T e termina na ponta da seta de H. A direção ascendente de R (em azul) indica uma rede de força de desvio ascendente na cabeça e no pescoço.

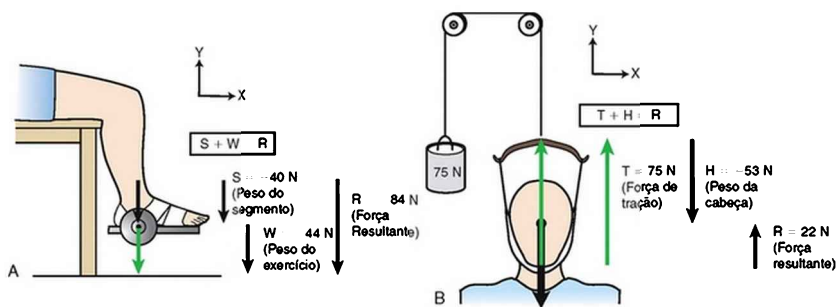


FIGURA 4-8 Composição vetorial de forças colineares. A, Dois vetores de força estão atuando no joelho: o peso do

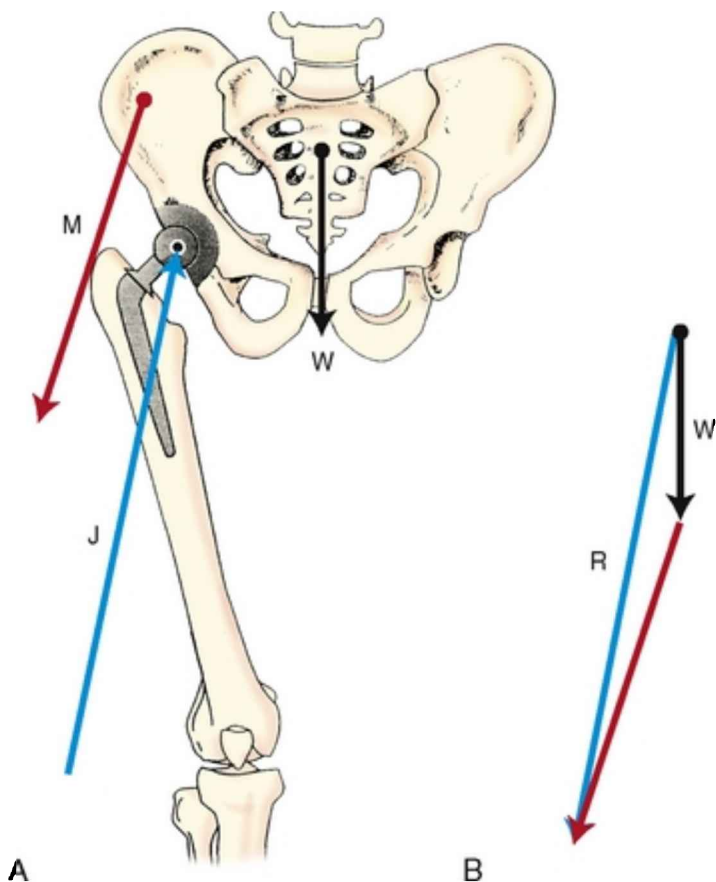
segmento perna-pé ( $S$ ) e o peso do exercício ( $W$ ) aplicado ao tornozelo. Essas forças são somadas para determinar a força resultante ( $R$ ). O quadro de referência coordenada X-Y indica que  $+Y$  é direcionado para cima; o sinal negativo atribuído às forças indicam um arranque direcionado para baixo. **B**, O peso da cabeça ( $H$ ) e a força de tração ( $T$ ) atuam ao longo da mesma linha, mas em direções opostas.  $R$  é a soma algébrica desses vetores.

As forças colineares representadas na Figura 4-8 podem também ser combinadas pela simples adição das magnitudes das forças dos vetores enquanto se presta atenção às suas direções. Na Figura 4-8, *A*, o quadro de referência coordenada indica que tanto  $S$  quanto  $W$  são colineares e ambas atuam inteiramente em uma direção  $-Y$ . Como indicado no quadro, o resultado é achado pela adição das dimensões das forças colineares; neste caso, o resultado também atua em uma direção  $-Y$ . Na Figura 4-8, *B*, as forças são colineares, mas atuam em direções opostas ( $T$  atua em uma direção  $+Y$ ,  $H$  atua em uma posição  $-Y$ ). Juntar as duas magnitudes enquanto presta-se atenção às suas direções indica que o resultado é uma força de 22 N que age em uma direção  $+Y$ . Neste exemplo em específico, uma força de tração de no mínimo 53 N é necessária para contrabalançar o peso da cabeça. O uso de menos força resultaria em não desvio (separação) da coluna vertebral. Esta técnica pode, no entanto, fornecer algum benefício terapêutico.

As forças que atuam em um corpo podem ser coplanares (presentes no mesmo plano), mas elas podem não ser sempre colineares. Neste caso, os vetores de força individuais podem ser compostos graficamente usando-se o *método do polígono*. A Figura 4-9 ilustra como o método do



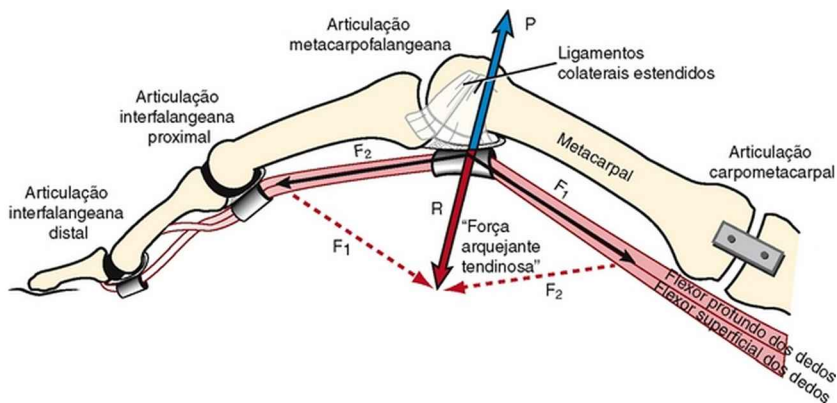
polígono pode ser aplicado a um modelo de plano frontal para estimar a força de reação articular sobre uma prótese de quadril enquanto o indivíduo se sustenta sobre um membro. Com as setas desenhadas na proporção das suas magnitudes e na orientação correta, os vetores de peso do corpo ( $W$ ) e de força muscular abduutora do quadril ( $M$ ) são adicionados em um modelo ponta e cauda (Fig. 4-9, *B*). O efeito combinado dos vetores  $W$  e  $M$  é determinado pela colocação do final da seta do vetor  $M$  na ponta de seta do vetor  $W$ . Completando-se o polígono temos a força resultante ( $R$ ) que começa no final da seta de  $W$  e vai até a ponta de  $M$ . A Figura 4-9, *B* ilustra este processo, indicando a magnitude e a direção de  $R$ . Observe que  $R$  é igual em magnitude, mas oposta em direção, à força de reação da articulação do quadril protético ( $J$ ), representada na Figura 4-9, *A*. Uma força de reação articular excessivamente grande pode, além do tempo, contribuir para a perda prematura da prótese do quadril.



**FIGURA 4-9** A, Três forças são mostradas atuando em uma pelve envolvida em uma postura de apoio unipedal sobre uma prótese de articulação de quadril. As forças são: força muscular abduutora do quadril ( $M$ ), peso do corpo ( $W$ ) e força de reação articular do quadril protético ( $J$ ). B, O método do polígono (ponta e cauda) é utilizado para determinar a magnitude e a direção da força resultante ( $R$ ), baseada na intensidade e na direção de  $M$  e  $W$ .  $J$  em A é igual em intensidade e oposta em direção a  $R$  em B.

*(De Neumann DA: Hip abductor muscle activity in persons who walk with a prosthesis while using a cane and carrying a load, Phys Ther 79:1163, 1999.)*

Um *paralelogramo* pode também ser construído para determinar a resultante de duas forças coplanares, mas não colineares. No lugar de colocar os vetores de força no sistema ponta e cauda, como discutido no exemplo anterior, o vetor resultante pode ser encontrado ao se desenhar um paralelogramo baseado na magnitude e na direção dos dois componentes de força vetorial. Como em todas as técnicas gráficas de análise vetorial, a prática é requerida para habilitar um desenho relativamente acurado no tamanho e na orientação dos vetores de força. A Figura 4-10 fornece uma ilustração do método do paralelogramo usado para combinar vários componentes vetoriais dentro de um vetor resultante. Os vetores de força componentes,  $F_1$  e  $F_2$  (setas pretas preenchidas), são gerados pela tração do flexor superficial e profundo dos dedos como quando eles passam na direção palmas (anterior) na articulação metacarpofalangeana. A diagonal, originada na intersecção entre  $F_1$  e  $F_2$ , representa a força resultante ( $R$ ) (Fig. 4-10, seta vermelha picotada). Por causa do ângulo entre  $F_1$  e  $F_2$ , a força resultante tende a elevar os tendões palmarmente, para longe da articulação. Clinicamente, este fenômeno é descrito como *força arquejante tendinosa*, por causa da semelhança dos tendões a cordas puxadas conectadas ao fim de dois arcos. Normalmente, a força arquejante dos tendões é resistida por forças desenvolvidas no tendão flexor e nos ligamentos colaterais (força  $P$  em azul na Fig. 4-10). Em casos severos de artrite reumatoide, por exemplo, a força arquejante do tendão pode eventualmente romper os ligamentos e deslocar as articulações metacarpofalangeanas.



**FIGURA 4-10** O método do paralelogramo é utilizado para ilustrar o efeito de dois vetores de força ( $F_1$  e  $F_2$ ) produzidos pela contração dos músculos flexores dos dedos superficiais e profundos através da articulação metacarpofalangeana (MCP). O vetor da força resultante ( $R$ ) cria uma força arquejante tendinosa resistida pela polia flexora e pelos ligamentos laterais (força  $P$  em azul) na articulação (MCP).

Em resumo, quando duas ou mais forças aplicadas a um segmento estão combinadas dentro de uma força resultante única, a magnitude da força resultante é considerada igual à soma dos componentes vetoriais. A força resultante pode ser determinada graficamente, como resumido no quadro.

#### Resumo de como Compor Graficamente Vetores de Força

- Vetores de força colineares podem ser combinados por simples adição ou subtração (Fig. 4-8).
- Vetores de força coplanares e não paralelos podem ser compostos usando-se o método do polígono (ponta e cauda) (Fig. 4-9) ou o método do paralelogramo (Fig. 4-10).

## Resolução de Forças

A seção anterior ilustra o método de composição de representação de forças, por meio do qual forças coplanares múltiplas atuantes sobre um corpo são substituídas por uma força resultante única. Em muitas situações clínicas, o conhecimento do efeito dos *componentes individuais* que produzem a força resultante pode ser mais relevante para entender o impacto dessas forças no movimento e na carga articular, assim como para o desenvolvimento de estratégias de tratamento específicas. A *resolução vetorial* é o processo de substituição de uma força única por duas ou mais forças que, quando combinadas, são equivalentes a força original.

Uma das aplicações mais úteis da resolução de forças envolve a descrição e o cálculo dos componentes retangulares de uma força muscular. Como representado na Figura 4-11, os componentes retangulares de uma força muscular são mostrados em ângulos retos entre si e referidos como os componentes X e Y ( $M_x$  e  $M_y$ ). (O eixo X é definido paralelo ao eixo longo do segmento, com direção positiva distalmente.) No modelo do cotovelo representado na Figura 4-11, o *componente X* representa o componente da força muscular que se dirige *paralelamente* ao eixo longo do segmento do corpo. O efeito desse componente de força é comprimir e estabilizar a articulação, ou, em muitos casos, deslocar ou separar os segmentos que formam a articulação. O componente X de um músculo *não* produz um torque quando passa através do eixo de rotação por que não há braço de momento (Fig. 4-11,  $M_x$ ). No modelo representado na Figura 4-11, o *componente Y* representa o componente da força muscular

que atua *perpendicularmente* ao eixo longo do segmento. Por causa do braço de momento interno (Cap. 1) associado a este componente de força, um efeito de  $M_y$  é causar uma rotação (*i.e.*, produzir um torque). Neste exemplo, o componente  $M_y$  pode também criar uma força de cisalhamento na articulação que tende a causar uma translação do segmento ósseo na direção +Y.

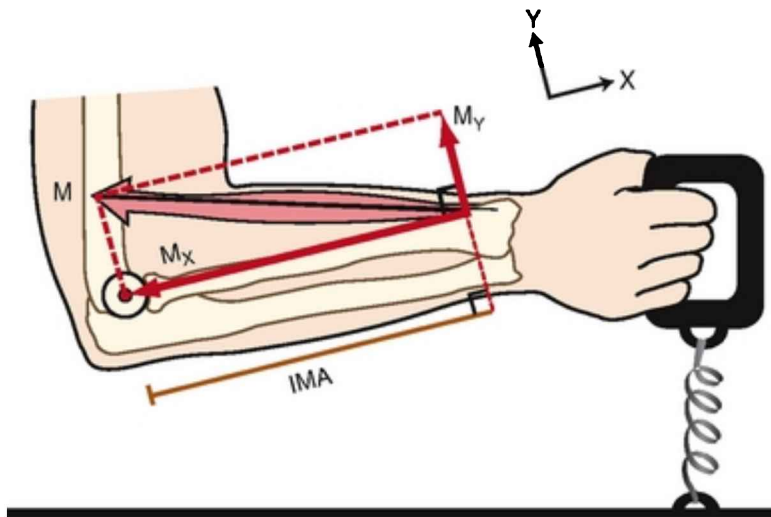


FIGURA 4-11 A força muscular ( $M$ ) produzida pelo braquiorradial é representada como a hipotenusa (diagonal) do retângulo. O componente X ( $M_x$ ) e o componente Y ( $M_y$ ) também estão indicados. O braço de momento interno ( $IMA$ ) é a distância perpendicular entre o eixo de rotação (*círculo vermelho*) e  $M_y$ . O quadro de referência coordenada X-Y está colocado de maneira que o eixo X seja paralelo ao segmento corporal de interesse; as pontas de setas pretas apontam direções positivas anteriormente.

Para os propósitos deste capítulo, as articulações

anatômicas serão consideradas como do tipo dobradiça de pouca fricção ou articulações do tipo pino com um eixo estacionário de rotação, o que permite a rotação em apenas um plano. Embora seja largamente reconhecido que até mesmo a articulação mais simples no corpo é mais complexa que isso, a consideração de articulações tipo pino admite um entendimento muito mais fácil dos conceitos deste capítulo. Por exemplo, se o componente X da força muscular ( $M_x$ ) está *em direção à* articulação do cotovelo como na Figura 4-11, pode ser assumido que a força muscular causa compressão da cabeça radial contra o capítulo do úmero. O componente Y da força muscular ( $M_y$  na Fig. 4-11) causa um cisalhamento, tendendo a mover o antebraço na direção +Y (neste caso, ascendente e levemente posterior). Como descrito posteriormente, essas forças são opostas pelas forças de reação articular direcionadas opostamente. A Tabela 4-4 resume as características dos componentes de força X e Y de um músculo, como ilustrado na Figura 4-11.

**TABELA 4-4** Características Típicas dos Componentes X e Y de uma Força Muscular (como Ilustrado na Figura 4-11)

<b>Componente Y da Força Muscular</b>	<b>Componente X da Força Muscular</b>
Atua perpendicularmente a um segmento ósseo.	Atua paralelamente a um segmento ósseo.
Geralmente é indicado como $M_y$ , dependendo da escolha do sistema de referência.	Geralmente é indicado como $M_x$ , dependendo da escolha do sistema de referência.

<p>Pode causar translação do osso e/ou do torque se o braço de momento <math>&gt; 0</math>.</p>	<p>Pode causar translação do osso. Normalmente não causa torque porque o sistema de referência escolhido reduz o braço de momento a zero.</p>
<p>Em um modelo simples de articulação do tipo dobradiça, <math>M_Y</math> cria uma força de cisalhamento entre as superfícies articulares. (Na realidade, <math>M_Y</math> pode criar cisalhamento, compressão e forças distrativas dependendo da complexidade anatômica das superfícies articulares.)</p>	<p>Em um modelo simples de articulação do tipo dobradiça, <math>M_X</math> cria uma força de compressão ou distração entre as superfícies articulares. (Na realidade, <math>M_X</math> pode criar cisalhamento, compressão ou força distrativa dependendo da complexidade anatômica das superfícies articulares.)</p>

## CONTRASTANDO FORÇAS E TORQUES INTERNOS *VERSUS* EXTERNOS

Os exemplos previamente descritos de resolução de forças nos componentes X e Y focavam nas forças e torques produzidos pelo músculo. Como descrito no Capítulo 1, músculos, por definição, produzem forças e torques internos. A resolução das forças em componentes X e Y pode também ser aplicada às *forças externas* atuantes no corpo humano, como as da gravidade, contato físico, pesos e cargas externas e resistência manual aplicada por um clínico. Na presença de um braço de momento externo, as forças externas produzem um *torque externo*. Geralmente, em uma condição de equilíbrio, o torque externo atua em relação ao eixo de rotação articular numa direção



rotacional oposta a da rede de torque interno.

A Figura 4-12 ilustra a solução das forças interna e externa de um indivíduo que está realizando um exercício isométrico de extensão do joelho. Três forças são representadas na Figura 4-12, A: a força *interna* do músculo extensor do joelho (M), o peso *externo* do segmento perna e pé (S) e o peso *externo* do exercício (W) aplicado no tornozelo. As forças S e W atuam nos seus respectivos centros de massa.

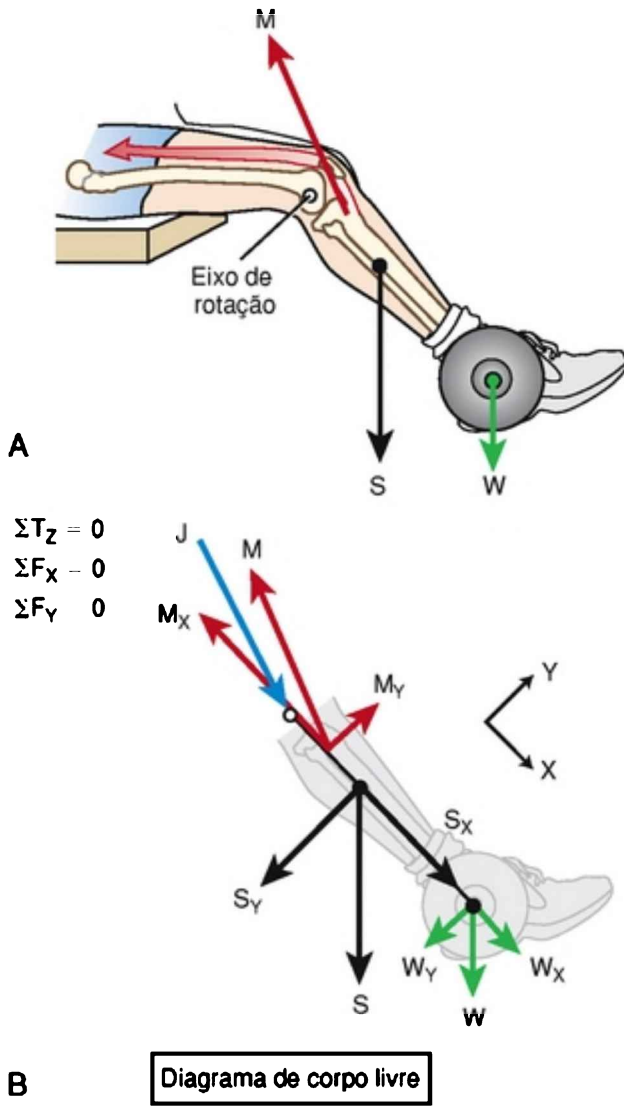


FIGURA 4-12 Resolução de forças internas (*vermelho*) e externas (*preto e verde*) para um indivíduo que realiza um exercício de extensão isométrica do joelho. **A**, Os seguintes vetores de força resultante são representados: força muscular ( $M$ ) dos extensores de joelho; peso do segmento perna-pé ( $S$ ) e

peso do exercício aplicado ao tornozelo ( $W$ ). **B**, O diagrama de corpo livre mostra as forças resolvidas em seus componentes X e Y. A força de reação articular ( $J$ ) também é mostrada (*azul*). Tanto em **A** quanto em **B**, os círculos abertos marcam o eixo mediolateral de rotação do joelho. (Os vetores não estão desenhados em escala.) Observe que o quadro de referência X-Y está ajustado de forma que a direção X é paralela ao segmento da perna; as pontas de setas em preto apontam para a direção positiva.

A Figura 4-12, *B* mostra o diagrama de corpo livre do exercício realizado em *A*, com  $M$ ,  $S$  e  $W$  resolvidos em seus componentes X e Y. Assumindo equilíbrio estático rotacional e linear, as equações de torque governante ( $T$ ) e força ( $F$ ) listadas à esquerda da figura podem ser usadas para resolver variáveis desconhecidas. Este tópico será direcionado na seção final do capítulo.

## **A INFLUÊNCIA DA MUDANÇA DO ÂNGULO DA ARTICULAÇÃO**

A magnitude relativa dos componentes X e Y das forças internas e externas aplicadas a um osso depende da posição do segmento do membro. Considere primeiro como a mudança na posição angular de uma articulação altera o *ângulo de inserção do músculo* (Glossário, Cap. 1). A Figura 4-13 mostra a magnitude constante da força muscular do bíceps ( $M$ ) em quatro posições diferentes da articulação do cotovelo, cada uma com um diferente ângulo de inserção no antebraço (designado como  $\alpha$  em cada uma das quatro partes da figura). Observe que cada ângulo de inserção resulta em uma combinação diferente dos componentes de força  $M_x$  e  $M_y$ . O componente  $M_x$  cria força de compressão

se é *direcionado ao cotovelo*, como na Figura 4-13, A, ou força de desvio se é *direcionada para longe do cotovelo*, como na Figura 4-13, C e D. Atuando com um braço de momento interno (linha marrom marcada com IMA), os *componentes*  $M_Y$  na Figura 4-13, de A a D geram um torque + Z (torque de flexão) no cotovelo.

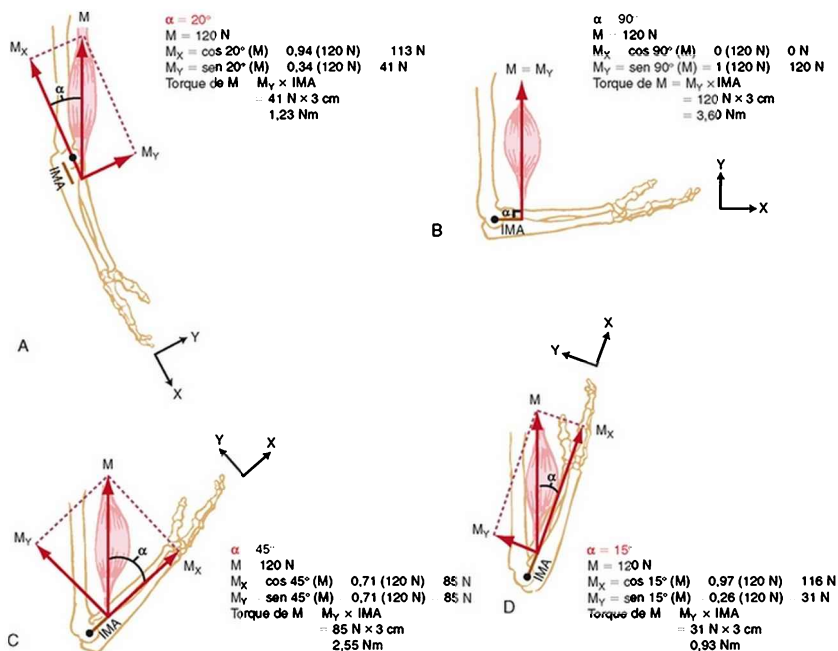


FIGURA 4-13 A mudança do ângulo da articulação do cotovelo altera o ângulo de inserção do músculo no antebraço. Essas mudanças, por sua vez, alteram a magnitude dos componentes X ( $M_X$ ) e Y ( $M_Y$ ) da força muscular do bíceps ( $M$ ). Usando as funções trigonométricas, as intensidades de  $M_X$  e  $M_Y$  podem ser encontradas para cada posição: A, ângulo de inserção de 20 graus; B, ângulo de inserção de 90 graus; C, ângulo de inserção de 45 graus; D, ângulo de inserção de 15 graus. Embora a magnitude de  $M$  seja constante (120 N), a mudança

na intensidade de  $M_y$  altera o torque interno significativamente por todo o arco de movimento. O braço de momento interno (IMA) está desenhado como uma linha marrom que se estende do eixo de rotação (*ponto preto*) ao ponto de aplicação de  $M$  e permanece constante em todo o caminho de **A** até **D**. Observe que o quadro de referência coordenada X-Y está colocado tal que a direção X é sempre paralela ao segmento do antebraço; as pontas de setas finas em preto apontam para a posição positiva.

*(Modificado de LeVeau BF: Williams & Lissner's biomechanics of human motion, ed 3, Philadelphia, 1992, Saunders.)*

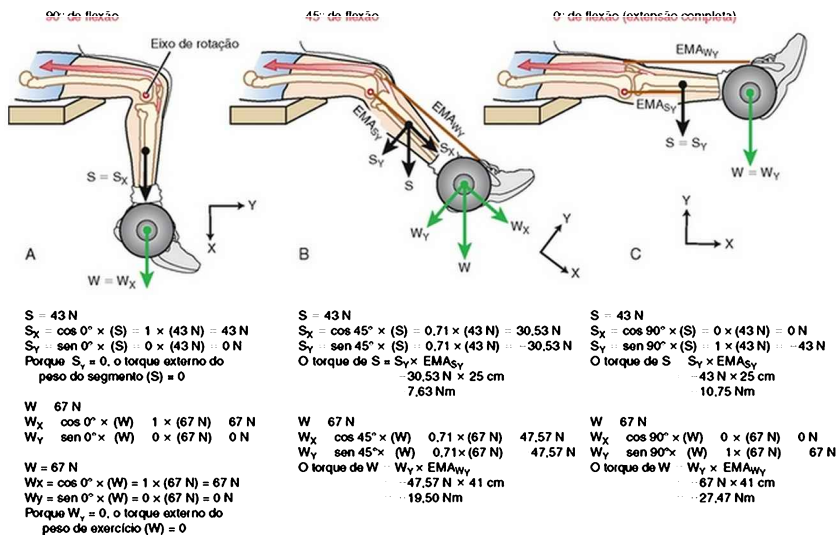
Como mostrado na Figura 4-13, A, um ângulo de inserção relativamente pequeno de 20 graus favorece uma força de componente X relativamente grande, que direciona uma grande percentagem da força muscular total para comprimir as superfícies articulares do cotovelo. Pelo fato de o ângulo de inserção ser menor que 45 graus na Figura 4-13, A, a magnitude do componente  $M_x$  excede a magnitude do componente  $M_y$ . Quando o ângulo de inserção do músculo é equivalente a 90 graus (como na Fig. 4-13, B), 100% de  $M$  está na direção Y e está disponível para produzir um torque de flexão do cotovelo. Em um ângulo de inserção de 45 graus (Fig. 4-13, C), os componentes  $M_x$  e  $M_y$  possuem igual magnitude, com cada um sobre 71% de  $M$ . Na Figura 4-13, C e D, o ângulo de inserção (mostrado a direita de  $M$  como  $\alpha$ ) produz um componente  $M_x$  que é direcionado *para longe* da articulação, então produzindo uma força de desvio ou de separação na articulação.

Na Figura 4-13, de A até D, o torque interno está sempre na direção +Z e é o produto de  $M_y$  e do braço de momento interno (IMA). Apesar de a magnitude de  $M$

permanecer constante por todo o arco de movimento, a mudança em  $M_y$  (resultando de mudanças no ângulo de inserção) produz magnitudes diferentes de torque interno. Observe que o torque  $+Z$  (flexão) varia de 0,93 Nm próximo da flexão completa de cotovelo para 3,60 Nm a 90 graus de flexão de cotovelo – próximo do quádruplo de diferença. Este conceito ajuda a explicar por que as pessoas têm melhor força (torque) em certas partes do arco de movimento articular. As capacidades geradoras de torque do músculo dependem não apenas do ângulo de inserção, e subsequentemente da magnitude de  $M_y$ , mas também de outros fatores fisiológicos, discutidos no Capítulo 3. Estes incluem altura, tipo de ativação (*i.e.*, isométrica, concêntrica ou excêntrica), e velocidade de encurtamento ou alongamento do músculo ativado.

Mudanças no ângulo articular podem também afetar a quantidade de torque externo ou “resistência” encontrados durante um exercício. Retornando ao exemplo do exercício de extensão isométrica do joelho, a Figura 4-14 mostra como uma mudança no ângulo da articulação do joelho afeta o componente Y das forças externas S e W. O torque externo gerado pela gravidade no segmento (S) e o peso do exercício (W) é igual ao produto do braço de momento externo (linha marrom marcada com EMA em B e C) e o componente Y das forças externas ( $S_y$  e  $W_y$ ). Na Figura 4-14, A, não existe nenhum torque externo no plano sagital porque os vetores de força S e W estão inteiramente na direção  $+X$  ( $S_y$  e  $W_y = 0$ ). Os vetores S e W estão direcionados através do eixo de rotação do joelho e, portanto não há braço de momento externo. Pelo fato de essas forças externas estarem apontadas na direção  $+X$ ,

elas tendem a desviar o joelho. A Figura 4-14, B e C mostram como um torque externo melhor é gerado com o joelho completamente estendido (em C) comparado com o joelho flexionado a 45 graus (em B). Embora a magnitude das forças externas S e W, sejam as mesmas nos três casos, o torque externo direcionado para  $-Z$  (flexão) é melhor quando o joelho está em uma extensão completa. *Como princípio geral*, o torque externo ao redor de uma articulação é melhor quando o vetor de força externa resultante intersecta o osso ou segmento do corpo em um *ângulo reto* (como na Fig. 4-14, C). Quando pesos livres são usados, por exemplo, o torque externo é gerado pela gravidade que atua verticalmente. O torque de resistência do peso é, portanto, melhor quando o segmento do corpo está posicionado horizontalmente. Alternativamente, com o uso de um cabo preso a uma coluna de pesos empilhados, o torque de resistência do cabo é melhor na posição na qual o cabo atua em um ângulo reto em relação ao segmento. Observe que ele está geralmente em uma posição diferente da qual o torque causado pela gravidade atuante no segmento é maior. Faixas e tubos elásticos resistivos apresentam complicações adicionais, como torque de resistência destes dispositivos que varia com o ângulo do vetor de força resistiva e a quantidade de alongamento destes materiais; os dois fatores variam através do arco de movimento.<sup>19,21</sup>



**FIGURA 4-14** Uma mudança no ângulo da articulação do joelho afeta a magnitude dos componentes das forças externas geradas pelo peso do segmento perna-pé ( $S$ ) e o peso do exercício ( $W$ ). Em **A**, todas em  $W$  e  $S$  atuam na direção  $+X$  e não têm nenhum braço de momento externo para produzir um torque externo no plano sagital no joelho. Em **B** e **C**,  $S_y$  e  $W_y$  atuam em uma direção  $-Y$ , e cada um possui um braço de momento externo ( $EMA_{Sy}$  é igual ao braço de momento externo para  $S_y$ ;  $EMA_{Wy}$  é igual ao braço de momento externo para  $W_y$ ). Torques externos diferentes são gerados em cada um dos três ângulos do joelho. O quadro de referência coordenada X-Y é colocado de forma que a direção X é paralela ao segmento da perna; as pontas de setas finas em preto apontam para a direção positiva.

### COMPARANDO DOIS MÉTODOS PARA A DETERMINAÇÃO DO TORQUE AO REDOR DE UMA ARTICULAÇÃO

No contexto da cinesiologia, o um torque é o efeito de uma



força que tende a rodar um segmento de corpo acerca de um eixo articular de rotação. *Torque é o equivalente rotacional de uma força.* Matematicamente, torque é o produto de uma força e seu braço de momento e é usualmente expressa em unidades de newton-metros. Torque é uma grandeza vetorial e tem tanto magnitude quanto direção.

Dois métodos para determinar o torque produzem soluções matemáticas idênticas. Entender os dois métodos fornece uma compreensão valiosa dentro do conceito de torque, especialmente como ele se relaciona com a cinesiologia clínica. Os métodos aplicam-se tanto ao torque interno quanto ao externo, sabendo-se que o sistema em questão está em equilíbrio rotacional (*i.e.*, a aceleração angular ao redor da articulação é zero).

### **Torque Interno**

Os dois métodos para a determinação do torque interno são ilustrados na Figura 4-15. O método 1 calcula o torque interno como o produto de  $M_y$  e seu braço de momento interno ( $IMA_{my}$ ). O método 2 usa a força muscular inteira ( $M$ ) e por esse motivo não requer esta variável para ser solucionada em seus componentes retangulares. Neste método, o torque interno é calculado como o produto da força muscular (a força completa, não um componente) e  $IMA_m$  (*i.e.*, o braço de momento interno que se estende perpendicularmente entre o eixo de rotação da linha de ação de  $M$ ). Os métodos 1 e 2 produzem o mesmo torque interno porque ambos satisfazem a definição de torque (*i.e.*, o produto da força e de seu braço de momento associado). *A força associada e o braço de momento para*

qualquer torque dado devem intersectar-se em um ângulo de 90 graus.

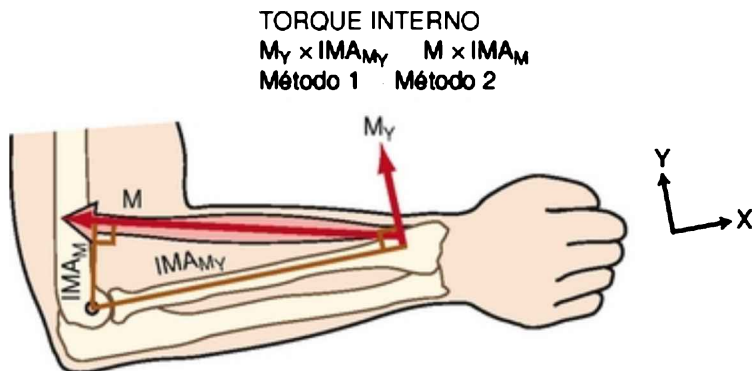


FIGURA 4-15 O torque de flexão interna (produzido pelo músculo) no cotovelo pode ser determinado usando dois métodos diferentes. O método 1 calcula o torque como o produto do componente Y da força muscular ( $M_Y$ ) pelo seu braço de momento interno ( $IMA_{MY}$ ). O método 2 calcula o torque como o produto da força inteira do músculo ( $M$ ) vezes o seu braço de momento interno ( $IMA_M$ ). As duas expressões produzem torques internos equivalentes. O eixo de rotação é representado como o círculo preto aberto no cotovelo. O quadro de referência coordenada X-Y é ajustado tal que a direção positiva X seja paralela ao segmento do antebraço.

### Torque Externo

A Figura 4-16 mostra um torque externo aplicado ao cotovelo através de uma resistência produzida por uma faixa elástica (representada em verde como R). O peso do segmento de corpo é ignorado neste exemplo. O método 1 determina o torque externo como o produto de  $R_y$  multiplicado pelo seu braço de momento externo ( $EMA_{yR}$ ).

O método 2 usa o produto da força resistiva inteira da faixa ( $R$ ) e seu braço de momento externo ( $EMA_R$ ). Como com o torque interno, ambos os métodos produzem o mesmo torque externo porque ambos satisfazem a definição de torque (*i.e.*, o produto de uma força de resistência [externa] e seu braço de momento externo associado). *A força associada e o braço de momento para qualquer torque dado devem intersectar-se em um ângulo de 90 graus.*

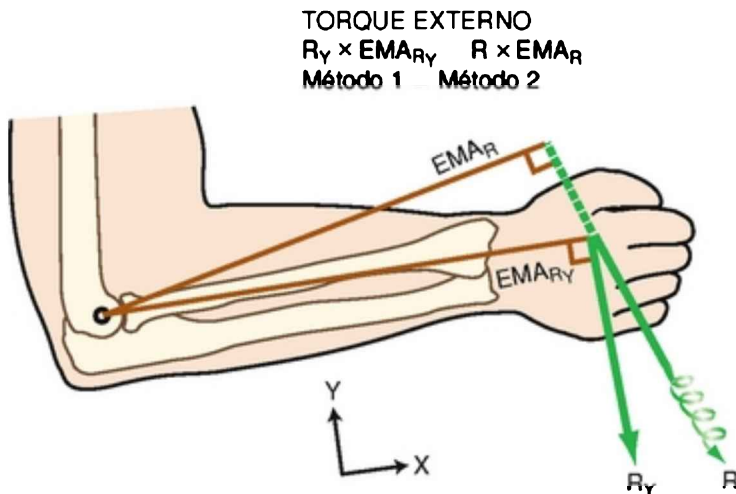


FIGURA 4-16 Um torque externo é aplicado ao cotovelo através de uma resistência gerada por tensão em um cabo ( $R$ ). O peso do segmento de corpo é ignorado. O torque externo pode ser determinado usando-se dois métodos diferentes. O método 1 usa o produto do componente Y da resistência ( $R_Y$ ) pelo seu braço de momento externo ( $EMA_{RY}$ ). O método 2 calcula o torque como o produto da força total da resistência ( $R$ ) pelo seu braço de momento externo ( $EMA_R$ ). Ambas as expressões produzem torques externos equivalentes. O eixo de rotação está representado como o círculo em preto aberto no cotovelo. O

quadro de referência coordenada está ajustado de forma que a direção positiva X seja paralela ao segmento do antebraço.

## **APLICAÇÃO DE TORQUES EXTERNOS MANUALMENTE DURANTE O EXERCÍCIO E O TESTE DE FORÇA**

Os torques externos ou internos são geralmente aplicados manualmente durante um programa de exercício. Por exemplo, se um paciente está começando um programa de reabilitação do joelho para fortalecer o músculo quadríceps, o clínico pode inicialmente aplicar resistência manual aos extensores do joelho na região tibial média. De acordo com o aumento da força do joelho do paciente, o clínico pode enxertar uma força maior na região tibial média, ou a mesma força próxima ao tornozelo.

Pelo fato de o torque externo ser o produto da força (resistência) e um braço de momento externo associado, um torque de equivalente externo pode ser aplicado por um braço de momento externo relativamente pequeno e uma força externa grande, ou um braço de momento externo longo e uma força externa menor. O exercício de resistência de extensão do joelho desenhado na Figura 4-18 mostra que o mesmo torque externo (15 Nm) pode ser gerado por duas combinações de forças externas e braços de momento. Observe que a força de resistência aplicada à perna é maior na Figura 4-18, A que na Figura 4-18, B. A força de contato maior pode ser desconfortável para o paciente, e este fator precisa ser considerado durante a aplicação da resistência. Um braço de momento externo maior, como mostrado na Figura 4-18, B, pode ser necessário se o clínico escolhe desafiar manualmente um

grupo muscular potencialmente forte como o quadríceps. Mesmo usando um braço de momento externo longo, os clínicos podem não estar aptos para fornecer torque suficiente para resistir maximamente a grupos musculares grandes e fortes.<sup>11</sup>

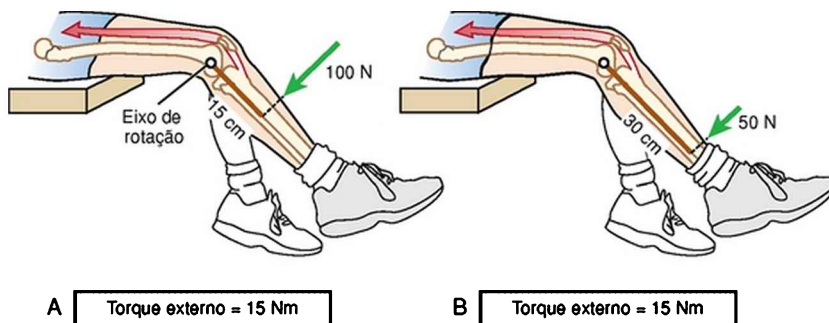


FIGURA 4-18 O mesmo torque externo (15 Nm) é aplicado contra o músculo quadríceps usando uma resistência relativamente grande (100 N) e um braço de momento externo pequeno (A), ou uma resistência relativamente pequena (50 N) e um braço de momento externo grande (B). Os braços de momento externo estão indicados pelas linhas em marrom que se estendem pelo eixo mediolateral de rotação no joelho.

#### ENFOQUE ESPECIAL 4-6 Projetando Exercícios Resistivos de Forma que os Potenciais de Torque Externo e Interno Estejam Perfeitamente Combinados

O conceito da alteração do ângulo de uma articulação é frequentemente utilizado em programas de exercícios para ajustar a magnitude da resistência experimentada pelo paciente ou cliente. Em geral é desejável projetar um programa de exercício tal que *o torque externo se combine com o potencial de*

*torque interno* do músculo ou grupo muscular. Considere uma pessoa que realiza um exercício de “ondulação do bíceps”, mostrado na Figura 4-17, A. Com o cotovelo flexionado a 90 graus, tanto o potencial de torque interno quanto externo são maiores, porque o produto de cada força resultante ( $M$  ou  $W$ ) e seus braços de momento (IMA e EMA) são máximos. Nesta posição do cotovelo, os potenciais de torque interno e externo são máximos, assim como perfeitamente combinados. Como a posição do cotovelo está alterada na Figura 4-17, B, o torque externo permanece o mesmo; no entanto, o ângulo de inserção do músculo é diferente, o que requer uma força muscular muito maior,  $M$ , para produzir o mesmo torque interno direcionado para  $+Z$ . Observe que o componente  $Y$  da força muscular ( $M_Y$ ) na Figura 4-17, B tem a mesma magnitude da força muscular  $M$  na Figura 4-17, A. Uma pessoa com fraqueza significativa do músculo flexor de cotovelo pode ter dificuldade em segurar um objeto na posição B, mas não deve ter dificuldade em segurar o mesmo objeto na posição A.

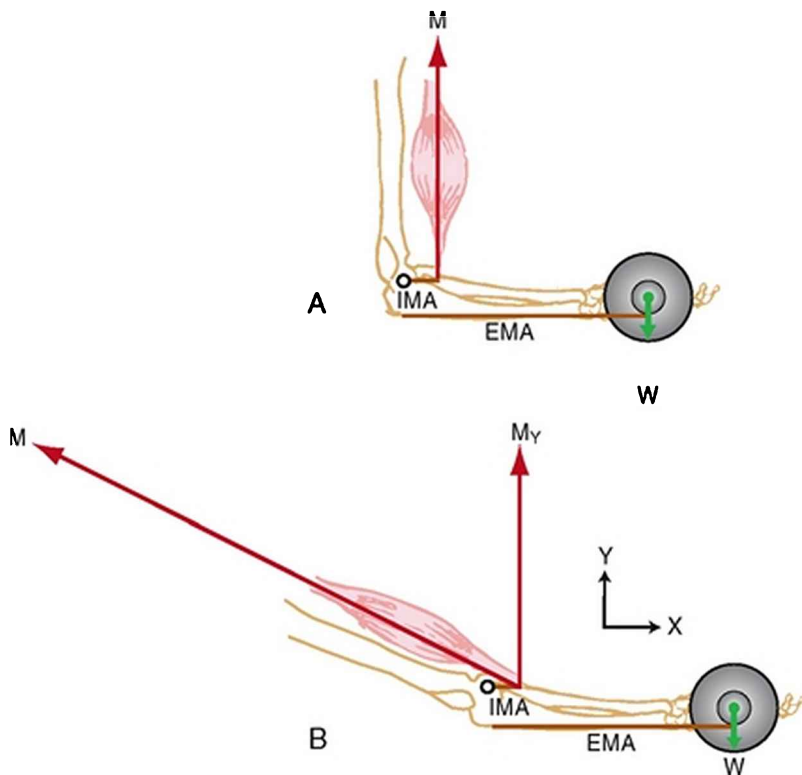
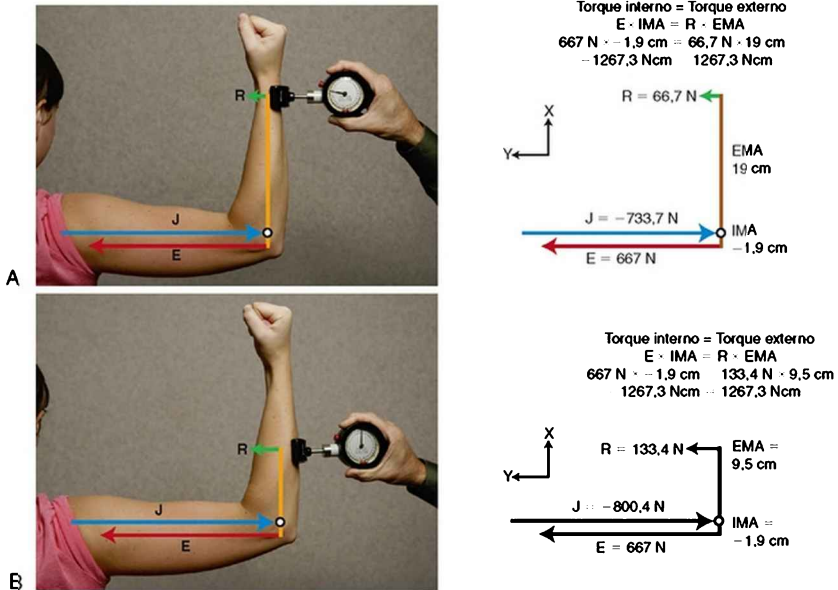


FIGURA 4-17 Mudar o ângulo de flexão do cotovelo pode alterar tanto o potencial de torque interno quanto o externo. **A**, A posição de 90 graus do cotovelo maximiza o potencial para os torques interno e externo. **B**, Com o antebraço na horizontal e o cotovelo próximo da extensão, o torque externo permanece máximo, mas a força global do bíceps ( $M$ ) deve aumentar substancialmente, a fim de produzir força  $M_Y$  suficiente para suportar o peso. *EMA*, braço de momento externo; *IMA*, braço de momento interno;  $M$ , força muscular;  $M_Y$ , componente  $Y$  da força muscular;  $W$ , peso do exercício.

Um dinamômetro manual é um dispositivo usado para medir a força isométrica máxima de certos grupos musculares. Esse dispositivo mede diretamente a força gerada entre o instrumento e o membro durante uma

contração de esforço máximo. A Figura 4-19 mostra este dispositivo usado para medir o esforço máximo, o torque de extensão isométrica do joelho, em uma mulher adulta. A força externa (R) medida pelo dinamômetro responde à força interna gerada pelos músculos extensores do cotovelo (E). Pelo fato de o teste ser realizado isometricamente, o torque externo medido ( $R \times \text{IMA}$ ) será igual em magnitude, mas oposto em direção ao torque interno gerado ativamente ( $E \times \text{IMA}$ ). Se o clínico está documentando *força* externa (como mostrado pelo indicador do dinamômetro), ele precisa atentar para a posição do dinamômetro em relação ao membro da pessoa. Mudar o braço de momento externo do dispositivo irá alterar a leitura da força externa. Isso é mostrado pela comparação de duas colocações do dinamômetro na Figura 4-19, A e B. A mesma força de extensão interna (E) irá resultar em duas leituras de força externa diferentes (R). O maior braço de momento externo usado na Figura 4-19, A, resulta em uma força externa menor do que o menor braço de momento externo usado na Figura 4-19, B. Na repetição do teste, por exemplo, antes e após um programa de fortalecimento, o dinamômetro de força deverá ser posicionado com exatamente o mesmo braço de momento externo para permitir uma comparação de força válida aos valores pré-fortalecimento. A documentação dos torques externos em vez das forças não requer que o braço de momento externo seja exatamente o mesmo para qualquer sessão de teste. Entretanto, o braço de momento externo precisa ser medido a cada tempo para permitir a conversão da força externa (como medida pelo dinamômetro de força) em torque externo (o produto da força externa e do braço de momento externo).





**FIGURA 4-19** Um dinamômetro é usado para medir a máxima força isométrica dos músculos extensores do cotovelo. O braço de momento externo (*EMA*) é a distância entre o eixo de rotação (*círculo aberto*) e o ponto de força externa (*R*) medido pelo dinamômetro. A colocação do dispositivo de maneira diferente no membro cria diferentes EMAs em **A** e **B**. A força de extensão do cotovelo (*E*), que é a mesma em **A** e **B**, gera torques internos equivalentes através de seu braço de momento interno (*IMA*), que é igual em magnitude mas oposto em direção aos torques externos gerados pelo produto de *R* e *EMA*. A força de reação articular (*J*), mostrada em azul, é igual mas oposta em direção à soma de *R* + *E*. A aplicação distal do aparelho de medidas mostrado em **A** resulta em um EMA maior e uma leitura de força externa menor. Pelo fato de *R* ser menor, *J* também é menor. A aplicação mais próxima do dispositivo em **B** resulta em um EMA menor, uma leitura de força externa mais elevada e um *J* maior. Os vetores estão desenhados em uma escala aproximada. (O quadro de referência coordenada X-Y está colocado de forma que a direção X seja paralela ao

antebraço; as pontas de setas finas em preto apontam em direções positivas. Baseado em convenções descritas na próxima seção [resumida no Quadro 4-1], ao braço de momento interno é atribuído um número negativo. Essas convenções, por sua vez, atribuem apropriadamente direções rotacionais opostas a torques opostos.)

Observe também que embora a força de extensão interna do cotovelo e o torque sejam os mesmos na Figura 4-19, *A* e *B*, a força de reação articular (*J*) e a força externa (*R*) são maiores na Figura 4-19, *B*. Isso significa que a pressão entre o coxim do dinamômetro de força e a pele do paciente é maior e poderia causar potente desconforto. Em muitos casos, o desconforto poderia ser grande o suficiente para reduzir a quantidade de torque interno que o paciente estaria disposto a desenvolver, influenciando assim a avaliação de força máxima. Além disso, uma maior magnitude de força de reação articular poderia ter implicações nas condições em que a cartilagem articular está comprometida.

## **INTRODUÇÃO À BIOMECÂNICA: ENCONTRANDO AS SOLUÇÕES**

---

Nas seções anteriores, os conceitos que fornecem a base para métodos quantitativos de análise biomecânica foram introduzidos. Muitas abordagens podem ser empregadas para avaliar (1) o efeito de uma força em um instante de tempo (*relação força-aceleração*); (2) o efeito de uma força aplicada por um intervalo de tempo (*relação impulso-momento*); e (3) a aplicação de uma força que causa movimento em um objeto através de alguma distância (*relação trabalho-energia*). A abordagem particular

selecionada depende do objetivo da análise. As seções subsequentes neste capítulo estão direcionadas à análise das forças ou torques em um instante de tempo, ou a *abordagem força (torque)-aceleração*.

Quando alguém considera os efeitos de uma força, ou forças, e a aceleração resultante em um instante de tempo, duas situações podem ser definidas. No primeiro caso, os efeitos das forças são cancelados e não há aceleração porque o objeto é estacionário ou se move em uma velocidade constante. Esta é a situação descrita previamente como equilíbrio e é analisada usando um ramo da mecânica chamado de *estática*. Na segunda situação, a aceleração linear e/ou angular ocorre porque o sistema é submetido a forças ou torques. Nesta situação, o sistema não está em equilíbrio e a análise requer o uso de um ramo da mecânica conhecido como *dinâmica*. A análise estática é a abordagem mais simples para a solução de problemas em biomecânica e é o foco deste capítulo. Embora os clínicos em geral não completem matematicamente os tipos de análises contidas neste capítulo, uma completa apreciação do movimento biomecânico normal e anormal, incluindo a maioria das técnicas de tratamento, é facilitada através do aprendizado dos componentes da análise matemática. Por exemplo, recomendações para o tratamento das desordens da cartilagem articular são mais bem feitas com a consideração das variáveis que influenciam a força articular de reação compressiva. Enxertos de reconstrução ligamentar geralmente requerem um período de carga protetora; isso pode ser realizado com segurança enquanto se fortalecem os músculos apenas se a magnitude e a direção das forças musculares e articulares forem

consideradas. O leitor é encorajado a considerar esses tipos de questões clínicas respondendo às questões encontradas ao final de cada um dos três problemas de amostras que aparecerão posteriormente.

## **Análise Estática**

Estudos biomecânicos geralmente induzem condições de equilíbrio estático de maneira a simplificar a abordagem da análise do movimento humano. Na análise estática, o sistema está em equilíbrio porque não está experimentando aceleração. Como uma consequência, a soma das forças e a soma dos torques que atuam nos sistemas são zero. As forças e torques em qualquer direção são completamente balanceados pelas forças e pelos torques que atuam na direção oposta. Pelo fato de não haver aceleração linear ou angular no equilíbrio estático, o efeito inercial da massa e o momento de inércia dos corpos podem ser ignorados.

As equações força-equilíbrio, Equações 4.13 A e B, são usadas para equilíbrio translacional estático (uniplanar). No caso de equilíbrio rotacional estático, a soma dos torques acerca de qualquer eixo de rotação é zero. A equação torque-equilíbrio, Equação 4.14, também está incluída. As equações previamente demonstradas na Figura 4-19 fornecem um exemplo simplificado de equilíbrio rotacional estático sobre o cotovelo. A força muscular dos extensores do cotovelo (E) multiplicada pelo braço de momento interno (IMA) cria um torque de extensão potencial (sentido horário,  $-Z$ ). Este torque (produto de E e IMA) é balanceado pelo torque de flexão (sentido anti-horário,  $+Z$ ) fornecido pelo produto da força transdutora (R) e de seu braço de momento externo (EMA). Assumindo-

se que não há movimento do cotovelo,  $\Sigma T_z = 0$ ; em outras palavras, os torques opostos no cotovelo são iguais em magnitude e estão em direções opostas.

### **Equações Governantes para a Análise Uniplanar Estática: Forças e Torques são Balanceados**

Equações de Equilíbrio *Força (F)*

(Equação 4.13A)

$$\Sigma F_x = 0$$

(Equação 4.13B)

$$\Sigma F_y = 0$$

Equação de Equilíbrio *Torque (T)*

(Equação 4.14)

$$\Sigma F_z = 0$$

## **ORIENTAÇÕES PARA A SOLUÇÃO DE PROBLEMAS**

As orientações listadas no Quadro 4-1 são necessárias para seguir a lógica para resolver os três problemas a seguir. (Embora muitos conceitos listados no Quadro 4-1 tenham sido descritos previamente neste capítulo, a orientação 5 é nova. Esta, em particular, descreve a convenção usada para atribuir direção aos braços de momento.) Em cada um dos três problemas a seguir é requerida uma suposição de equilíbrio estático para resolver a magnitude e a direção do

torque, da força muscular e da força de reação articular.

#### QUADRO 4-1 Diretrizes para Solucionar a Força Muscular, o Torque e a Força de Reação Articular

1. Desenhe o diagrama de corpo livre, isolando o(s) segmento(s) sob consideração. Desenhe todas as forças atuantes no corpo livre, incluindo, se apropriado, gravidade, resistência, força muscular e forças de reação articular. Identifique o eixo de rotação no centro da articulação.
2. Estabeleça um quadro de referência X-Y que irá especificar a orientação desejada dos componentes X e Y das forças. Determine o eixo X paralelo ao segmento do corpo isolado (tipicamente um osso longo), apontado distalmente em sentido positivo. O eixo Y é orientado perpendicularmente ao mesmo segmento do corpo. (Use pontas de setas nos eixos X e Y para designar direções positivas.)
3. Resolva todas as forças conhecidas em seus componentes X e Y.
4. Identifique os braços de momento associados a cada componente de força Y. O braço de momento associado a uma dada força Y é a distância perpendicular entre o eixo de rotação e a linha de força. Observe que a força de reação articular e os componentes X de todas as forças *não* terão um braço de momento porque a linha de força dessas forças passa tipicamente através do eixo da rotação (centro da articulação).
5. Atribua uma direção aos braços de momento. Por convenção, braços de momento são medidos *do* eixo de rotação *ao* componente Y da força. Se esta medida trafega em uma direção positiva a X, é atribuído a ela um valor

positivo. Se a medida segue em uma direção negativa a X, é atribuído a ela um valor negativo.

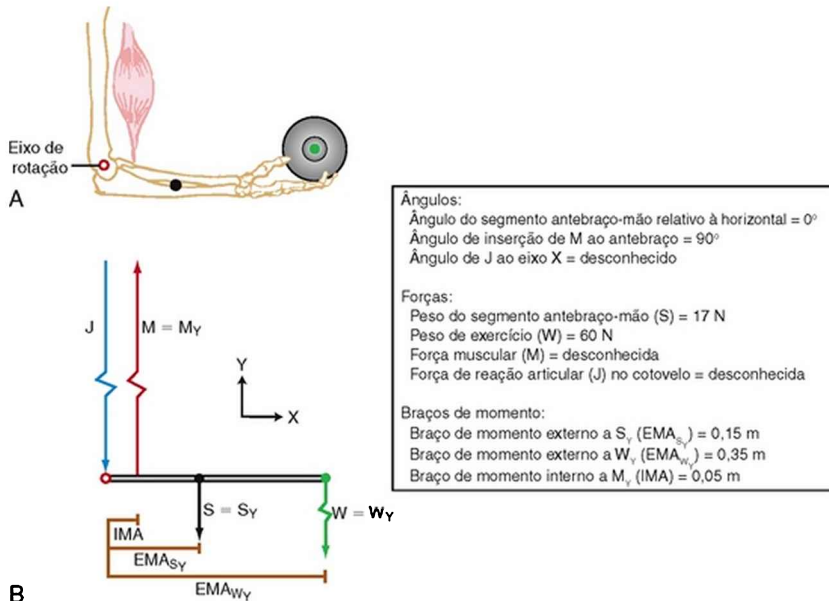
6. Use  $\Sigma T_z = 0$  (Equação 4.14) para encontrar o torque e a força desconhecidos do músculo.
7. Use  $\Sigma F_x = 0$  e  $\Sigma F_y = 0$  (Equações 4.13 A e B) para encontrar os componentes X e Y da força de reação articular desconhecida.
8. Resolva os componentes X e Y da força de reação articular para encontrar a magnitude da força de reação articular total.

*Nota:* Há outros métodos, mais elegantes, para determinar torques e forças componentes nos sistemas similares àqueles ilustrados neste capítulo. No entanto, esses métodos requerem um conhecimento de trabalho com produtos cruzados, produtos pontuais e unidades vetoriais, tópicos que estão além do foco deste capítulo.

Exemplos adicionais de solução de problemas e questões clínicas relacionadas estão disponíveis no Apêndice I, Parte B.

### **Problema 1**

Considere a situação apresentada na Figura 4-20, A, na qual uma pessoa gera uma força isométrica muscular flexora do cotovelo, enquanto um peso é segurado na mão. Considerando a situação em equilíbrio, as três variáveis conhecidas são: (1) torque interno (produzido pelo músculo) de flexão do cotovelo; (2) força muscular flexora do cotovelo; e (3) força de reação articular no cotovelo. Todas as abreviações e dados pertinentes estão incluídos no quadro associado à Figura 4-20.



**FIGURA 4-20** Problema 1. **A**, Um exercício isométrico de flexão do cotovelo é realizado contra um peso de exercício segurado na mão. O ponto em preto marca o centro de gravidade do segmento; o centro de gravidade do peso de exercício é marcado por um ponto em verde. O antebraço é mantido na posição horizontal. **B**, Um diagrama de corpo livre é mostrado no exercício, incluindo um quadro com as abreviações e os dados necessários para resolver o problema. O eixo mediolateral de rotação no cotovelo é mostrado como um círculo aberto em verde; os vetores não estão desenhados em escala.

*(O quadro de referência coordenada X-Y está disposto de forma que a direção X seja paralela ao antebraço; as pontas de setas em preto apontam as direções positivas.)*

Para começar, um diagrama de corpo livre e um quadro de referência X-Y são construídos (Fig. 4-20, B). O eixo de rotação e todas as distâncias relativas aos braços de



momento estão indicados. Embora neste ponto a direção da força (de reação) articular (J) seja desconhecida, considera-se que ela aja em uma direção *oposta* ao arranque do músculo. Essa consideração geralmente é verdadeira em uma análise na qual a vantagem mecânica do sistema é menor que um (*i.e.*, quando as forças musculares são maiores que as forças de resistência externa) (Cap. 1).

### **Resolvendo Forças Conhecidas em Componentes X e Y**

Na posição do cotovelo mostrada na Figura 4-20, todas as forças atuam paralelas ao eixo Y; não há força que atua na direção X. Isso significa que a magnitude das forças dos componentes de Y é igual à magnitude da força completa, e que os componentes de X são zero. Esta situação é única para esta posição, na qual a força do músculo e a gravidade são verticais e o segmento está posicionado horizontalmente.

A magnitude das forças é determinada através de funções trigonométricas, então a direção (+ ou -) é aplicada.

$$S_Y = \text{sen } 90^\circ \times 17 \text{ N} = -17 \text{ N}$$

$$S_X = \text{cos } 90^\circ \times 17 \text{ N} = -0 \text{ N}$$

$$W_Y = \text{sen } 90^\circ \times 60 \text{ N} = -60 \text{ N}$$

$$W_X = \text{cos } 90^\circ \times 60 \text{ N} = -0 \text{ N}$$

## Resolvendo o Torque Interno e a Força Muscular

Os torques internos originados do peso do segmento antebraço-mão ( $S_Y$ ) e o peso de exercício ( $W_Y$ ) geram um torque  $-Z$  (extensão no sentido horário) sobre o cotovelo. De maneira a manter o sistema em equilíbrio, os músculos flexores do cotovelo têm de gerar um torque interno oposto  $+Z$  (flexão no sentido anti-horário). Somando os torques ao redor do cotovelo, temos a linha de ação de  $J$  que passa através do eixo e então faz o braço de momento de  $J$  valer zero. Isso resulta em apenas um desconhecido na Equação 4.14: a magnitude da força muscular:

$$\Sigma T_Z = 0 = T_S + T_W = T_M + T_J$$

$$0 = (S_Y \times EMA_{S_Y}) + (W_Y \times EMA_{W_Y}) + (M_Y \times IMA) + (J \times 0m)$$

$$0 = (-17 \text{ N} \times 0,15 \text{ m}) + (-60 \text{ N} \times 0,35 \text{ m})$$

$$+ (M_Y \times 0,05 \text{ m}) + 0 \text{ Nm}$$

$$0 = -2,55 \text{ Nm} + -21 \text{ Nm} + (M_Y \times 0,05 \text{ m}) + 0 \text{ Nm}$$

$$23,55 \text{ Nm} = (M_Y \times 0,05 \text{ m}) = \text{torque interno}$$

$$471,00 \text{ N} = M_Y = M$$

A força muscular resultante (interna) é o resultado de todos os músculos ativos que flexionam o cotovelo. Este tipo de análise não fornece, no entanto, informação sobre

como a força é distribuída entre os vários músculos flexores do cotovelo. Isso requer mais procedimentos sofisticados, tais como técnicas de modelagem e otimização muscular, as quais estão além do foco deste texto.

A magnitude da força muscular é quase seis vezes maior que a intensidade das forças externas (*i.e.*, o peso de antebraço-mão e da carga). A necessidade de uma força maior pode ser explicada pela disparidade nos comprimentos do braço de momento dos flexores do cotovelo quando comparados com os comprimentos dos braços de momento das duas forças externas. A disparidade nos tamanhos dos braços de momentos não é única ao modelo de flexão do joelho, mas é onipresente em todos os sistemas articulares-musculares no corpo. Por esta razão, a maioria dos músculos do corpo humano gera força rotineiramente muitas vezes maior que a força aplicada externamente. As combinações de forças externas e musculares geralmente requerem que ossos e cartilagens articulares absorvam e transmitam forças articulares muito grandes. O próximo conjunto de cálculos determina a intensidade e a direção da força de reação articular.

### **Solucionando a Força de Reação Articular**

Pelo fato de a força de reação articular ( $J$ ) ser a única variável que permanece desconhecida na representação da Figura 4-20,  $B$ , esta variável é determinada pelas Equações 4.13 A e B.

$$\Sigma F_X = 0 = M_X + S_X + W_X + J_X$$

$$0 = 0 \text{ N} + 0 \text{ N} + 0 \text{ N} + J_X$$

$$0 \text{ N} = J_X$$

Uma vez que não há componentes X de M, tampouco das duas forças externas, a força de reação externa também não tem um componente X.

$$\Sigma F_Y = 0 = M_Y + S_Y + W_Y + J_Y$$

$$0 = 471 \text{ N} + -17 \text{ N} + -60 \text{ N} + J_Y$$

$$-394 \text{ N} = J_Y$$

O componente negativo Y da força de reação articular indica que a força articular atua em uma direção  $-Y$  (descendente).

A força de reação articular total pode ser encontrada pelo uso do teorema de Pitágoras com os componentes X e Y. (Estes passos podem não ser necessários para problemas como este, onde um dos componentes de força é igual a zero, mas está incluído aqui para uniformidade do método.)

$$\begin{aligned} J^2 &= (J_X)^2 + (J_Y)^2 \\ J &= \sqrt{[(J_X)^2 + (J_Y)^2]} \\ &= \sqrt{[(0 \text{ N})^2 + (-394,0 \text{ N})^2]} = 394 \text{ N} \end{aligned}$$

Pelo fato de a força muscular ser geralmente a maior

força atuante sobre uma articulação, a direção da rede de força de reação articular frequentemente opõe-se ao arranque do músculo. Sem tal força, por exemplo, o músculo indicado na Figura 4-20 poderia acelerar o antebraço em direção ascendente, resultando em instabilidade articular. Em resumo, a força de reação articular neste caso (largamente proporcionada pelo impulso do úmero contra a superfície de encaixe troclear da ulna) fornece a força necessária para manter o equilíbrio linear estático no cotovelo. Como afirmado anteriormente, a força de reação articular não produz um toque porque se admite que ela aja através do eixo de rotação e tem, portanto, um braço de momento zero.

### **Questões Clínicas Relacionadas ao Problema 1**

1. Admita que um paciente com osteoartrite de cotovelo esteja segurando uma carga similar à que está representada na Figura 4-20. Como você responderia à questão feita por um paciente: “Por que meu cotovelo dói tanto se eu seguro um peso tão leve?”
2. Descreva as poucas condições clínicas nas quais a magnitude e a direção da reação de força articular poderiam ser biomecanicamente (fisiologicamente) insalubres para um paciente.
3. Qual variável é mais responsável pela magnitude e a direção de uma força de reação articular no cotovelo?
4. Suponha que uma pessoa com restituição recente da articulação do cotovelo precise fortalecer os músculos flexores da mesma articulação. Dada a situação isométrica demonstrada na Figura 4-20:
  - a. Como poderíamos reduzir a força de reação articular

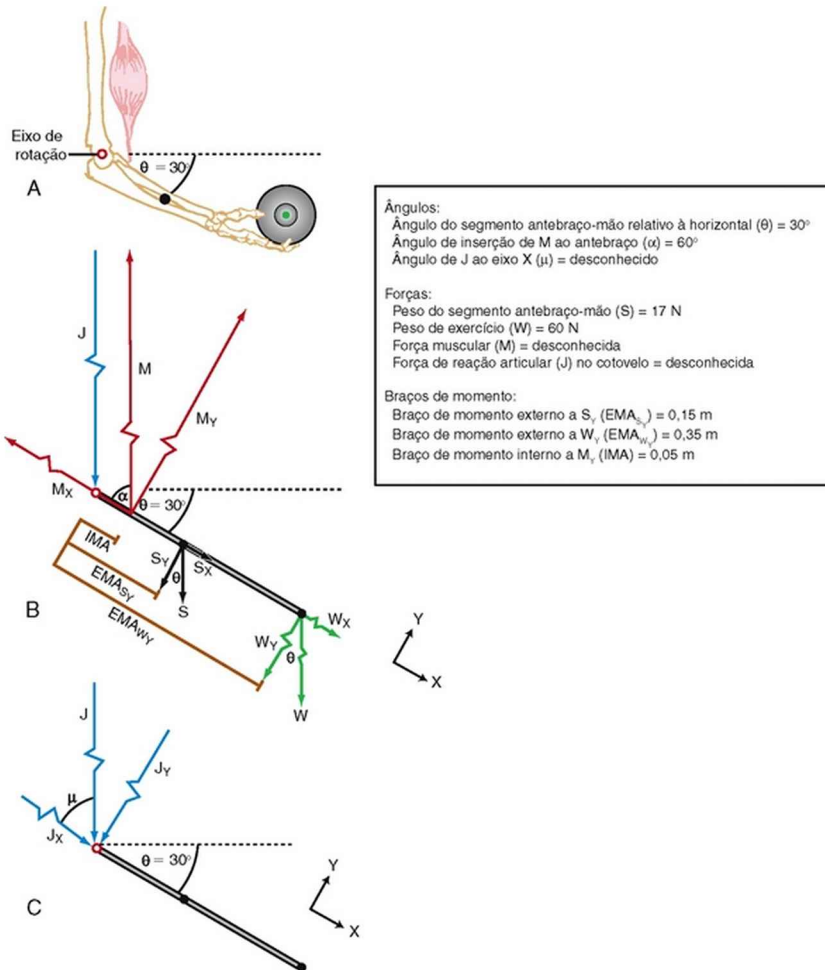
no cotovelo enquanto o mesmo tamanho de peso de exercício é usado?

- b. Como poderíamos reduzir a força de reação articular no cotovelo enquanto a mesma magnitude de torque externo é criada?

As respostas para as questões clínicas podem ser encontradas no site: [www.elsevier.com.br](http://www.elsevier.com.br)

## **Problema 2**

No Problema 1 o antebraço está mantido horizontalmente, portanto orientando as forças externas e externas perpendicularmente ao antebraço. Embora esta apresentação simplifique muito bem os cálculos, ela não representa uma situação biomecânica típica. O Problema 2 mostra uma situação mais comum, na qual o antebraço é mantido em uma outra posição, que não seja a horizontal (Fig. 4-21, A). Como resultado da mudança no ângulo do cotovelo, o ângulo de inserção dos músculos flexores da articulação e o ângulo de aplicação das forças externas não são mais ângulos retos. Em princípio, todos os outros aspectos deste problema são iguais aos do Problema 1. Assumindo-se o equilíbrio, três variáveis desconhecidas serão mais uma vez determinadas: (1) o torque interno (produzido pelo músculo); (2) a força muscular; e (3) a força de reação articular no cotovelo.



**FIGURA 4-21** Problema 2. **A**, Um exercício isométrico de flexão é realizado com um peso idêntico ao demonstrado na Figura 4-20. O antebraço está mantido a 30 graus abaixo da posição horizontal. **B**, Um diagrama de corpo livre é mostrado, incluindo um quadro com as abreviações e dados necessários para resolver o problema. Os vetores não estão desenhados em escala. **C**, Os vetores da força de reação articular ( $J$ ) são mostrados em resposta à biomecânica demonstrada em **B**. O quadro de referência articular X-Y está ajustado tal que a

direção X é paralela ao antebraço; as pontas de setas em preto apontam as direções positivas.

A Figura 4-21, B ilustra o diagrama de corpo livre do segmento antebraço e mão mantido a 30 graus abaixo da horizontal ( $\theta$ ). O quadro de referência é estabelecido de maneira que o eixo X seja paralelo ao segmento antebraço-mão, apontado distalmente no sentido positivo. Todas as forças atuantes no sistema estão indicadas e cada uma é solucionada em seus componentes X e Y. O ângulo de inserção dos flexores do cotovelo no antebraço ( $\alpha$ ) é 60 graus. Todos os dados numéricos e abreviações estão listados no quadro associado à Figura 4-21.

### **Resolvendo Forças Conhecidas em Componentes X e Y**

As magnitudes das forças externas são encontradas através do uso de funções trigonométricas, então as direções (+ ou -) são aplicadas com base no quadro de referência de eixos X-Y estabelecido:

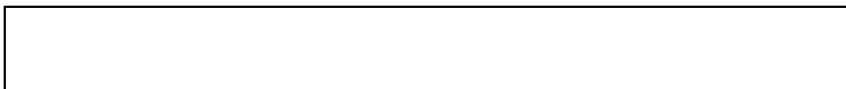
$$S_Y = \cos 30^\circ \times .17 \text{ N} = -14,72 \text{ N}$$

$$S_X = \sin 30^\circ \times .17 \text{ N} = 8,5 \text{ N}$$

$$W_Y = \cos 30^\circ \times .60 \text{ N} = -51,96 \text{ N}$$

$$W_X = \sin 30^\circ \times .60 \text{ N} = 30 \text{ N}$$

### **Solucionando o Torque Interno e a Força Muscular**





$$\Sigma T_Z = 0 = T_S + T_W + T_M + T_J$$

$$0 = (S_Y \times EMA_{S_Y}) + (W_Y \times EMA_{W_Y}) + (M_Y \times IMA)$$

$$+ (J \times 0 \text{ m})$$

$$0 = (-14,72 \text{ N} \times 0,15 \text{ m}) + (-51,96 \text{ N} \times 0,35 \text{ m}) +$$

$$(M_Y \times 0,05 \text{ m}) + 0 \text{ Nm}$$

$$0 = -2,21 \text{ Nm} + -18,19 \text{ Nm} + (M_Y \times 0,05 \text{ m})$$

$$20,40 \text{ Nm} = (M_Y \times 0,05 \text{ m}) = \text{torque interno}$$

$$408,00 \text{ N} = M_Y$$

Pelo fato de um braço de momento interno de 0,05 m ter sido usado, o último cálculo resultou na magnitude de seu vetor perpendicular associado, o componente Y de M ( $M_Y$ ), e não a força muscular total M. A força muscular total M é determinada como o seguinte:

$$M = M_Y / \sin 60^\circ = 408,00 \text{ N} / 0,866 = 471,13 \text{ N}$$

O componente X da força muscular,  $M_X$ , pode ser resolvido como se segue:

$$M_X = M \times \cos 60^\circ$$

$$= 471,13 \text{ N} \times 0,5$$

$$= -235,57 \text{ N}$$

O sinal negativo foi adicionado para indicar que  $M_X$  está apontado na direção  $-X$ .

### **Solucionando a Força de Reação Articular**

A força de reação articular ( $J$ ) e seus componentes  $X$  e  $Y$  ( $J_X$  e  $J_Y$ ) são mostrados separadamente na Figura 4-21, C. (Isso é feito para aumentar a clareza da ilustração.) Assume-se que as direções de  $J_X$  e  $J_Y$  ajam geralmente na direção descendente ( $Y$  negativo) e para a direita ( $X$  positivo), respectivamente. Estas são direções que se opõem à força do músculo. Os componentes ( $J_Y$  e  $J_X$ ) da força articular ( $J$ ) podem ser prontamente determinados usando-se as Equações 4.13 A e B, como se segue:

$$\Sigma F_X = 0 = M_X + S_X + W_X + J_X$$

$$0 = -235,57 \text{ N} + 8,50 \text{ N} + 30 \text{ N} + J_X$$

$$197,07 \text{ N} = J_X$$

$$\Sigma F_Y = 0 = M_Y + S_Y + W_Y + J_Y$$

$$0 = 408 \text{ N} + -14,72 \text{ N} + -51,96 \text{ N} + J_Y$$

$$-341,32 \text{ N} = J_Y$$

Como demonstrado na Figura 4-21,  $C$ ,  $J_Y$  e  $J_X$  atuam em direções que são opostas à força muscular ( $M$ ). Isso reflete o fato de que a força muscular, de longe, é a maior de todas as forças atuantes no segmento antebraço-mão.  $J_X$  positivo indica que a articulação está sob compressão, enquanto  $J_Y$  negativo indica que a articulação está sob cisalhamento anterior e superior. Em outras palavras, se  $J_Y$  não existisse, o antebraço poderia acelerar em uma direção anterior e superior (+Y).

A magnitude da força articular resultante ( $J$ ) pode ser determinada usando-se o teorema de Pitágoras, como se segue:

$$J = \sqrt{[(J_Y)^2 + (J_X)^2]}$$
$$J = \sqrt{[(-341,3 \text{ N})^2 + (197,1 \text{ N})^2]}$$
$$J = 394,1 \text{ N}$$

Outra característica interessante da força de reação articular é a direção do  $J$  em relação ao eixo do antebraço (eixo X). Isso pode ser calculado usando-se o inverso da função cosseno, como se segue:

$$\text{Cos } \mu = J_X/J$$
$$\mu = \text{cos}^{-1} (197,07 \text{ N}/394,1 \text{ N})$$
$$\mu = 60^\circ$$

A força de reação articular resultante tem uma magnitude de 394,1 N e é direcionada para a articulação com um ângulo de 60 graus ao segmento do antebraço (*i.e.*, o eixo X). Não é coincidência que o ângulo de introdução de J é o mesmo que o ângulo de inserção dos músculos de flexão do cotovelo.

### **Questões Clínicas Relacionadas ao Problema 2**

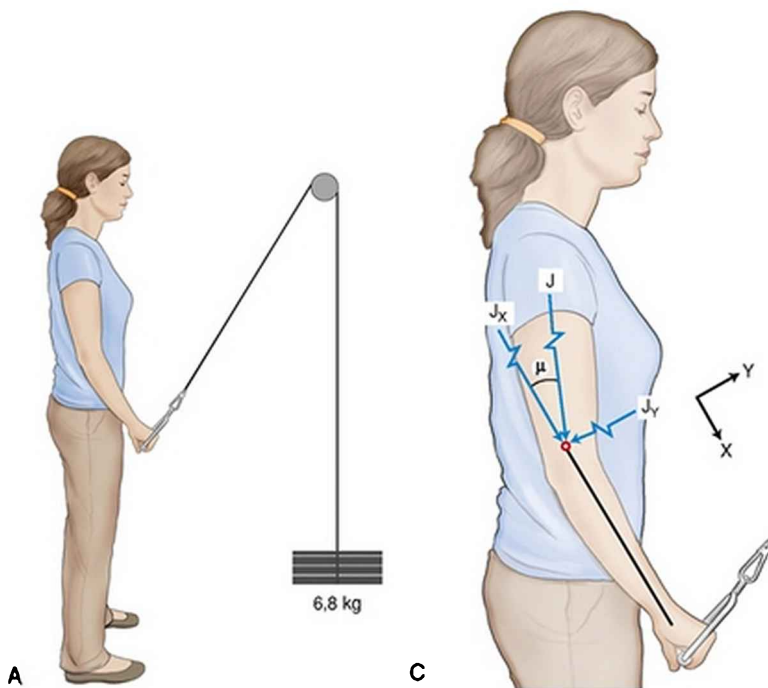
1. Admita que o antebraço (representado na Fig. 4-21) está mantido a 30 graus acima em vez de abaixo do plano horizontal.
  - a. A mudança no ângulo do antebraço altera a magnitude do torque externo?
  - b. Você pode concluir que é “mais fácil” manter o antebraço 30 graus acima como comparado com abaixo do plano horizontal?
2. Em qual situação seria um interesse clínico uma demanda de grande força no músculo?
3. O que aconteceria se, da posição representada na Figura 4-21, A, a força muscular de maneira súbita diminuísse ou aumentasse levemente?

As respostas para as questões clínicas podem ser encontradas no site: [www.elsevier.com.br](http://www.elsevier.com.br)

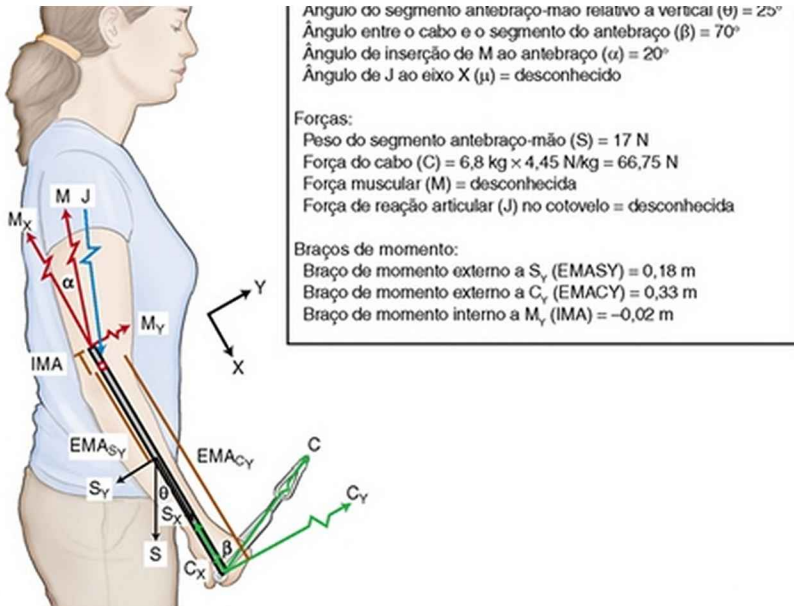
### **Problema 3**

Embora o antebraço não tenha sido posicionado horizontalmente no Problema 2, todas as forças resultantes foram retratadas como paralelas. O Problema 3 é levemente complicado pela não representação das forças em paralelo, e assumindo-se a alavanca óssea do sistema

como uma alavanca de primeira classe (*versus* uma de terceira classe) (Cap. 1). O problema analisa a fase isométrica de um exercício de fortalecimento de tríceps na posição de pé usando a resistência aplicada por um cabo (Fig. 4-22, A). O paciente pode estender e manter seu cotovelo parcialmente flexionado contra o cabo que transmite 6,8 kg de força de uma pilha de pesos. Supondo que o sistema esteja em equilíbrio, três variáveis desconhecidas são mais uma vez determinadas usando os mesmos passos de antes: (1) o torque interno (produzido pelo músculo); (2) a força muscular; e (3) a força de reação no cotovelo.



Ângulos:



B

**FIGURA 4-22** Problema 3. **A**, Um exercício isométrico de extensão do cotovelo na posição de pé é realizado contra uma resistência fornecida por um cabo. O antebraço é mantido a 25 graus da posição vertical. **B**, Um diagrama de corpo livre é mostrado, incluindo um quadro com abreviações e dados necessários para resolver o problema. Os vetores não estão desenhados em escala. **C**, Os vetores da força de reação articular (J) são mostrados em resposta à biomecânica representada em **B**. (O quadro de referência articular X-Y está ajustado tal que a direção X é paralela ao antebraço; as pontas de setas em preto apontam as direções positivas.)

A Figura 4-22, B ilustra o diagrama de corpo livre do cotovelo mantido parcialmente flexionado, com o antebraço orientado a 25 graus da vertical ( $\theta$ ). O quadro de referência coordenada é novamente estabelecido de forma que o eixo X seja paralelo ao segmento antebraço-mão, positivo e apontado distalmente. Todas as forças

atuantes no sistema estão indicadas, e cada uma é resolvida em seus respectivos componentes X e Y. O ângulo de inserção dos extensores do cotovelo no antebraço ( $\alpha$ ) é de 20 graus, e o ângulo entre o cabo e o eixo longo do antebraço ( $\beta$ ) é de 70 graus. Todos os dados numéricos e abreviações estão listados no quadro associado à Figura 4-22.

### **Resolvendo Forças Conhecidas em Componentes X e Y**

As magnitudes das forças são encontradas através do uso das funções trigonométricas, e então as direções (+ ou -) são aplicadas como nos problemas prévios, como abaixo:

$$S_Y = \text{sen } 25^\circ \times 17 \text{ N} = -7,18 \text{ N}$$

$$S_X = \text{cos } 25^\circ \times 17 \text{ N} = 15,41 \text{ N}$$

$$C_Y = \text{sen } 70^\circ \times 66,75 \text{ N} = 62,72 \text{ N}$$

$$C_X = \text{cos } 70^\circ \times 66,75 \text{ N} = -22,83 \text{ N}$$

### **Solucionando o Torque Interno e a Força Muscular**

Este sistema é uma alavanca de primeira classe com a força muscular localizada no lado oposto do eixo do cotovelo como forças externas. Ao braço de momento interno IMA (como aplicado a  $M_Y$ ) é atribuído um valor negativo porque a medida de IMA do eixo de rotação até  $M_Y$  caminha numa direção negativa X (rever nº 5 no Quadro 4-1).

$$\begin{aligned}
\Sigma T_Z = 0 &= T_S + T_C + T_M + T_J \\
&= (S_Y \times EMA_{S_Y}) + (C_Y \times EMA_{C_Y}) + (M_Y \times IMA) \\
&\quad + (J \times 0 \text{ m}) \\
0 &= (-7,18 \text{ N} \times 0,18 \text{ m}) + (62,72 \text{ N} \times 0,33 \text{ m}) + \\
&\quad (M_Y \times -0,02 \text{ m}) + 0 \text{ Nm} \\
0 &= -1,29 \text{ Nm} + 20,70 \text{ Nm} + (M_Y \times -0,02 \text{ m}) \\
-19,41 \text{ Nm} &= (M_Y \times -0,02 \text{ m}) = \text{torque interno} \\
970,5 \text{ N} &= M_Y
\end{aligned}$$

Este componente Y relativamente grande de M é necessário por causa do pequeno IMA e do grande torque externo produzido por C. A força muscular total, ou M, é determinada assim:

$$M = M_Y / \sin 20^\circ = 970,5 \text{ N} / 0,34 = 2854,41 \text{ N}$$

O componente X da força muscular,  $M_X$ , pode ser resolvido desta forma:

$$M_X = M \times \cos 20^\circ$$



$$= 2854,41 \text{ N} \times 0,94$$

$$= -2683,15 \text{ N}$$

O sinal negativo foi adicionado para indicar que  $M_X$  está voltado na direção  $-X$ .

### Resolvendo a Força de Reação Articular

A força de reação articular ( $J$ ) e seus componentes  $X$  e  $Y$  ( $J_Y$  e  $J_X$ ) são mostrados separadamente na Figura 4-22, C. (Isso é feito para aumentar a clareza da ilustração.) As direções de  $J_Y$  e  $J_X$  atuam nas direções  $-Y$  e  $-X$ , respectivamente. Essas direções opõem-se aos componentes  $Y$  e  $X$  da força muscular. Essa suposição pode ser verificada pela determinação dos componentes  $J_Y$  e  $J_X$  usando-se as Equações 4.13 A e B.

$$\Sigma F_X = 0 = M_X + S_X + C_X + J_X$$

$$0 = -2683,15 \text{ N} + 15,41 \text{ N} + -22,83 \text{ N} + J_X$$

$$2690,57 \text{ N} = J_X$$

$$\Sigma F_Y = 0 = M_Y + S_Y + C_Y + J_Y$$

$$0 = 970,5 \text{ N} + -7,18 \text{ N} + 62,72 \text{ N} + J_Y$$

$$-1026,04 = J_Y$$

Como demonstrado na Figura 4-22, C,  $J_X$  e  $J_Y$  atuam

em direções que se opõem à força do músculo.  $J_x$  positivo indica que a articulação está sob compressão, enquanto  $J_y$  negativo indica que a articulação está experimentando cisalhamento anterior. Em outras palavras, se  $J_y$  não existisse, o antebraço aceleraria em uma direção anterior (+Y) geral.

A magnitude da força articular resultante ( $J$ ) pode ser determinada usando o teorema de Pitágoras:

$$J = \sqrt{[(J_y)^2 + (J_x)^2]}$$
$$J = \sqrt{[(-1026,04 \text{ N})^2 + (2690,57 \text{ N})^2]}$$
$$J = 2879,57 \text{ N}$$

Outra importante característica da força de reação articular é a direção de  $J$  com relação ao eixo do antebraço (o eixo X). Isso pode ser calculado usando-se a função inversa cosseno:

$$\cos \mu = J_x/J$$
$$\mu = \cos^{-1}(2690,57 \text{ N}/2879,57 \text{ N})$$
$$\mu = 21,57^\circ$$

A força de reação articular resultante tem uma magnitude de 2879,57 N e está direcionada para o cotovelo em um ângulo 21 graus acima do segmento do

antebraço (*i.e.*, o eixo X). O ângulo é quase o mesmo que o ângulo de inserção da força muscular ( $\alpha$ ), e a magnitude de J é similar à magnitude de M. Essas igualdades servem como um lembrete da função dominante do músculo em determinar tanto a intensidade quanto a direção da força de reação articular. Observe que se as setas dos vetores M e J fossem desenhadas em escala com o comprimento de S, elas se estenderiam muito além dos limites da página!

### Questões Clínicas Relacionadas ao Problema 3

1. A Figura 4-22 mostra a polia usada pelo cabo de resistência localizado no nível dos olhos. Sabendo-se que o indivíduo mantém a mesma posição de sua extremidade superior, o que poderia acontecer à força muscular requerida e aos componentes da força de reação articular se a polia fosse recolocada:
  - a. Na altura do tórax?
  - b. No nível do solo?
2. Como mudaria o exercício se a polia fosse colocada no nível do solo com o paciente de costas para a roldana?
3. Observe na Figura 4-22 que o ângulo ( $\beta$ ) entre a força no cabo (C) e o antebraço é de 70 graus.
  - a. Em que ângulo de  $\beta$  a força C produziria o maior torque externo?
  - b. Com a polia na altura dos olhos, em que ângulo do cotovelo a força C produziria o maior torque externo?

As respostas para as questões clínicas podem ser encontradas no site: [www.elsevier.com.br](http://www.elsevier.com.br)

### Análise Dinâmica

A análise estática é a abordagem mais básica para a análise cinética do movimento humano. Esta forma de análise é usada para avaliar forças e torques em um corpo quando existem acelerações lineares ou angulares pequenas ou não significantes. Forças externas que atuam contra um corpo em repouso podem ser medidas diretamente por vários instrumentos, tais como transdutores de força (mostrados na Fig. 4-19), tensiômetros de cabo e placas de força. As forças internas atuantes no corpo são geralmente medidas indiretamente pelo conhecimento dos torques externos e braços de momento internos. Esta abordagem foi destacada nos três problemas-amostra prévios. Em contraste, quando ocorrem acelerações lineares ou angulares, uma análise dinâmica deve ser realizada. A marcha é um exemplo de movimento dinâmico causado por forças não balanceadas atuantes em um corpo; os segmentos corporais estão constantemente acelerando ou desacelerando, e o corpo está em contínuo estado de perda e recuperação de equilíbrio com cada passo. Uma análise dinâmica então é necessária para calcular as forças e torques produzidos por ou sobre o corpo durante a marcha.

Solucionar as forças e os torques sob condições dinâmicas requer o conhecimento de massa, momento de inércia de massa e acelerações linear e angular. (Para análise dinâmica 2D, consulte as Equações 4.15 e 4.16.) Os dados antropométricos fornecem as características inerciais de segmentos corporais (massa, momento de inércia de massa), assim como os comprimentos dos segmentos corporais e localização do eixo de rotação das articulações. Dados cinemáticos, tais como deslocamento, velocidade e aceleração dos segmentos, são medidos através de várias técnicas laboratoriais, que serão descritas a

seguir.<sup>2,18,20,22</sup> Isso é seguido por uma descrição das técnicas comumente usadas para medir diretamente forças externas, o que pode ser usado em análise estática ou dinâmica.

## **Análise Dinâmica Bidimensional de Força e Torque**

### **Equações de Força**

(Equação 4.15A)

$$\Sigma F_x = ma_x$$

(Equação 4.15B)

$$\Sigma F_y = ma_y$$

### **Equação de Torque**

(Equação 4.16)

$$\Sigma T_z = I \times \alpha_z$$

## **SISTEMAS DE MEDIDA CINEMÁTICA**

A análise detalhada do movimento requer uma avaliação cuidadosa e objetiva do movimento das articulações e do corpo como um todo. Esta análise inclui mais frequentemente uma estimativa da posição, do deslocamento, da velocidade e da aceleração. A análise cinemática pode ser usada para a avaliação da qualidade e da quantidade de movimento do corpo e de seus

segmentos, os resultados dos quais descreve os efeitos das forças e torques internos e externos. A análise cinemática pode ser realizada em uma variedade de ambientes, incluindo o esportivo, o ergonômico e o reabilitacional. Existem muitos métodos para medir objetivamente o movimento humano, incluindo eletrogoniometria, acelerometria, técnicas de imagem e dispositivos de monitoramento eletromagnético.

### **Eletrogoniômetro**

Um eletrogoniômetro mede a rotação angular articular durante o movimento. O instrumento consiste tipicamente em um potenciômetro elétrico construído dentro de um ponto de eixo fixo central (dobradiça) de dois braços rígidos. A rotação de um potenciômetro calibrado mede a posição angular da articulação. A saída de voltagem relacionada é caracteristicamente medida por um sistema de aquisição de dados computadorizado. Os braços do eletrogoniômetro são ajustados aos segmentos do corpo, de maneira que o eixo de rotação do goniômetro esteja aproximadamente alinhado com o eixo de rotação articular (Fig. 4-23). Os dados da posição obtidos pelo eletrogoniômetro combinados com os dados temporais podem ser matematicamente convertidos em velocidade angular e aceleração. Embora o eletrogoniômetro forneça um meio direto e razoavelmente barato de capturar o deslocamento angular da articulação, ele sobrecarrega o indivíduo e, além disso, é difícil ajustá-lo e fixá-lo em tecidos muito gordurosos e musculosos. E mais, um eletrogoniômetro uniaxial é limitado a medir o arco de movimento em apenas um plano. Como é mostrado na Figura 4-23, o eletrogoniômetro uniaxial pode medir a

flexão e a extensão do joelho, mas não está apto a detectar a sutil, mas importante, rotação que também pode ocorrer no plano horizontal. Outros tipos de eletrogoniômetros existem. A Figura 4-24 mostra um modelo diferente que mede o movimento em dois planos com sensores mantidos sobre a pele do indivíduo por uma fita dupla-face.



**FIGURA 4-23** Um eletrogoniômetro é mostrado preso à coxa e à perna. O eixo do goniômetro contém o potenciômetro e é alinhado sobre o eixo mediolateral de rotação na articulação do joelho. Este instrumento em particular registra um plano único de movimento apenas do joelho.



FIGURA 4-24 Um eletrogoniômetro biaxial mede a flexão e a extensão de punho bem como os desvios ulnar e radial.

*(Cortesia de Biometrics, Ltd, Ladysmith, Virginia.)*

### **Acelerômetro**

Um acelerômetro é um dispositivo que mede a aceleração do objeto ao qual está apenso – tanto um segmento individual quanto o corpo inteiro. Existem acelerômetros linear e angular, mas eles medem acelerações apenas ao longo de uma linha específica ou acerca de um eixo



específico. De forma similar aos eletrogoniômetros, acelerômetros múltiplos são necessários para análises em 3D ou multissegmentadas. Os dados provenientes de acelerômetros são usados com a informação inercial do segmento corporal como massa e momento de inércia de massa para estimar as redes de forças internas ( $F = m \times a$ ) e torques ( $T = I \times \alpha$ ). Acelerômetros de corpo inteiro podem ser usados para estimar a atividade física relativa de um indivíduo durante a vida diária.<sup>5,6,9</sup>

### **Técnicas de Imagem**

As técnicas de imagem são os métodos mais amplamente utilizados para a coleta de dados no movimento humano. Muitos tipos diferentes de sistemas de imagem estão disponíveis. Esta discussão está limitada aos sistemas listados no quadro a seguir.

#### **Técnicas de Imagem**

Fotografia

Cinematografia

Videografia

Optoeletrônica

Ao contrário da eletrogoniometria e da acelerometria, que medem o movimento diretamente de um corpo, os métodos de imagem geralmente requerem condicionamento de sinal adicional, processamento e interpretação depois que uma produção significativa é obtida.

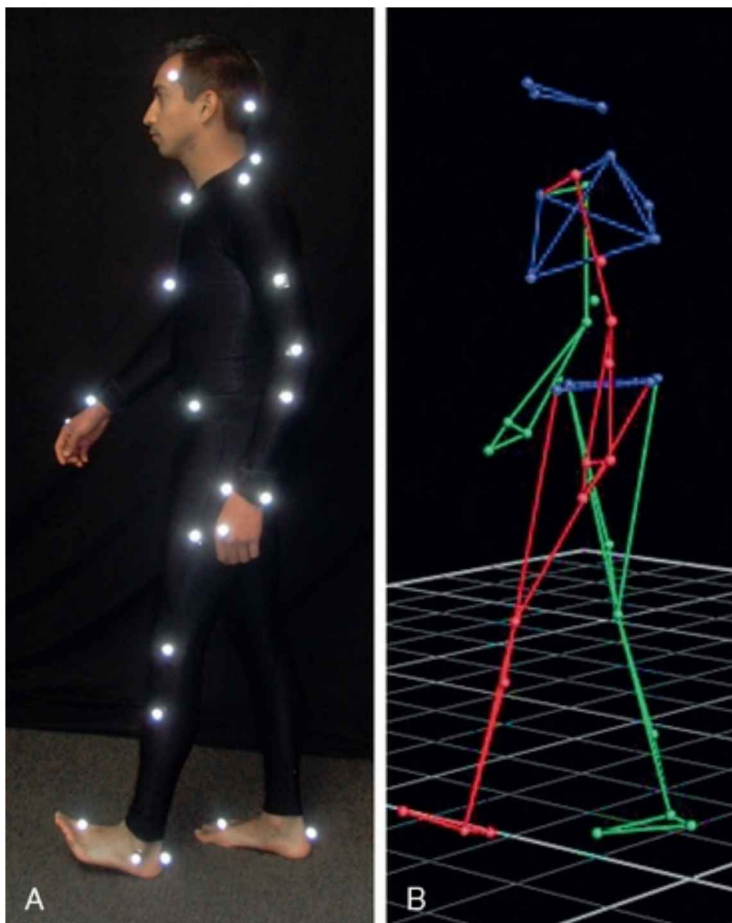
A *fotografia* é uma das técnicas mais antigas para a

obtenção de dados cinemáticos. Com o obturador da câmera mantido aberto, uma luz estroboscópica pode ser utilizada para seguir a localização de marcadores refletivos vestidos na pele de um objeto em movimento (exemplo no Cap. 15 e na Fig. 15-3). Se a frequência da luz estroboscópica for conhecida, os dados de deslocamento podem ser convertidos em velocidade e dados de aceleração. Além de usar este dispositivo como uma fonte de luz ininterrupta, uma câmera pode usar uma fonte de luz constante e tirar múltiplos filmes ou fotografias digitais de um lance de movimento.

A *cinematografia*, a arte da fotografia filmada, foi o método mais popular de gravação do movimento. A cinematografia de alta velocidade, usando o filme de 16 mm, permitia a medida de movimentos rápidos. Com a velocidade do obturador conhecida, uma análise de trabalho intensivo, quadro a quadro do movimento, era realizada. A análise digital era realizada pelo movimento dos pontos de referência anatômicos ou dos marcadores vestidos pelos indivíduos. A análise de movimento bidirecional era realizada com o apoio de uma câmera; a análise em 3D, no entanto, requeria duas ou mais câmeras.

A análise fotográfica e cinematográfica são raramente utilizadas hoje em dia para o estudo do movimento humano. Os métodos não são práticos pelo tempo substancial requerido para analisar manualmente os dados. A *videografia* digital substituiu esses sistemas e é um dos métodos mais populares para coletar informações cinemáticas tanto nos ambientes clínicos quanto nos laboratoriais. O sistema consiste tipicamente em uma ou mais câmeras de vídeo digital, um aparelho processador de sinal, um dispositivo de calibração e um computador. Os

procedimentos envolvidos em sistemas baseados em vídeo geralmente requerem marcadores para serem fixados ao indivíduo, nos pontos de referência anatômica selecionados. Os marcadores são considerados passivos se não estiverem conectados a outro aparelho eletrônico ou fonte de energia. Marcadores passivos servem como fonte de luz que a refletem de volta para a câmera (Fig. 4-25, A). As coordenadas bidimensionais e 3D dos marcadores são identificadas no espaço por um computador e então usadas para reconstruir a imagem (ou boneco) para a análise cinemática subsequente (Fig. 4-25, B).



**FIGURA 4-25** A, Marcadores reflexivos são usados para indicar localizações anatômicas para a determinação do deslocamento articular angular de um indivíduo em marcha. A localização dos marcadores é adquirida usando câmeras baseadas em vídeo que podem operar a razões de amostra variáveis. B, Uma “FIGURA-palito” computadorizada e animada gerada pelos dados coletados do indivíduo mostrados em A.

*(Cortesia de Vicon Motion Systems, Inc., Centennial, Colorado.)*

Sistemas baseados em vídeo são muito versáteis e são

usados para analisar atividades humanas funcionais que variam do movimento de corpo inteiro (p. ex., nadar, correr) a tarefas motoras menores (p. ex., digitar, alcançar). Muitos sistemas permitem que os movimentos sejam capturados ao ar livre e processados mais tarde, enquanto outros podem processar o sinal quase em tempo real. Outra característica desejável da maioria dos sistemas baseados em vídeo é que o indivíduo não é incomodado por fios ou outros dispositivos eletrônicos.

A *optoeletrônica* é outro tipo popular de sistema de aquisição cinemática que usa marcadores ativos que pulsam sequencialmente. A luz é detectada por câmeras especiais que focam esses marcadores em uma superfície de diodo semiconductor. O sistema permite a coleta de dados em altas taxas de amostragem e pode adquirir dados em 3D, em tempo real. O sistema é limitado no que se refere a sua habilidade de adquirir dados fora de um ambiente controlado. Os indivíduos podem sentir-se dificultados pelos fios conectados aos marcadores ativos. Sistemas de telemetria possibilitam o recolhimento de dados sem que os avaliados sejam acorrentados a uma fonte de energia, mas esses sistemas são vulneráveis à interferência elétrica do ambiente.

### **Dispositivos de Monitoramento Eletromagnético**

Os dispositivos de monitoramento eletromagnético medem seis graus de liberdade (três rotacionais e três translacionais) e fornecem dados de posicionamento e orientação durante as atividades estáticas e dinâmicas. Pequenos sensores são presos à pele sobre os pontos de referência anatômicos. Os dados posicionais e orientacionais vindos dos sensores localizados dentro de

uma variedade operacional especificada do transmissor são enviados para o sistema de captura de dados.

Uma desvantagem deste sistema é que os transmissores e receptores podem ser sensíveis ao metal em sua vizinhança e isso pode distorcer o campo eletromagnético gerado pelos transmissores. Embora a telemetria esteja disponível para esses sistemas, a maioria opera com fios que conectam os sensores ao sistema de captura de dados. Os cabos limitam o volume do espaço do qual o movimento pode ser gravado.

Em qualquer sistema de análise do movimento que usa sensores de pele para gravar o movimento ósseo subjacente, existe o potencial para o erro associado ao movimento estranho da pele e dos tecidos moles.

## **SISTEMAS DE MEDIDA CINÉTICA**

### **Dispositivos Mecânicos**

Dispositivos mecânicos medem uma força aplicada pela quantidade de tensão de um material deformável. Através dos meios puramente mecânicos, a tensão no material causa o movimento de um mostrador. Os valores numéricos associados ao mostrador são calibrados a uma força conhecida. Muitos dos dispositivos mecânicos mais comuns para medir a força incluem balanças de banheiro, dinamômetro de força de garra e o dinamômetro manual (Fig. 4-19).

### **Transdutores**

Muitos tipos de transdutores foram desenvolvidos e largamente utilizados para medir a força. Entre estes estão manômetros de tensão e transdutores piezoelétricos,

piezorresistivos e de capacitância. Esses transdutores operam essencialmente sob o princípio de que uma força aplicada deforma o transdutor, resultando em uma mudança na voltagem de um modo conhecido. A saída do transdutor é convertida para medidas significativas através de um processo de calibração.

Um dos transdutores mais comuns para a coleta de dados cinéticos enquanto um indivíduo anda, sobe degraus ou corre é a *plataforma de força*. As plataformas de força usam um quartzo piezoelétrico ou transdutores de manômetros de tensão que são sensíveis à carga em três direções ortogonais (um exemplo de plataforma de força é mostrado na Figura 4-27, abaixo do pé direito do indivíduo à frente). A plataforma de força mede as forças de reação do solo em componentes verticais, mediolaterais e anteroposteriores. Os dados de força de reação do solo são usados na análise dinâmica subsequente.

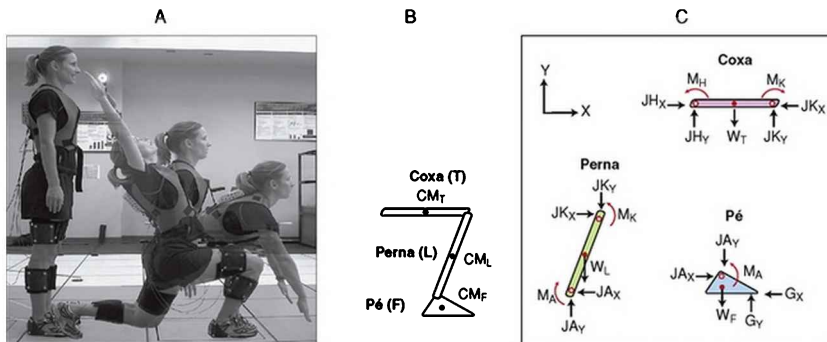


FIGURA 4-27 Exemplo de uma abordagem dinâmica inversa à análise cinética de três versões de uma investida para a frente. A, Fotografia do ajuste experimental com o indivíduo estocando-se para cima da plataforma de força com sua perna direita. As imagens foram superpostas para mostrar as três

diferentes posições de interesse do tronco e da extremidade superior. Marcadores reflexivos passivos baseados em videografia usados para coletar dados da análise do movimento são visíveis no aspecto lateral do calçado direito da examinada e nos manguitos presos a sua perna e coxa. Fios são também visíveis conectando eletrodos eletromiográficos sobrejacentes aos músculos do indivíduo para uma unidade de telemetria vestida nas costas da examinada. **B**, O modelo de ligação do membro inferior é mostrado como consistindo em três segmentos articulados: coxa ( $T$ ), perna ( $L$ ) e pé ( $F$ ). O centro de massa ( $CM$ ) de cada segmento é representado por um ponto fixo (*círculo vermelho*):  $CM_T$ ,  $CM_L$  e  $CM_F$ . **C**, Os três segmentos ligados são desarticulados de maneira que as forças e torques internos sejam determinados, começando com o segmento mais distal, o pé. As *setas curvas em vermelho* representam o torque (momento) ao redor de cada eixo de rotação:  $M_A$ ,  $M_K$  e  $M_H$  são momentos no tornozelo, joelho e quadril, respectivamente;  $W_F$ ,  $W_L$  e  $W_T$  são os pesos dos segmentos de pé, perna e coxa, respectivamente;  $J_{AX}$  e  $J_{AY}$ ,  $J_{KX}$  e  $J_{KY}$  e  $J_{HX}$  e  $J_{HY}$  são as forças de reação articular no tornozelo, joelho e quadril, respectivamente.  $G_X$  e  $G_Y$  são as forças de reação do solo atuantes no pé. O sistema de coordenadas está ajustado com  $X$  horizontal e  $Y$  vertical; as *pontas de setas* apontam em direções positivas.

*(A de Farrokhi S, Pollard C, Souza R, et al: Trunk position influences the kinematics, kinetics, and muscle activity of the lead lower extremity during the forward lunge exercise, J Orthop Sports Phys Ther 38:403, 2008.)*

## **Aparelhos Eletromecânicos**

Um aparelho eletromecânico comum utilizado para a avaliação de força dinâmica é o *dinamômetro isocinético*. Durante o teste isocinético, o dispositivo mantém a velocidade angular constante do membro testado enquanto



mede o torque externo aplicado para resistir ao torque interno produzido pelo indivíduo. O sistema isocinético pode, geralmente, ser ajustado para medir o torque produzido pela maioria dos grandes grupos musculares do corpo humano. A maioria dos dinamômetros isocinéticos pode medir os dados cinéticos produzidos pela ativação concêntrica, isométrica e excêntrica dos músculos. A velocidade angular é determinada pelo usuário e varia entre zero grau/s (isométrico) e 500 graus/s durante as ativações concêntricas. A Figura 4-26 mostra uma pessoa que exerce torque de esforço máximo de extensão do joelho através de uma contração concêntrica da musculatura extensora do joelho direito. O dinamômetro isocinético fornece um registro objetivo dos dados musculares cinéticos, produzidos durante tipos diferentes de ativação muscular em múltiplas velocidades de teste. O sistema também fornece *feedback* imediato dos dados cinéticos, os quais servem como origem de *biofeedback* durante o treinamento ou a reabilitação.



FIGURA 4-26 Um dinamômetro isocinético. O indivíduo gera um torque de extensão do joelho em esforço máximo com uma velocidade angular articular de 60 graus/s. A máquina funciona em seu “modo concêntrico” e fornece resistência contra o músculo quadríceps que se contrai no joelho direito. Observe que o eixo de rotação mediolateral do joelho testado está

alinhado com o eixo de rotação do dinamômetro.

(Cortesia de Biodex Medical Systems, Shirley, New York.)

### ENFOQUE ESPECIAL 4-7 Introdução à Abordagem Dinâmica Inversa para Resolver Forças e Torques Internos

A medida das forças de reação articulares e dos torques em rede produzidos pelos músculos durante condições *dinâmicas*, é em geral, feita indiretamente com o uso de uma técnica chamada *abordagem dinâmica inversa*.<sup>22</sup> Uma abordagem dinâmica *direta* determina acelerações, forças e torques externos através do conhecimento de forças e torques internos. Reciprocamente, uma abordagem dinâmica *inversa* determina forças e torques internos através do conhecimento de acelerações, forças e torques externos. A aproximação dinâmica inversa baseia-se em dados antropométricos, cinemáticos e em forças externas, tais como gravidade e forças de contato. As acelerações são determinadas com o emprego do primeiro e do segundo derivados dos dados de posição-tempo que produzem dados de velocidade-tempo e aceleração-tempo, respectivamente. A importância de adquirir dados de posição precisos é um pré-requisito para a solidez desta abordagem, porque erros na medida de dados de posicionamento ampliam os erros na velocidade e na aceleração.

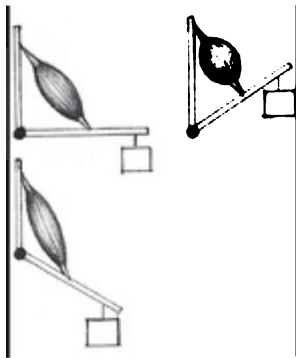
Na abordagem dinâmica inversa, o sistema em consideração é frequentemente definido como uma sucessão de segmentos vinculados. A Figura 4-27, A, ilustra o ajuste experimental para investigar as forças e os torques no membro inferior direito durante diferentes versões de um exercício de investida à frente, com três posições diferentes de tronco e extremidade superior.<sup>5</sup> Para simplificar os cálculos, considera-

se o membro inferior direito do indivíduo como um modelo de segmentos vinculados que consiste em segmentos de pé sólido, perna e coxa ligados por alavancas sem atrito no tornozelo e no joelho, e no corpo pelo quadril (Fig. 4-27, B). O centro de massa (CM) está localizado para cada segmento. Na Figura 4-27, C, os segmentos modelados do membro inferior direito estão desarticulados e as forças e os torques (momentos) individuais são identificados ao ponto final de cada segmento. A análise nas séries de ligações geralmente começa com a análise do segmento mais distal, neste caso, o pé. As informações coletadas por meio de técnicas de análise do movimento, baseadas tipicamente em câmeras, servem como dados de entrada para as equações dinâmicas do movimento (Equações 4-15 e 4-16). Essas informações incluem a posição e a orientação dos segmentos e dos centros de massa desses segmentos. As forças de reação ao solo (componentes  $G_Y$  e  $G_X$ ) atuantes no ponto distal do segmento são medidas neste exemplo por uma plataforma de força construída dentro do solo. A partir destes dados, a força de reação articular do tornozelo (componentes  $J_{A_Y}$  e  $J_{A_X}$ ) e a rede de torque (momentos) muscular na articulação do tornozelo são determinadas. Essa informação é então utilizada como entrada para a análise continuada do segmento mais próximo, a perna. A análise acontece até que todos os segmentos ou ligações no modelo sejam estudados. Muitos pressupostos feitos durante o uso da abordagem dinâmica inversa estão incluídos no quadro a seguir.

#### **Pressupostos Feitos durante a Abordagem Dinâmica Inversa**

1. Cada segmento ou ligação tem uma massa fixa que é concentrada em seu centro de massa.

2. A localização do centro de massa de cada segmento permanece fixa durante o movimento.
3. As articulações neste modelo são consideradas alavancas articulares sem atrito.
4. O momento de inércia de massa de cada segmento é constante durante o movimento.
5. O comprimento de cada segmento permanece constante.



ADICIONAIS

CONEXÕES

CLÍNICAS

#### CONEXÃO CLÍNICA 4-1 Um Método Prático para Estimar o Potencial de Torque Relativo Baseado na Potência da Alavanca

Anteriormente, neste capítulo, as Figuras 4-15 e 4-16 mostraram dois métodos para estimar os torques interno e externo. Nas duas figuras, o Método 2 é considerado um método de “atalho”, porque a resolução das forças resultantes em seus componentes de força não é necessária. Considere o primeiro *torque interno* (Fig. 4-15). O braço de momento interno (representado como  $IMA_M$ ) – ou alavanca – da maioria dos músculos no corpo pode ser avaliado quantitativamente por simples visualização da menor distância entre uma dada linha de

força de um músculo inteiro e seu eixo de rotação articular associado. Esta experiência pode ser praticada com o auxílio de um esqueleto modelo e um pedaço de corda que represente a linha de força resultante do músculo (Fig. 4-28). Como é perceptível na figura, o braço de momento interno (em marrom) é maior na posição A que na posição B; isso significa que para a mesma força do bíceps, mais torque interno será gerado na posição A que na posição B. Em geral, o braço de momento interno de qualquer músculo é maior quando o ângulo de inserção deste músculo é de 90 graus até o osso.

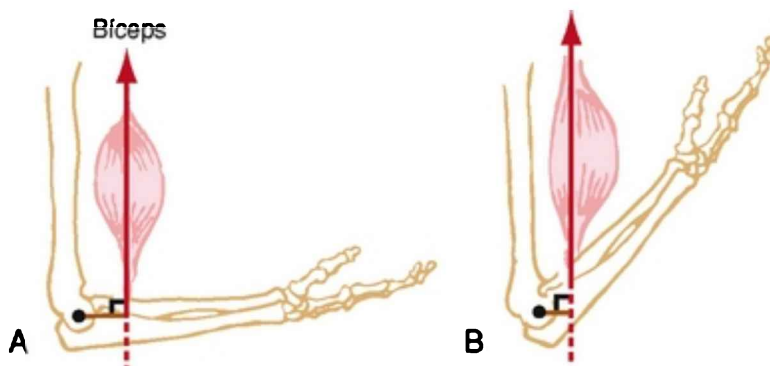


FIGURA 4-28 Um pedaço de corda pode ser usado para simular a linha de força do vetor de força resultante de um músculo bíceps ativado. O braço de momento interno é mostrado como uma linha em marrom; o eixo de rotação no cotovelo é mostrado como um círculo cheio em preto. Observe que o braço de momento é melhor quando o cotovelo está na posição A em comparação com a posição B.

(Modificado de LeVeau BF: *Williams & Lissner's biomechanics of human motion*, ed 3, Philadelphia, 1992, Saunders.)

Em seguida, considere o método de atalho para determinar o *torque externo*. Clinicamente, isso é, de modo geral, necessário para comparar de forma rápida o torque externo relativo gerado pela gravidade ou por outras forças externas aplicadas a uma articulação.

Suponha, por exemplo, o torque externo no joelho durante duas posturas de agachamento (Fig. 4-29). Pela visualização do braço de momento externo entre o eixo de rotação articular do joelho e a linha de gravidade do peso do corpo, podemos concluir rapidamente que o torque externo é melhor em um agachamento profundo (A), em comparação com um agachamento parcial (B). A habilidade de julgar a demanda relativa colocada sobre os músculos por causa do torque externo é útil em função de proteger uma articulação dolorosa ou que sofre de qualquer outra anormalidade. Por exemplo, uma pessoa com dor artrítica entre a patela e o fêmur é geralmente alertada a limitar atividades que envolvam redução e ascensão de uma postura de agachamento profunda. Essa atividade coloca grande demanda no músculo quadríceps, o que aumenta as forças compressivas nas superfícies articulares.

45° de flexão (agachamento parcial)

90° de flexão (agachamento profundo)

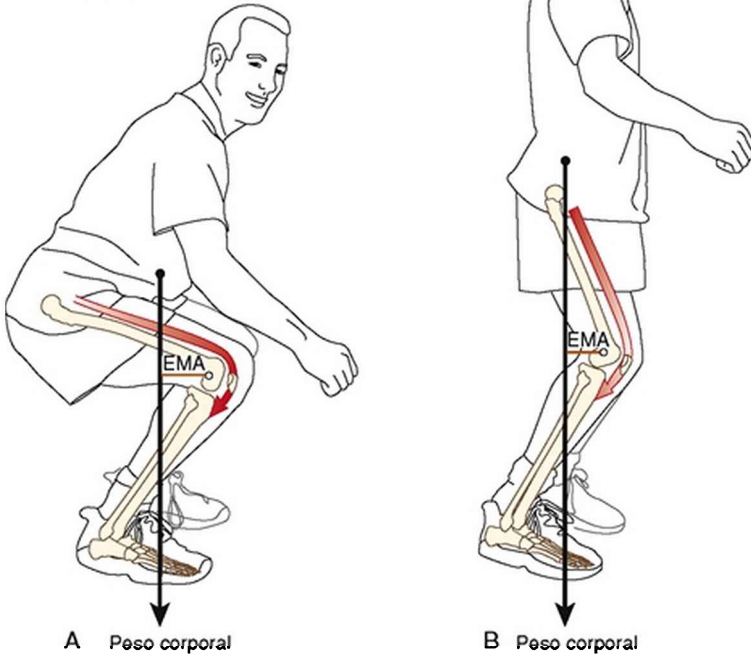


FIGURA 4-29 A profundidade de um agachamento afeta significativamente a magnitude do torque externo produzido pelo peso corporal sobreposto no joelho. O torque externo relativo, dentro do plano sagital, pode ser estimado pela comparação da distância em que o vetor de peso do corpo cai posteriormente com o eixo de rotação mediolateral do joelho (mostrado como um círculo aberto). O braço de momento externo (*EMA*) – e, desse modo, o torque externo criado pelo peso do corpo – é maior em A que em B. Os braços de momento externos são mostrados como linhas em marrom, originadas no eixo de rotação e que intersectam a força do peso corporal em ângulos retos.

CONEXÃO CLÍNICA 4-2 Modificando o Torque Interno



## como Meio de Fornecer “Proteção Articular”

Muitos tratamentos na medicina de reabilitação são direcionados à redução da magnitude da força nas superfícies articulares durante a realização de uma atividade física. O propósito de tal tratamento é proteger uma articulação enfraquecida ou dolorida de forças grandes e potencialmente danosas. Este resultado pode ser atingido ao se reduzir a taxa de movimento (potência), fornecendo absorção de choque (p. ex., calçados acolchoados) ou limitar a demanda de força mecânica no músculo.

Minimizar grandes forças articulares baseadas no músculo pode ser importante para pessoas que usam próteses (reposição articular artificial). Uma pessoa com reposição de quadril, por exemplo, é geralmente alertada sobre os caminhos para reduzir grandes forças produzidas desnecessariamente pelos músculos abdutores do quadril.<sup>12,14,15</sup> A Figura 4-30 mostra uma representação esquemática simples da pelve e do fêmur de um indivíduo com prótese de quadril enquanto ele está na fase de apoio unipodal da marcha. De maneira a manter o equilíbrio dentro do plano frontal, os torques interno (sentido anti-horário, +Z) e externo (sentido horário, -Z) ao redor da postura do quadril devem ser balanceados. Como mostrado tanto na ilustração anatômica (A) quanto na da gangorra (B) da Figura 4-30, o produto do peso corporal (W) multiplicado pelo seu braço de momento  $D_1$ , deve ser igual em magnitude e oposto em direção à força muscular abduzora do quadril (M) multiplicada pelo seu braço de momento (D):  $W \times D_1 = M \times D$ . Observe que o braço de momento externo ao redor do quadril é quase duas vezes o comprimento do braço de momento interno.<sup>16,17</sup> Esta disparidade nos tamanhos dos braços de momento requer que a força muscular seja quase o dobro da força do peso corporal com o intuito de manter o equilíbrio. Em teoria, a redução excessiva do peso corporal, suportando cargas mais leves, ou

transportando cargas de certos modelos pode diminuir a força externa e/ou o braço de momento externo e então reduzir o torque externo sobre o quadril. A diminuição de torques externos grandes reduz substancialmente grandes demandas de força nos abdutores de quadril e reduz, portanto, as forças de reação articulares do quadril protético.

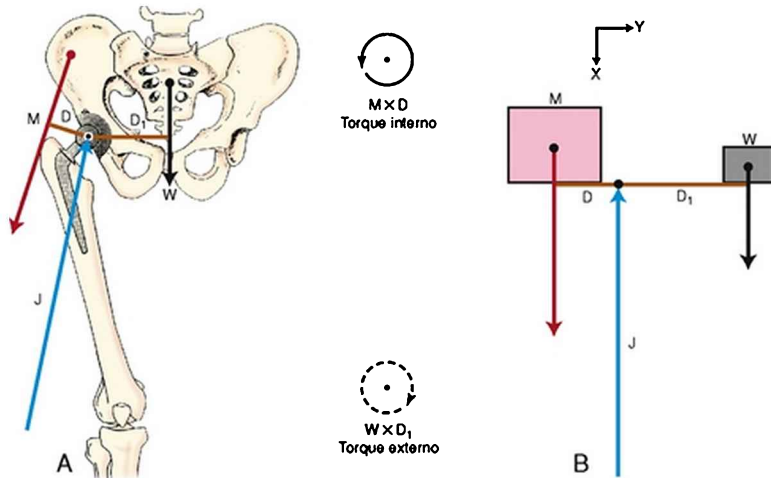


FIGURA 4-30 A, Força muscular abduutora do quadril ( $M$ ) produz um torque necessário para a estabilidade em plano frontal da pelve durante a fase de apoio unipodal direito da marcha. A estabilidade rotacional está estabelecida, assumindo o equilíbrio estático, quando o torque externo (sentido horário,  $-Z$ ) criado pelo peso corporal superincumbente ( $W$ ) está exatamente balanceado pelo torque interno (sentido anti-horário,  $+Z$ ) dos músculos abdutores do quadril ( $M$ ). O torque no sentido anti-horário se iguala a  $M$  vezes seu braço de momento ( $D$ ), e o torque no sentido horário é igual a  $W$  vezes seu braço de momento ( $D_1$ ). B, Este modelo gangorra de alavanca de primeira classe simplifica o modelo mostrado em A. A força de reação articular ( $J$ ), assumindo que todos os vetores de força atuam verticalmente, é mostrado como uma força direcionada para cima com a magnitude igual à soma da força abduutora de quadril e do peso corporal sobreposto. O quadro de referência coordenada X-Y está colocado tal que o eixo X é paralelo ao peso corporal ( $W$ ); as pontas de setas finas em preto apontam para a direção positiva.

(Modificado de Neumann DA: *Biomechanical analysis of selected principles*

*of hip joint protection, Arthritis Care Res 2:146, 1989.)*

Certos procedimentos ortopédicos ilustram como os conceitos de proteção articular são usados na prática de reabilitação. Considere um caso de osteoartrite severa de quadril, que resulta na destruição da cabeça femoral e em um subseqüente tamanho reduzido do pescoço femoral e da cabeça do fêmur. A perda óssea reduz o tamanho do braço de momento interno (D, na Fig. 4-30, A) disponível para os músculos abdutores do quadril (M); então, forças musculares melhores são necessárias para manter o equilíbrio do plano frontal, e resultam em melhores forças de reação articular. Um procedimento cirúrgico que tenta reduzir as forças articulares no quadril implicará a recolocação do grande trocânter em uma posição mais lateral. Este procedimento aumenta o tamanho do braço de momento interno dos músculos abdutores do quadril. Um aumento neste braço de momento reduz a força requerida pelos músculos abdutores para gerar um dado torque durante a fase de apoio unipodal da marcha.

### **CONEXÃO CLÍNICA 4-3 A Influência da Coativação do Músculo Antagonista na Medida Clínica do Torque**

Quando a força muscular é medida, é preciso tomar cuidado para estimular a *ativação* dos músculos agonistas e o *relaxamento* relativo dos músculos antagonistas. (Consulte as definições de músculos *agonistas* e *antagonistas* no Capítulo 1.) A coativação dos músculos antagonistas altera a rede de torque interno e reduz a habilidade de controlar ou dominar forças e torques externos. Este conceito é mostrado com o uso de um dinamômetro manual, similar ao que foi previamente descrito na Figura 4-19. A Figura 4-31, A mostra a medida do torque de extensão do cotovelo com ativação *apenas* dos músculos agonistas (extensores de cotovelo), enquanto os flexores antagonistas do cotovelo estão relaxados. Em contraste, a Figura 4-

31, *B* mostra um teste de força de esforço máximo dos extensores de cotovelo com coativação dos músculos agonistas (E) e antagonistas (F) da flexão do cotovelo. (Esta situação pode ocorrer em uma pessoa saudável que simplesmente não está apta a relaxar os músculos antagonistas ou em um paciente com alguma patologia neurológica como doença de Parkinson ou paralisia cerebral.) O torque interno produzido pelos músculos antagonistas na realidade *subtrai* do torque interno produzido pelos músculos agonistas. Como resultado, a *rede* de torque interno é reduzida, como indicado pela força externa reduzida (R) aplicada contra o dinamômetro. Pelo fato de a condição para o teste ser isométrica, o torque externo medido é igual em magnitude e oposto em direção à rede de torque interno reduzido. O ponto clínico importante aqui é que apesar de as forças e torques extensores do cotovelo serem equivalentes nos testes *A* e *B* da Figura 4-31, o torque externo mede menos em *B*. Este cenário pode dar uma impressão errada de fraqueza relativa dos músculos agonistas quando, de fato, eles não estão fracos. Como sempre, a força de reação articular (J) ocorre em resposta à soma de *todas* as forças que atravessam a articulação e, portanto, vão estar aumentadas no teste *B* com a ativação dos antagonistas.

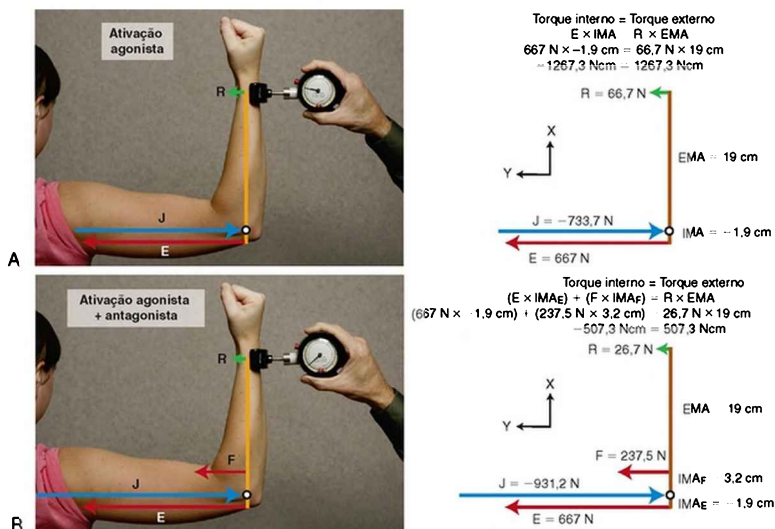


FIGURA 4-31 A influência da coativação dos grupos musculares agonistas (extensor de cotovelo) e antagonistas (flexor do cotovelo) é mostrada na força aparente (torque) da extensão isométrica de cotovelo. **A**, Apenas ativação do agonista (extensor de cotovelo), com as mesmas condições e abreviações usadas na Figura 4-19, **A**. **B**, O indivíduo está coativando simultaneamente seus extensores de cotovelo e (antagonisticamente) músculos flexores do cotovelo, produzindo uma força de extensão simultânea de cotovelo ( $E$ ) e uma força de flexão da mesma articulação ( $F$ ). Pelo fato de  $F$  e  $E$  gerarem torques direcionados opostamente ao redor do cotovelo, o torque de extensão em rede do cotovelo é reduzido. Observe, no entanto, que a magnitude da força de reação articular ( $J$ ) está aumentada em **B**. Os vetores estão desenhados em uma escala aproximada. Baseados nas convenções resumidas no Quadro 4-1, o braço de momento interno usado pelos músculos extensores está assinalado com um número negativo. Isso, por sua vez, atribui as direções rotacionais opostas a torques internos opostos.  $EMA$ , braço de momento interno;  $IMA_F$  e  $IMA_E$ , braços de momento interno dos músculos flexores e extensores do cotovelo, respectivamente;  $R$ , força externa medida pelo dinamômetro.

## RESUMO

Muitas técnicas de avaliação e tratamento utilizadas em reabilitação envolvem a aplicação ou a geração de forças e torques. Um entendimento melhor da lógica e das consequências dessas técnicas pode ser adquirido através da aplicação das leis do movimento de Newton e através das análises do equilíbrio estático ou dinâmico. Embora seja reconhecido que análises formais são raramente completadas no ambiente clínico, os princípios aprendidos destas análises são clinicamente importantes e aplicados sempre. Por exemplo:

- Mudar o momento de inércia de um braço por flexão ou retificação do cotovelo muda o torque necessário para mover o ombro.
- Durante um exercício, as forças geradas pelos músculos são muitas vezes maiores que as forças externas usadas como resistência. Isso deve ser considerado quando um músculo ou tendão lesado está sendo exercitado.
- O torque externo é mínimo quando a linha de força da força externa passa através ou perto de seu eixo de movimento.
- O torque externo é máximo quando a linha de força da força externa está em ângulos retos no membro. A gravidade é usada como uma força de resistência, isso ocorre quando o membro está em posição horizontal.
- O torque interno produzido por um músculo é máximo quando seu ângulo de inserção é de 90 graus.
- Os exercícios são sempre otimizados quando os torques externos e internos correspondem a um arco de movimento.
- Forças em uma articulação ocorrem como reação

necessária à combinação de forças internas e externas. A força muscular geralmente possui uma função dominante na criação dessas forças de reação articular.

Três problemas-amostra baseados em quantidade foram ressaltados neste capítulo. Dois problemas adicionais estão disponíveis no Apêndice I, Parte B.

## **REFERÊNCIAS**

---

- 1 Ajemian S, Thon D, Clare P, et al. Cane-assisted gait biomechanics and electromyography after total hip arthroplasty. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85:1966-1971.
- 2 Allard P, Stokes IAF, Blanche JP. Three-dimensional analysis of human movement. Champaign: Human Kinetics, 1995.
- 3 Dempster WT. Space Requirements for the seated operator, WADC-TR-55-159. Dayton: Wright Patterson Air Force Base, 1955.
- 4 Enoka RM. Neuromechanical basis of kinesiology, ed 2. Champaign: Human Kinetics, 1994.
- 5 Farrokhi S, Pollard CD, Souza RB, et al. Trunk position influences the kinematics, kinetics, and muscle activity of the lead lower extremity during the forward lunge exercise. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38:403-409.
- 6 Hale LA, Pal J, Becker I. Measuring free-living physical activity in adults with and without neurologic dysfunction with a triaxial accelerometer. *Arch Phys Med Rehabil.* 2008;89:1765-1771.
- 7 Hamill J, Knutzen KM. Biomechanical basis of human movement, ed 3. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2008.
- 8 Hatze H. A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments. *J Biomech.* 1980;13:833-843.

- 9 Lee Y, Lee M. Development of an integrated module using a wireless accelerometer and ECG sensor to monitor activities of daily living. *Telemed J E-Health*. 2008;14:580-586.
- 10 McGibbon CA, Krebs DE, Mann RW. In vivo hip pressures during cane and load-carrying gait. *Arthritis Care Res*. 1997;10:300-307.
- 11 Mulroy SJ, Lassen KD, Chambers SH, Perry J. The ability of male and female clinicians to effectively test knee extension strength using manual muscle testing. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1997;26:192-199.
- 12 Münger P, Röder C, Ackermann-Liebrich U, Busato A. Patient-related risk factors leading to aseptic stem loosening in total hip arthroplasty: a case-control study of 5035 patients. *Acta Orthop*. 2006;77:567-574.
- 13 Neumann DA. Hip abductor muscle activity as subjects with hip prostheses walk with different methods of using a cane. *Phys Ther*. 1998;78:490-501.
- 14 Neumann DA. An electromyographic study of the hip abductor muscles as subjects with a hip prosthesis walked with different methods of using a cane and carrying a load. *Phys Ther*. 1999;79:1163-1173.
- 15 Neumann DA. Biomechanical analysis of selected principles of hip joint protection. *Arthritis Care Res*. 1989;2:146-155.
- 16 Neumann DA, Soderberg GL, Cook TM. Comparison of maximal isometric hip abductor muscle torques between hip sides. *Phys Ther*. 1988;68:496-502.
- 17 Olson VL, Smidt GL, Johnston RC. The maximum torque generated by the eccentric, isometric, and concentric contractions of the hip abductor muscles. *Phys Ther*. 1972;52:149-158.
- 18 Özkaya N, Nordin M. Fundamentals of biomechanics: equilibrium, motion and deformation. New York: Springer-Verlag, 1999.
- 19 Simoneau GG, Bereda SM, Sobush DC, Starsky AJ. Biomechanics of elastic resistance in therapeutic exercise programs. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2001;31:16-24.
- 20 Soderberg GL. Kinesiology: application to pathological motion, ed 2.



Baltimore: Williams & Wilkins, 1997.

- 21 Thomas M, Muller T, Busse MW. Quantification of tension in Thera-Band and Cando tubing at different strains and starting lengths. *J Sports Med Phys Fitness*. 2005;45:188-198.
- 22 Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons, 2005.
- 23 Zatsiorsky VM, Seluyanov V. Estimation of the mass and inertia characteristics of the human body by means of the best predictive regression equations. In: Winter DA, Norman RW, Wells RP, editors. *Biomechanics*. Champaign: Human Kinetics, 1985.

## QUESTÕES PARA ESTUDO

- 1 O primeiro conjunto de questões amplia os conceitos introduzidos no Enfoque 4-6. Na Figura 4-17, A, considere um esforço máximo constante de 50%:
  - a Descreva por que o torque interno provavelmente seria reduzido se o cotovelo estivesse posicionado em 110 graus de flexão.
  - b Como o torque externo da gravidade atuante no segmento antebraço-mão mudaria se o cotovelo estivesse posicionado a 45 graus de flexão?
- 2 O próximo conjunto de questões expande o conceito de coativação muscular introduzido na Conexão Clínica 4-3. Usando a Figura 4-31, B, o que aconteceria com a magnitude da força externa (R) se:
  - a F permanecesse a mesma, mas E aumentasse?
  - b F permanecesse a mesma, mas E diminuísse?
  - c E permanecesse a mesma, mas F aumentasse?
  - d E permanecesse a mesma, mas F diminuísse?
- 3 Como a massa de um objeto diferiria do seu momento de inércia de massa?

- a Forneça um exemplo de como o momento de inércia de massa de um membro em rotação poderia aumentar sem um aumento em sua massa.
- b Descreva uma situação na qual o momento de inércia de massa de um membro em rotação não afete as demandas de força dos músculos ativados.
- 4 Onde é localizado aproximadamente o centro de massa do corpo humano na posição anatômica?
- a Como a localização do centro de massa do corpo humano mudaria se os braços estivessem elevados ?
- b Como a localização do centro de massa do corpo humano mudaria após uma amputação bilateral (transfemoral) das pernas?
- 5 Em quais situações um músculo produziria uma força através de uma articulação que não cria um torque?
- 6 A Figura 4-29 mostra dois níveis de torque externo (flexão de joelho) produzidos por peso corporal. Em qual ângulo do joelho o torque externo da articulação:
- a Seria reduzido a zero?
- b Causaria um torque de flexão?
- 7 A artrite severa do quadril pode causar um remodelamento ósseo da cabeça e do pescoço femorais. Em muitos casos, esse remodelamento reduz o braço de momento interno dos abdutores de quadril (D na Figura 4-30).
- a Em teoria, enquanto o equilíbrio rotacional do plano frontal ao redor do quadril direito (posição) for mantido, como uma redução em 50% no braço de momento interno afetaria a força de reação articular do quadril?
- b Assumindo-se a erosão da superfície articular da cabeça femoral, como a redução no braço de momento interno afetaria a *tensão* na articulação do quadril?

- 8 Suponha que uma pessoa está se preparando para flexionar rapidamente seu quadril enquanto está na posição de decúbito lateral (com gravidade eliminada essencialmente). Que efeito no requerimento de força dos músculos flexores do quadril teria a manutenção do joelho estendido?
- 9 Suponha que o músculo quadríceps mostrado na Figura 4-18, A, tenha um braço de momento interno de 5 cm.
- a Com base na magnitude do torque externo aplicado, quanta força extensora de joelho é necessária para manter o equilíbrio rotacional estático sobre o joelho?
  - b Quanta força muscular seria necessária se a mesma força externa (100 N) fosse aplicada a 30 cm de distância do joelho?
- 10 Suponha que um fisioterapeuta ajuda um paciente com fraqueza de quadríceps a ficar de pé partindo da posição sentada em uma cadeira padrão. Na preparação para esta atividade, o terapeuta geralmente instrui o paciente a flexionar seguramente o quadril o mais à frente possível. Como esta ação preparatória provavelmente aumentaria o sucesso (ou ao menos facilitaria) da atividade de transferência sentado-de pé?

As respostas a essas questões para estudo podem ser encontradas no final do livro.

## **APÊNDICE I Revisão de Trigonometria e Problemas Adicionais de Biomecânica**

### **Parte A:**

Revisão Básica de Trigonometria de Ângulo Reto

### **Parte B:**

Problemas Adicionais de Biomecânica

## Parte A: Revisão Básica de Trigonometria de Ângulo Reto

As funções trigonométricas são baseadas na relação que existe entre os ângulos e os lados de um triângulo reto. Os lados de um triângulo podem representar distâncias, magnitude de força, velocidade e outras propriedades físicas. Quatro das funções trigonométricas comuns usadas na análise quantitativa podem ser encontradas na Tabela I-1. Cada função trigonométrica tem um valor específico para um ângulo dado. Se os vetores que representam dois lados de um triângulo reto são conhecidos, o lado que restou pode ser determinado pelo uso do *Teorema de Pitágoras*:  $a^2 = b^2 + c^2$ , onde  $a$  é a hipotenusa do triângulo. Se um lado e um ângulo, além do ângulo reto, são conhecidos, os lados restantes do triângulo podem ser determinados pelo uso de uma das quatro funções trigonométricas listadas nos pontos da tabela. Os ângulos podem ser determinados pelo conhecimento de qualquer um dos dois lados, usando as funções trigonométricas inversas (arco-seno, arco-cosseno, arco-tangente, e assim por diante).

TABELA I-1 Funções Trigonômétricas de Ângulo Reto Comumente Utilizadas na Análise Biomecânica

Função Trigonométrica	Definição
Seno (sen) $\alpha$	Lado oposto/hipotenusa
Cosseno (cos) $\alpha$	Lado adjacente/hipotenusa
Tangente (tan) $\alpha$	Lado oposto/lado adjacente

Cotangente ( $\cot$ ) $\alpha$	Lado adjacente/lado oposto
--------------------------------	----------------------------

$\alpha$ , Ângulo dentro de um triângulo reto.

A Figura I-1 ilustra o uso da trigonometria para determinar os componentes de força do músculo deltoide posterior durante a ativação isométrica. O ângulo de inserção ( $\alpha$ ) do músculo com o osso é de 45 graus. Baseados no quadro de referência coordenada escolhido X-Y, os componentes retangulares da força muscular ( $M$ ) são designados como  $M_x$  (paralelo ao braço) e  $M_y$  (perpendicular ao braço). Dada uma força muscular de 200 N,  $M_y$  e  $M_x$  podem ser determinados como se segue:

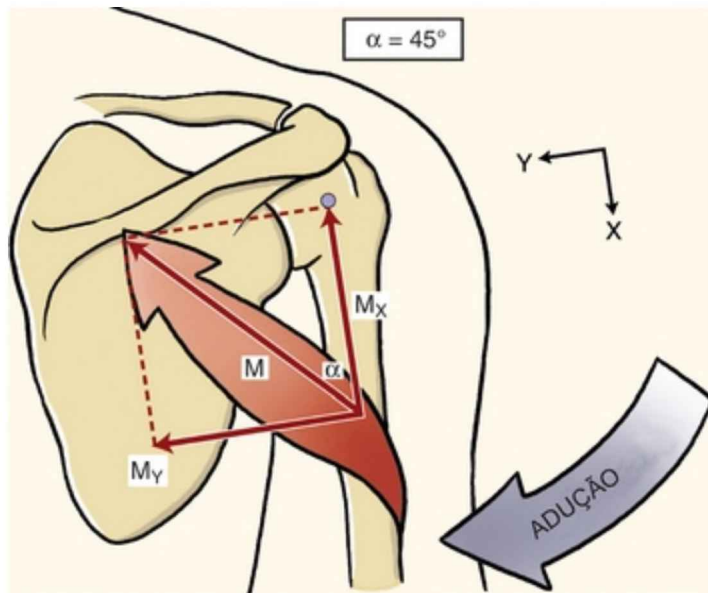


FIGURA I.1 Dado o ângulo de inserção do deltoide posterior ( $\alpha = 45$  graus) e a força muscular do deltoide posterior ( $M$ ), os dois componentes de força retangular da força muscular ( $M_x$  e

$M_Y$ ) são determinados usando relações trigonométricas. O eixo de rotação na articulação glenoumeral está indicado pelo círculo pequeno localizado na cabeça do úmero.

$$M_X = M \cos 45^\circ = 200 \text{ N} \times 0.707 = -141.4 \text{ N}$$

\*

$$M_Y = M \sin 45^\circ = 200 \text{ N} \times 0.707 = 141.4 \text{ N}$$

---

\* O valor negativo de  $M_X$  indica que a força está direcionada *distante* da ponta de seta do eixo X.

Se  $M_X$  e  $M_Y$  são conhecidos,  $M$  (hipotenusa) pode ser determinado como o seguinte, usando o Teorema de Pitágoras:

$$\begin{aligned} M^2 &= (M_X)^2 + (M_Y)^2 \\ M &= \sqrt{-141.4^2 + 141.4^2} \\ M &= 200 \text{ N} \end{aligned}$$

Os componentes retangulares das *forças externas*, tais como aquelas exercidas por uma polia de parede, por peso corporal ou pelo clínico, manualmente, são determinados de um modo similar ao descrito para a força muscular interna.

A trigonometria também pode ser usada para determinar a magnitude da força muscular resultante

quando um ou mais componentes e o ângulo de inserção ( $\alpha$  na Fig. I-1) são conhecidos. Considere o mesmo exemplo dado na Figura I-1, mas agora leve em consideração que o objetivo da análise é determinar a força muscular resultante do músculo deltoide posterior se  $M_Y$  é conhecido. Como indicado na Figura I-1, a direção (ângulo de inserção) do músculo (M) é de 45 graus em relação ao eixo X. A magnitude da força muscular resultante (hipotenusa do triângulo) pode ser determinada usando a relação dos componentes retangulares, como a seguir:

$$\text{sen } 45^\circ = M_Y/M$$

$$M = 141,4 \text{ N}/\text{sen } 45^\circ$$

$$M = 200 \text{ N}$$

A direção (ângulo de inserção) de M em relação ao eixo X pode ser matematicamente verificada por qualquer uma das muitas funções trigonométricas, tais como a função do seno inverso. Se apenas  $M_Y$  e  $M_X$  são conhecidos, a direção de M pode ser determinada usando a função tangente inversa. Observe que os componentes da força sempre têm uma magnitude menor que a intensidade da força resultante.

*Nota:* Forças resultantes podem surgir de qualquer combinação de componentes de força X e Y direcionados positiva ou negativamente. Descrever a *direção* de uma força resultante (*i. e.*, atribuir a ela um valor positivo ou negativo) é, portanto, problemático. Para os propósitos deste texto, e particularmente o Capítulo 4, a direção da

força resultante *não* será expressa com sinal positivo ou negativo, mas como o *ângulo* absoluto relativo ao quadro de referência dos eixos X ou Y. (Forças resultantes trigonometricamente resolvidas ou seus ângulos que possuem um valor negativo podem ser consideradas positivas.)

## **Parte B: Problemas Adicionais de Biomecânica**

Conceitualmente, o Apêndice I, Parte B, é uma continuação do Capítulo 4. Dois problemas adicionais de biomecânica são apresentados com base na atribuição do equilíbrio estático. Os passos necessários para resolver esses problemas são similares aos dos três problemas analisados e resolvidos no Capítulo 4. As soluções para os dois problemas que seguem e as questões relacionadas associadas clinicamente podem ser encontradas no site da Editora.

### **Problema 1**

O indivíduo mostrado na Figura I-2 realiza um exercício de *rotação interna* dos músculos do ombro na posição de pé, contra uma resistência fornecida por um cabo preso a um manguito de punho. O exercício é baseado em ativação isométrica dos músculos rotadores internos com o ombro em 35 graus de rotação externa. O ombro permanece em flexo-extensão e abdução e adução neutras por todo o esforço. Usando os dados fornecidos no quadro e os fatores de conversão da Tabela 4-2, determine a força muscular (M) e a força de reação articular (J) em newtons.



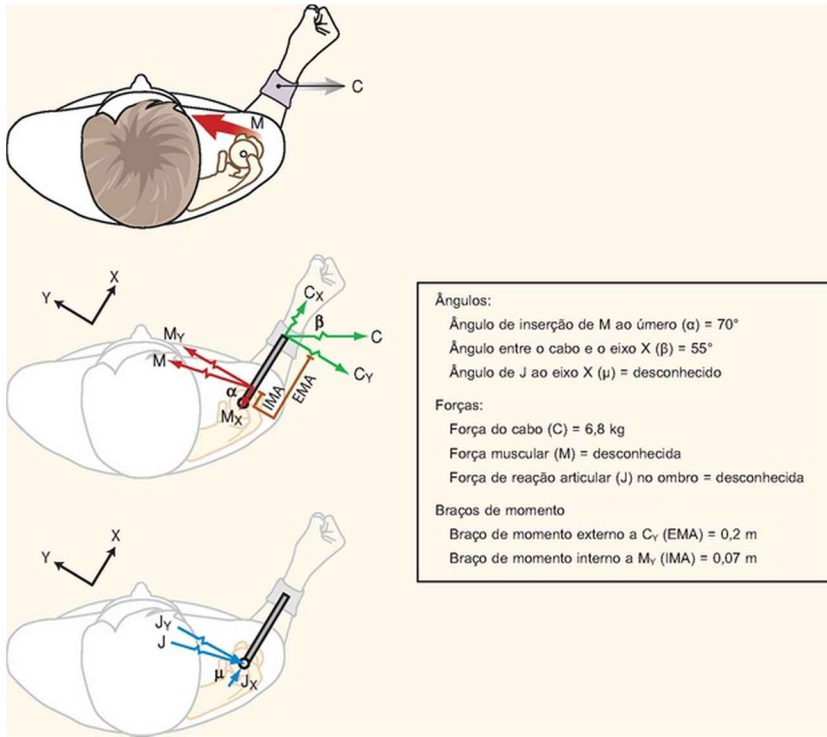


FIGURA I.2

## QUESTÕES CLÍNICAS

1. A qual posição rotacional (plano horizontal) do ombro o torque de resistência (externo) é maior?
2. Como pode o corpo do indivíduo ser reposicionado de forma que o torque de resistência máxima (externo) ocorra a (a)  $70^\circ$  de rotação externa e (b)  $30^\circ$  de rotação interna?
3. Nos problemas anteriores encontrados no Capítulo 4, o peso do segmento estava incluído nas análises de forças e torques. Neste problema, o peso do segmento antebraço-mão contribui para o torque do plano horizontal (*i. e.*, o

torque direcionado +Z e -Z)? Por que ou por que não?

4. Considere o mesmo exercício, mas em vez de estar na posição de pé, como na Figura I-2, atribua ao indivíduo a posição supina. Como o peso do segmento antebraço-mão contribuiria agora para o torque direcionado +Z ou -Z com o ombro movendo-se através do arco de movimento completo, interno e externo?

## **Problema 2**

A Figura I-3 é uma vista do plano sagital de uma pessoa de 81,65 kg, que realiza uma flexão de ombro contra uma resistência fornecida por uma faixa elástica. Use a figura e os dados do quadro para determinar a força muscular (M) e a força de reação articular (J) em newtons.

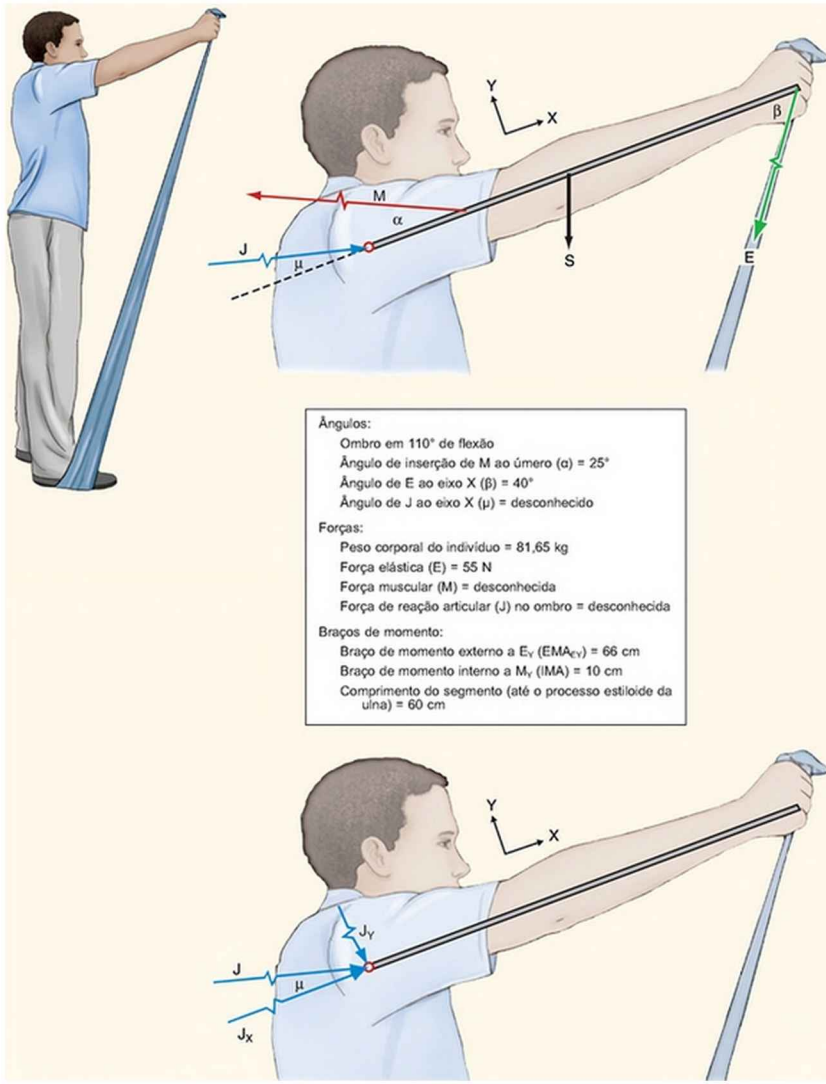


FIGURA I.3

Este problema requer a conversão e a informação antropométrica das Tabelas 4-2 e 4-3, respectivamente. Para a Tabela 4-3, use os dados antropométricos para o

segmento do “braço inteiro”, apesar de este *não* incluir o comprimento da mão. Este segmento de “braço inteiro” é referido como um segmento de 60 cm de comprimento no quadro de dados.

### QUESTÕES CLÍNICAS

1. Que parte da cápsula da articulação glenoumeral é, provavelmente, lateral mais estressada por este exercício?
2. Em qual posição do plano sagital do ombro o torque externo é devido ao peso máximo do braço inteiro?
3. Em qual posição do plano sagital do ombro a força externa do elástico estaria a 90 graus do segmento? Esta seria também a posição do torque máximo produzido pelo elástico? Por que ou por que não?
4. Enquanto se ignora o peso do membro superior, estime o torque externo produzido na direção -Z (extensão) através de zero a 180 graus de flexão enquanto se usa (a) um peso mantido pela mão de 27 N (aproximadamente 2,72 kg) e (b) força elástica.

## **SEÇÃO II**

# **Extremidade Superior**

# **Introdução ao: Extremidade Superior**

Capítulo 5 Complexo do Ombro, 121

Capítulo 6 Cotovelo e Antebraço, 173

Capítulo 7 Punho, 216

Capítulo 8 Mão, 244

Apêndice II Materiais de Referência sobre Inserções Musculares e Inervação da Extremidade Superior, 298

A Seção II é formada por quatro capítulos, cada um descrevendo a cinesiologia de uma região articular principal dentro da extremidade superior. Embora apresentadas como entidades anatômicas separadas, as quatro regiões cooperam funcionalmente para colocar a mão em uma posição em que ela interaja idealmente com o ambiente. A interrupção da função dos músculos ou articulações de qualquer região pode interferir muito na capacidade da extremidade superior como um todo. Como descrito por toda a Seção II, debilidades envolvendo os músculos e as articulações da extremidade superior podem reduzir significativamente a qualidade ou diminuir o desempenho de muitas atividades importantes relacionadas a cuidados pessoais, subsistência e lazer.

**CONEXÕES CLÍNICAS ADICIONAIS**

**As Conexões Clínicas Adicionais estão incluídas ao final de cada capítulo. Este recurso tem a intenção de destacar ou expandir um conceito clínico específico associado à cinesiologia estudada no capítulo.**

## **QUESTÕES PARA ESTUDO**

**As Questões para Estudo também estão incluídas no final de cada capítulo. Essas questões designadas a estimular o leitor a revisar ou reforçar alguns dos principais conceitos contidos no capítulo. As respostas dessas questões são encontradas no final do livro.**

---

# CAPÍTULO 5

## Complexo do Ombro

DONALD A. NEUMANN, PT, PhD,  
FAPTA

### VISÃO GERAL DO CAPÍTULO

#### **OSTEOLOGIA,**

**Esterno,  
Clavícula,  
Escápula,  
Úmero Proximal a Médio,**

#### **ARTROLOGIA,**

**Articulação Esternoclavicular,  
Características Gerais,  
Tecido Conectivo Periarticular,  
Cinemática,  
Articulação Acromioclavicular,  
Características Gerais,  
Tecido Conectivo Periarticular,  
Cinemática,  
Articulação Escapulotorácica,  
Cinemática,  
Articulação Glenoumeral,**



Características Gerais,  
Tecido Conectivo Periarticular e Outras Estruturas  
de Suporte,  
Postura Escapulotorácica e seu Efeito na  
Estabilidade Estática,  
Arco Coracoacromial e Bursa Associada,  
Cinemática,

**Cinemática Geral da Abdução do Ombro:  
Estabelecendo os Seis Princípios Cinemáticos do  
Complexo do Ombro,**  
Ritmo Escapuloumeral,  
Articulações Esternoclavicular e Acromioclavicular  
durante a Abdução Completa,

#### **INTERAÇÃO MÚSCULO E ARTICULAÇÃO,**

**Inervação dos Músculos e Articulações do  
Complexo do Ombro,**  
Introdução ao Plexo Braquial,  
Inervação Muscular,  
Inervação Sensorial das Articulações,

**Ação dos Músculos do Ombro,**  
**Músculos da Articulação Escapulotorácica,**  
Elevadores,  
Depressores,  
Protradores,  
Retradores,  
Rotadores para Cima e para Baixo,

**Músculos que Elevam o Braço,**  
Músculos que Elevam o Braço na Articulação  
Glenoumeral,  
Rotadores para Cima da Articulação  
Escapulotorácica,  
Função dos Músculos do Manguito Rotador durante

a Elevação do Braço,  
**Músculos que Aduzem e Estendem o Ombro,**  
**Músculos que Rodam Interna e Externamente o**  
**Ombro,**  
Músculos Rotadores Internos,  
Músculos Rotadores Externos,

**RESUMO,**

**CONEXÕES CLÍNICAS ADICIONAIS,**

**REFERÊNCIAS,**

**QUESTÕES PARA ESTUDO,**

O estudo da extremidade superior começa com o *complexo do ombro*, um conjunto de quatro articulações envolvendo o esterno, a clavícula, as costelas, a escápula e o úmero (Fig. 5-1). Esse grupo de articulações possibilita que a extremidade superior realize uma extensa variação de movimentos, aumentando, assim, a habilidade de alcançar e manipular objetos. Traumas ou doenças frequentemente limitam o movimento do ombro, causando uma redução significativa na eficácia de todo o membro superior.

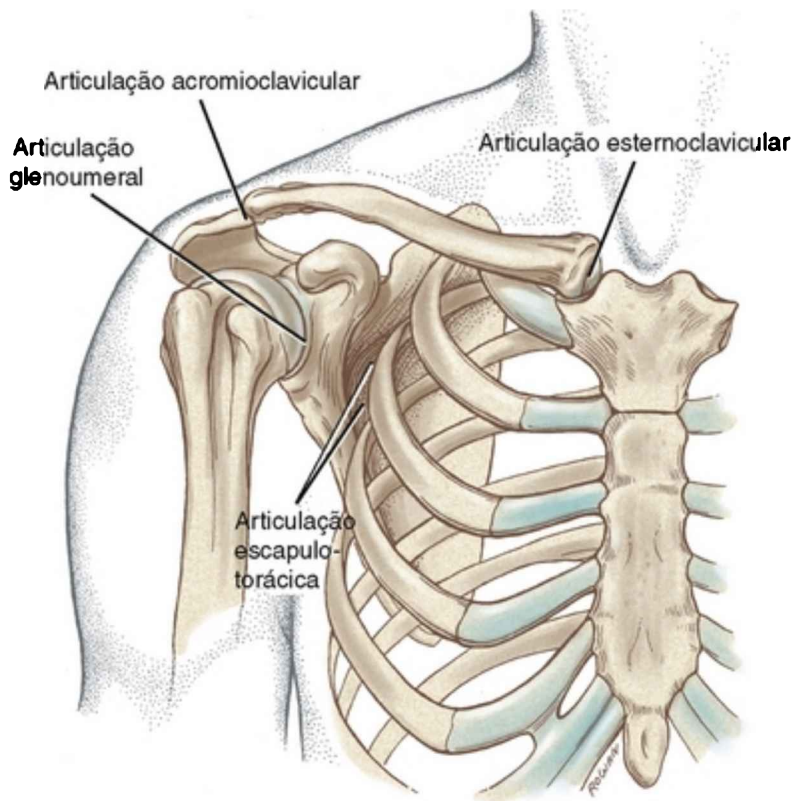


FIGURA 5-1 As articulações do complexo do ombro direito.

Raramente um músculo age isoladamente no complexo do ombro. Os músculos trabalham em “equipe” para produzir ações altamente coordenadas que são expressas por múltiplas articulações. A natureza bastante cooperativa dos músculos do ombro aumenta a versatilidade, o controle e a amplitude dos movimentos ativos. A paralisia ou fraqueza de *qualquer músculo isolado*, porém, frequentemente interrompe a sequência cinemática natural de todo o ombro. Este capítulo descreve algumas das sinergias musculares importantes que existem no complexo

do ombro e como a fraqueza em um músculo pode afetar o potencial de geração de força em outros. Os músculos podem enfraquecer como resultado de doenças ou lesões que afetem os sistemas neuromuscular ou musculoesquelético.

## **OSTEOLOGIA**

---

### **Esterno**

O esterno consiste em manúbrio, corpo e processo xifoide (Fig. 5-2). O *manúbrio* possui um par de *facetis claviculares* de forma ovalada que se articula com as clavículas. As *facetis costais*, localizadas na borda lateral do manúbrio, fornecem locais de conexão bilaterais para as duas primeiras costelas. A *incisura jugular* está localizado no aspecto superior do manúbrio, entre as *facetis claviculares*.

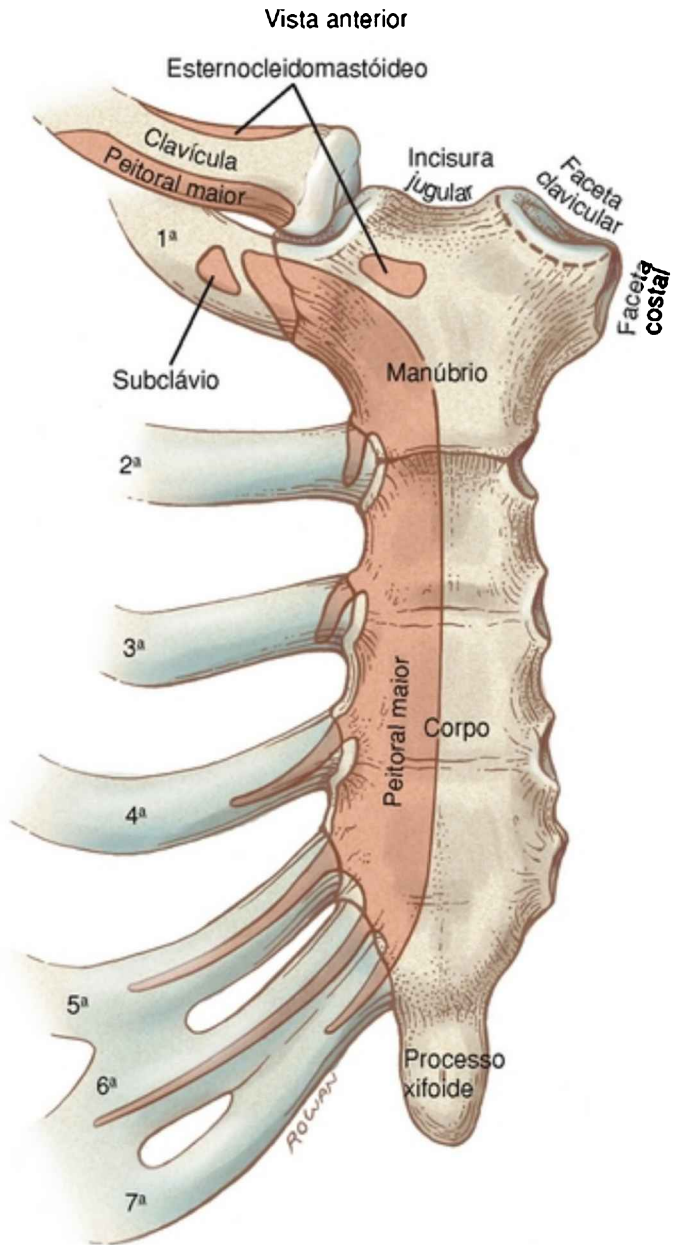


FIGURA 5-2 Vista anterior do esterno com clavícula esquerda e costelas removidas. O lado direito mostra as primeiras sete

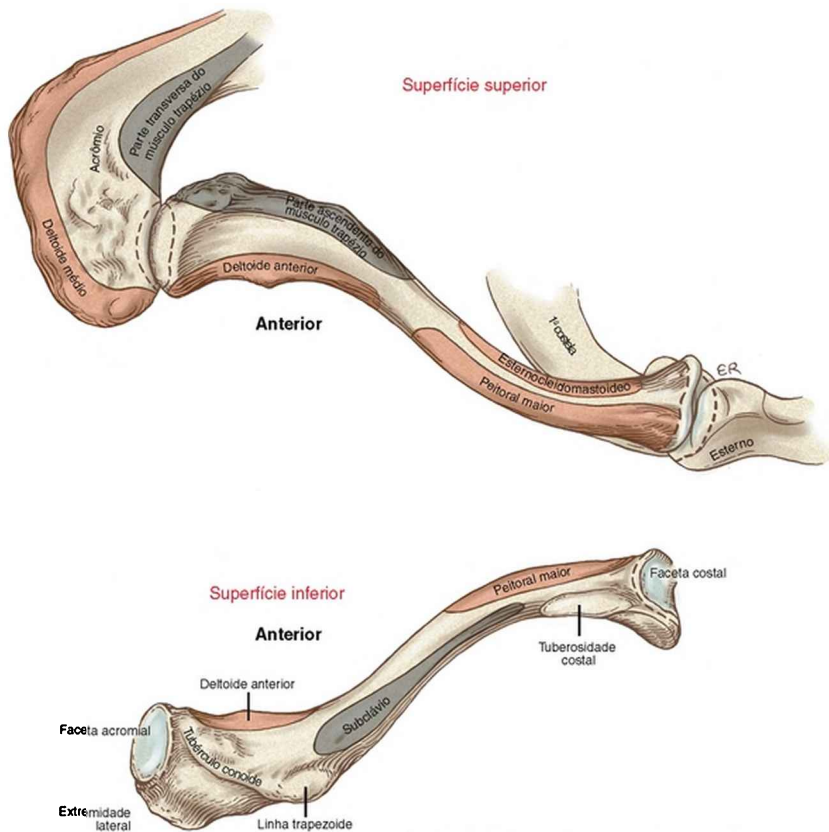
costelas e a clavícula. A linha pontilhada em torno da faceta clavicular mostra as conexões da cápsula na articulação esternoclavicular. As conexões proximais do músculo são mostradas em ocre.

### Características Osteológicas do Esterno

- Manúbrio
- Facetas claviculares
- Facetas costais
- Incisura jugular

## Clavícula

Olhando de cima, é evidente que a *haste* da clavícula é curvada, com sua superfície anterior sendo geralmente convexa medialmente e côncava lateralmente (Fig. 5-3). Com o braço em posição anatômica, o eixo de comprimento da clavícula está orientado levemente acima do plano horizontal e aproximadamente 20 graus posterior ao plano frontal (Fig. 5-4; ângulo A). A extremidade arredondada e proeminente medialmente ou *extremidade esternal* da clavícula se articula com o esterno (Fig. 5-3). A *faceta costal* da clavícula (Fig. 5-3; superfície inferior) repousa contra a primeira costela. Lateral e levemente posterior à faceta costal está a distinta *tuberosidade costal*, uma conexão para o ligamento costoclavicular.



**FIGURA 5-3** Superfícies superior e inferior da clavícula direita. A linha pontilhada em torno da extremidade da clavícula mostra conexões da cápsula articular. As conexões proximais musculares estão demonstradas em ocre, conexões distais em cinza.

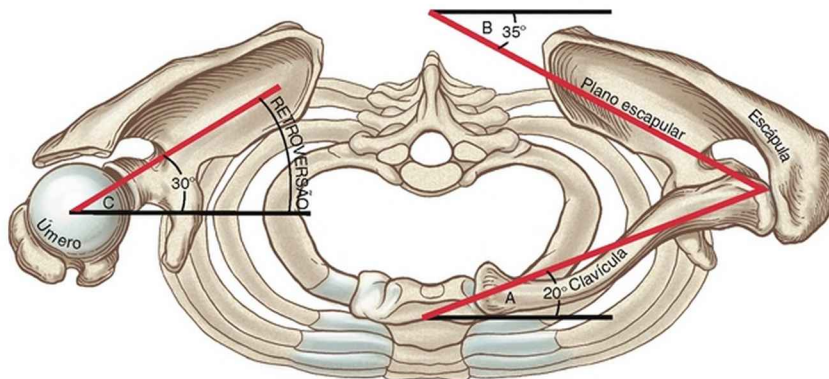


FIGURA 5-4 Vista superior de ambos os ombros na posição anatômica. Ângulo A: A orientação da clavícula desviada em aproximadamente 20 graus posterior ao plano frontal. Ângulo B: A orientação da escápula (plano escapular) desviada aproximadamente 35 graus anterior ao plano frontal. Ângulo C: Retroversão da cabeça umeral aproximadamente 30 graus posterior ao eixo medial-lateral no cotovelo. A clavícula direita e o acrômio foram removidos para expor o topo da articulação glenoumeral direita.

### Características Osteológicas da Clavícula

- Haste
- Extremidade esternal
- Faceta costal
- Tuberosidade costal
- Extremidade acromial
- Faceta acromial
- Tubérculo conoide
- Linha trapezoide



A extremidade lateral ou *extremidade acromial* da clavícula se articula com a escápula na *faceta acromial* de forma ovalada (Fig. 5-3; superfície inferior). A superfície inferior da extremidade lateral da clavícula está bem marcada pelo *tubérculo conoide* e pela *linha trapezoide*.

## Escápula

A escápula tem formato triangular e três ângulos: *inferior*, *superior* e *lateral* (Fig. 5-5). A palpação do ângulo inferior é um método conveniente para seguir o movimento da escápula durante a movimentação do braço. A escápula também tem três bordas. Com o braço ao longo do corpo, a *borda medial* ou *vertebral* está quase paralela à coluna vertebral. A *borda lateral* ou *axilar* vai do ângulo inferior ao ângulo lateral da escápula. A *borda superior* se estende do ângulo superior lateralmente em direção ao processo coracoide.

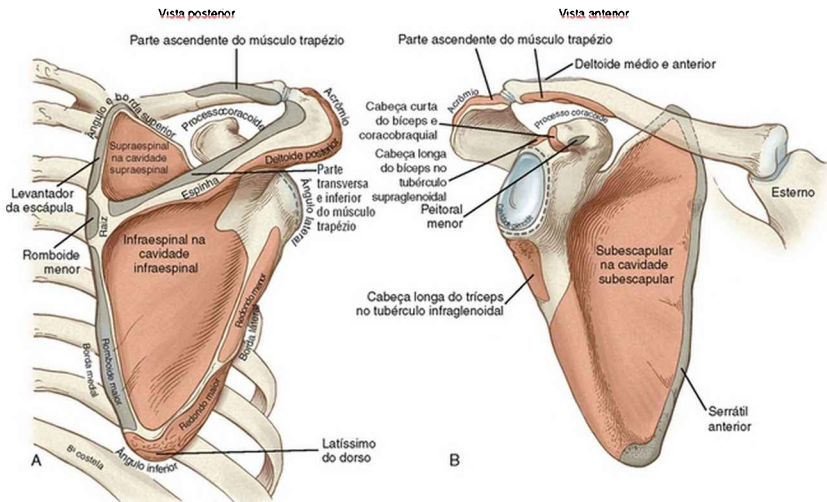


FIGURA 5-5 Superfícies posterior (A) e anterior (B) da

escápula direita. As conexões proximais dos músculos são mostradas em ocre, conexões distais, em cinza. As linhas pontilhadas mostram as conexões capsulares em torno da articulação glenoumeral.

### Características Osteológicas da Clavícula

- Haste
- Extremidade esternal
- Faceta costal
- Tuberosidade costal
- Extremidade acromial
- Faceta acromial
- Tubérculo conoide
- Linha trapezoide

A superfície posterior da escápula é separada em *fossa supraespal* e *fossa infraespal* pela *espinha* proeminente. A profundidade da fossa supraespal é preenchida pelo músculo supraespal. A extremidade medial da espinha diminui em altura na *raiz da espinha*. Ao contrário, a extremidade lateral da espinha ganha considerável altura e se achata dentro do amplo e proeminente *acrômio* (do grego *akros*, que significa mais alto, mais elevado). O acrômio se estende em direção lateral e anterior, formando uma plataforma horizontal sobre a cavidade glenoide. A *faceta clavicular* no acrômio forma parte da articulação acromioclavicular (Fig. 5-16, B).

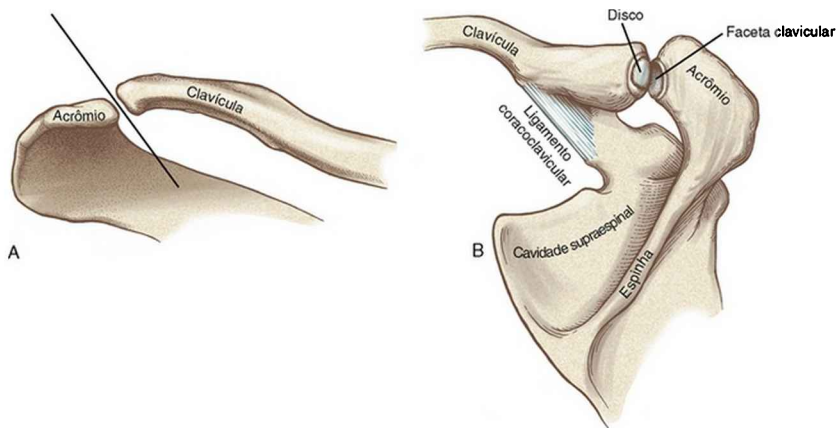


FIGURA 5-16 A articulação acromioclavicular direita. **A**, uma visão anterior mostrando a natureza inclinada da articulação. **B**, uma visão posterior da articulação aberta de trás, mostrando a faceta clavicular no acrômio e o disco.

A escápula se articula com a cabeça do úmero na *cavidade glenoide* levemente côncava (do grego *glene*, encaixe articular, + *eidos*, parecer) (Fig. 5-5, *B*). O declive da cavidade glenoide está inclinado para cima a aproximadamente 4 graus relativos ao eixo horizontal por todo o corpo da escápula.<sup>26</sup> Essa inclinação é altamente variável, variando de uma inclinação para baixo a 7 graus a uma inclinação para cima a quase 16 graus. Em repouso, a escápula está normalmente posicionada contra a superfície posterolateral do tórax, com a cavidade glenoide apontando a aproximadamente 35 graus anteriormente ao plano frontal (Fig. 5-4; ângulo *B*). Essa orientação da escápula é mencionada como *plano escapular*. A escápula e o úmero tendem a seguir esse plano quando o braço é naturalmente elevado sobre a cabeça.

Localizados na borda superior e inferior da cavidade glenoide estão os *tubérculos supraglenoidal e infraglenoidal*.

Esses tubérculos servem como inserção proximal para a cabeça longa do bíceps e tríceps braquial, respectivamente (Fig. 5-5, B). Próximo à borda superior da cavidade glenoidal está o proeminente *processo coracoide*, que quer dizer “formato de bico de galinha”. O processo coracoide se projeta bruscamente a partir da escápula, fornecendo múltiplas inserções para ligamentos e músculos (Fig. 5-6). A *fossa subescapular* está localizada na superfície anterior da escápula (Fig. 5-5, B). A concavidade dentro da fossa é preenchida com o espesso músculo subescapular.

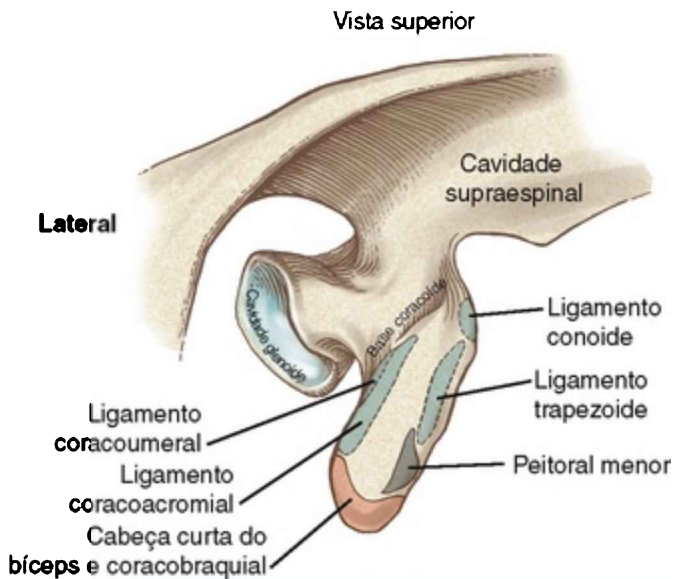


FIGURA 5-6 Uma aproximação da imagem do processo coracoide direito visto de cima. Conexões musculares proximais estão em ocre, conexões distais, em cinza. A conexão ligamentar está indicada em azul claro traçado por linhas pontilhadas.

## Úmero Proximal a Médio

A *cabeça do úmero*, quase uma metade de uma esfera inteira, forma o componente convexo da articulação glenoumeral (Fig. 5-7).

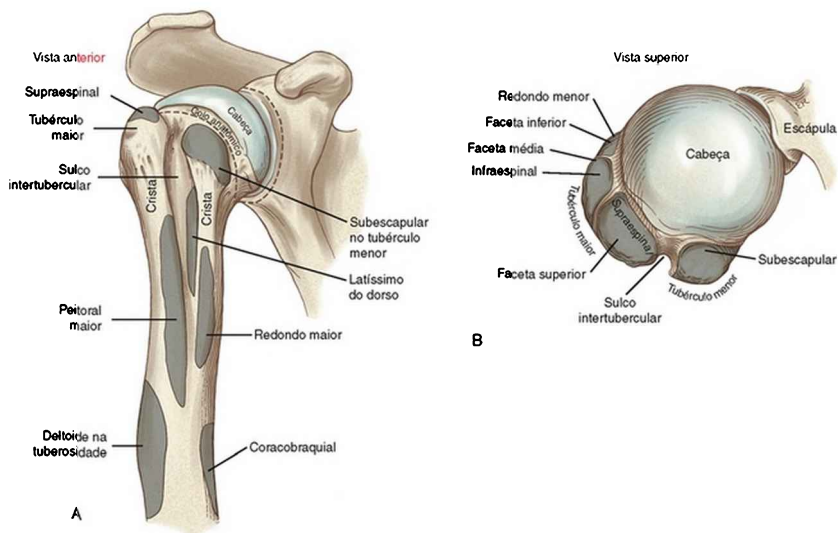


FIGURA 5-7 Aspectos anterior (A) e superior (B) do úmero direito. A linha pontilhada em A mostra as conexões capsulares em torno da articulação glenoumeral. A conexão distal dos músculos é mostrada em cinza.

A cabeça está virada medialmente e superiormente formando um ângulo de inclinação de aproximadamente 135 graus com o eixo de comprimento da epífise do úmero (Fig. 5-8, A). Relativamente ao eixo medial-lateral através do cotovelo, a cabeça umeral está rodada posterior a aproximadamente 30 graus dentro do plano horizontal (Fig. 5-8, B). Essa rotação, conhecida como *retroversão* (do latim *retro*, para trás, + *verto*, virar) alinha a cabeça umeral dentro do plano escapular para a articulação com a cavidade glenoide (Fig. 5-4; ângulo C). Curiosamente,

pesquisadores mostraram que o ombro dominante em lançadores de beisebol de elite possui retroversão umeral superior em relação ao membro não dominante.<sup>24</sup> Teoriza-se que essa diferença (que não está presente em um grupo controle de não lançadores de beisebol) ocorra devido a uma adaptação óssea ao grande estresse em torção gerado durante o lançamento.

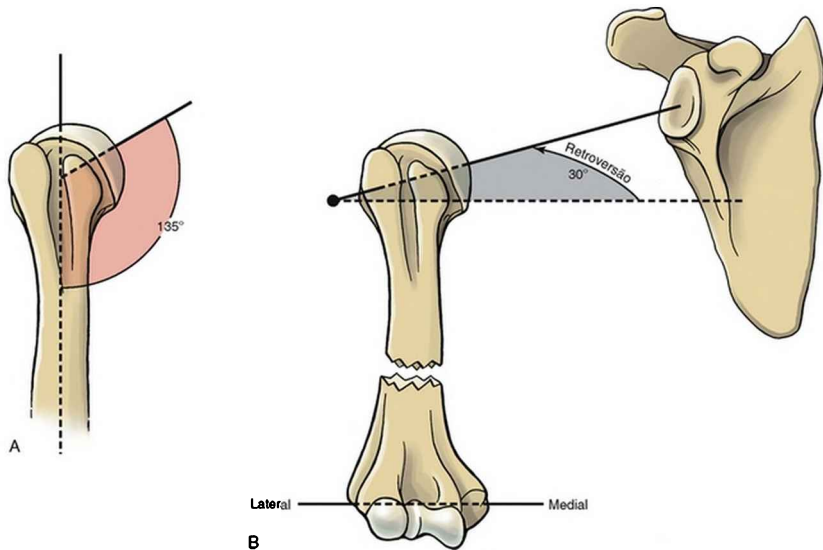


FIGURA 5-8 O úmero direito mostrando um “ângulo de inclinação” de 135 graus entre a epífise e a cabeça do úmero no plano frontal (A) e a retroversão da cabeça umeral relativa ao úmero distal (B).

O *colo anatômico* do úmero separa a superfície articular lisa da cabeça da epífise proximal (Fig. 5-7, A). Os tubérculos maior e menor proeminentes cercam a proeminência anterior e lateral da extremidade proximal extrema do úmero (Fig. 5-7, B). O *tubérculo menor* se

projeta bem bruscamente e anteriormente para a inserção do subescapular. O grande e arredondado *tubérculo maior* tem *facetas superior, média e inferior*, marcando a inserção distal do supraespinal, infraespinal e redondo menor, respectivamente (Fig. 5-7, B e Fig. 5-9).

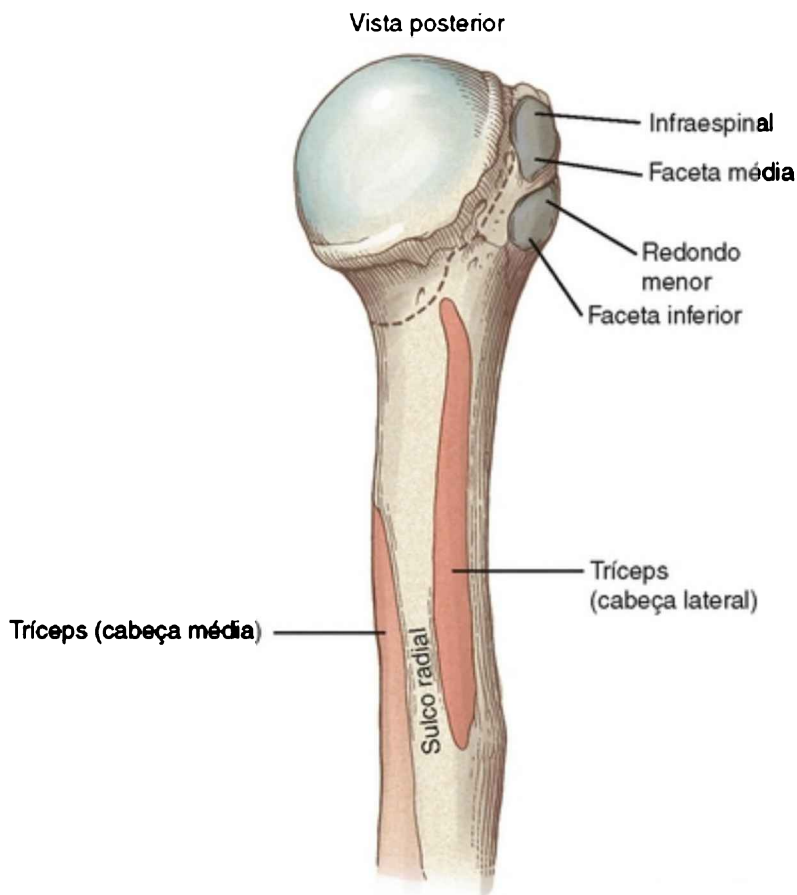


FIGURA 5-9 Aspecto posterior do úmero proximal direito. Conexões proximais dos músculos estão em ocre, conexões distais, em cinza. A linha pontilhada mostra as conexões capsulares da articulação glenoumeral.

*Cristas* afiadas se estendem distalmente do lado anterior dos tubérculos maior e menor. Essas cristas recebem as conexões distais do peitoral maior e do redondo maior (Fig. 5-7, A) Entre elas está o *sulco intertubercular (bicipital)*, que abriga o tendão da cabeça longa do bíceps braquial. O músculo latíssimo do dorso se anexa ao soalho do sulco intertubercular, medial ao tendão do bíceps. Distal e lateral ao fim do sulco intertubercular está a *tuberosidade deltóidea*.

### Características Osteológicas do Úmero Proximal a Médio

- Cabeça do úmero
- Colo anatômico
- Tubérculo e crista menor
- Tubérculo e crista maior
- Facetas superior, média e inferior no tubérculo maior
- Fenda intertubercular (bicipital)
- Tuberosidade deltóidea
- Fenda radial (espiral)

O *sulco do nervo radial (espiral)* corre obliquamente através da superfície posterior do úmero. O sulco separa as inserções proximais das cabeças lateral e medial do tríceps (Fig. 5-9). Caminhando distalmente, o nervo radial espirala em torno do lado posterior do úmero do sulco do nervo radial, seguindo em direção ao lado distal-lateral do úmero.

## **ARTROLOGIA**



A articulação mais proximal dentro do complexo do ombro é a *articulação esternoclavicular* (Fig. 5-1). A clavícula, por meio da sua conexão com o esterno, funciona como um suporte ou apoio mecânico, contendo a escápula a uma distância relativamente constante do tronco. Localizada na extremidade lateral da clavícula está a *articulação acromioclavicular*. Essa articulação e seus ligamentos associados conectam firmemente a escápula à clavícula. A superfície anterior da escápula repousa contra a superfície posterior-lateral do tórax, formando a *articulação escapulotorácica*. Essa articulação não é uma articulação anatômica verdadeira; mas uma interface entre os ossos. Os movimentos na articulação escapulotorácica são mecanicamente ligados aos movimentos tanto da articulação esternoclavicular quanto da articulação acromioclavicular. A posição da escápula no tórax fornece uma base de operação para a *articulação glenoumeral*, a ligação mais distal e móvel do complexo. O termo “movimento do ombro” descreve os movimentos combinados tanto da articulação glenoumeral quanto da escapulotorácica.

As articulações do complexo do ombro funcionam como séries de ligações, todas cooperando para maximizar o alcance de movimento disponível ao membro superior. Uma ligação enfraquecida, dolorosa ou instável em qualquer lugar ao longo da corrente diminui significativamente a eficácia do complexo inteiro.

Antes da cinemática das articulações esternoclavicular e acromioclavicular ser descrita, os movimentos na articulação escapulotorácica devem ser definidos (Fig. 5-10). Os movimentos principais da articulação escapulotorácica são tradicionalmente descritos como

elevação e depressão, protração e retração, e rotação para cima e para baixo. Movimentos adicionais da escápula serão definidos ao longo deste capítulo.

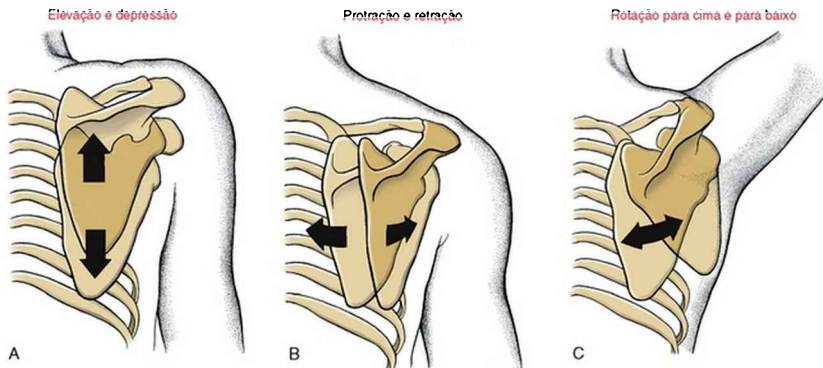


FIGURA 5-10 Movimentos da articulação escapulotorácica direita. A, elevação e depressão. B, protração e retração. C, rotação para cima e para baixo.

### Quatro Articulações dentro do Complexo do Ombro

- Esternoclavicular
- Acromioclavicular\*
- Escapulotorácica
- Glenoumeral

\* Nota da Revisão Científica: vale ressaltar que muitos anatomistas não a consideram uma articulação anatômica, mas sim uma articulação funcional.

**Terminologia Tradicional para Descrição dos**

## **Principais Movimentos da Articulação Escapulotorácica**

*Elevação* – a escápula desliza superiormente no tórax, como quando se encolhe os ombros.

*Depressão* – a partir de uma posição elevada, a escápula desliza inferiormente no tórax.

*Protração* – a borda medial da escápula desliza ântero-lateralmente no tórax para longe da linha média.

*Retração* – a borda medial da escápula desliza pósteromedialmente no tórax em direção à linha média, assim como durante o “apertar” das escápulas entre si.

*Rotação para cima* – o ângulo inferior da escápula roda em direção superior-lateral, virando a cavidade glenoide para cima. Essa rotação ocorre como componente natural do movimento de levantar o braço.

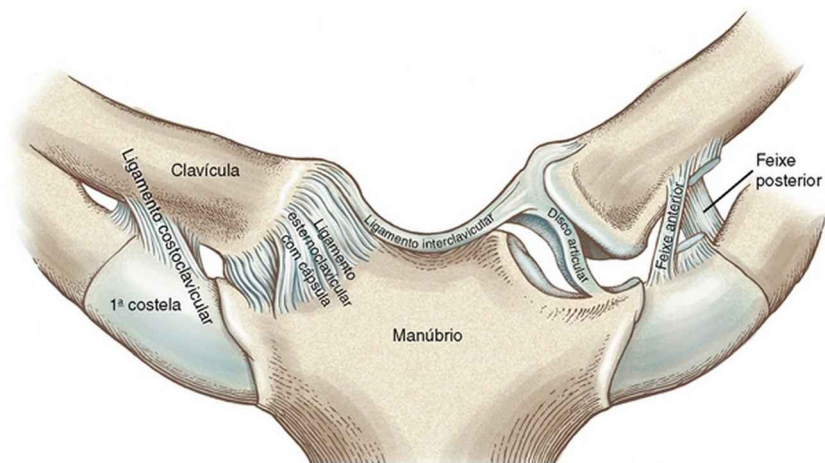
*Rotação para baixo* – a partir da posição de rotação para cima, o ângulo inferior da escápula roda em direção inferior-medial. Esse movimento ocorre como componente natural ao abaixar o braço ao lado do corpo.

## **Articulação Esternoclavicular**

### **CARACTERÍSTICAS GERAIS**

A articulação esternoclavicular (EC) é uma articulação complexa envolvendo a extremidade medial da clavícula, a faceta clavicular no esterno e a borda superior da cartilagem da primeira costela (Fig. 5-11). A articulação EC funciona como uma *articulação basal* de todo o membro superior, ligando o esqueleto apendicular ao esqueleto

axial. A articulação, portanto, deve estar firmemente conectada enquanto simultaneamente permite considerável amplitude de movimento. Essas funções aparentemente paradoxais são realizadas por meio de vastos tecidos conectivos periarticulares e uma superfície articular irregular em forma de sela (Fig. 5-12). Embora altamente variável, a extremidade medial da clavícula é normalmente convexa ao longo do seu diâmetro longitudinal e côncava ao longo do seu diâmetro transverso.<sup>178</sup> A faceta clavicular no esterno é tipicamente em forma recíproca, com um diâmetro longitudinal levemente côncavo e um diâmetro transversal levemente convexo.



**FIGURA 5-11** As articulações esternoclaviculares. A cápsula e a seção lateral do feixe anterior do ligamento costoclavicular foram removidos no lado esquerdo.

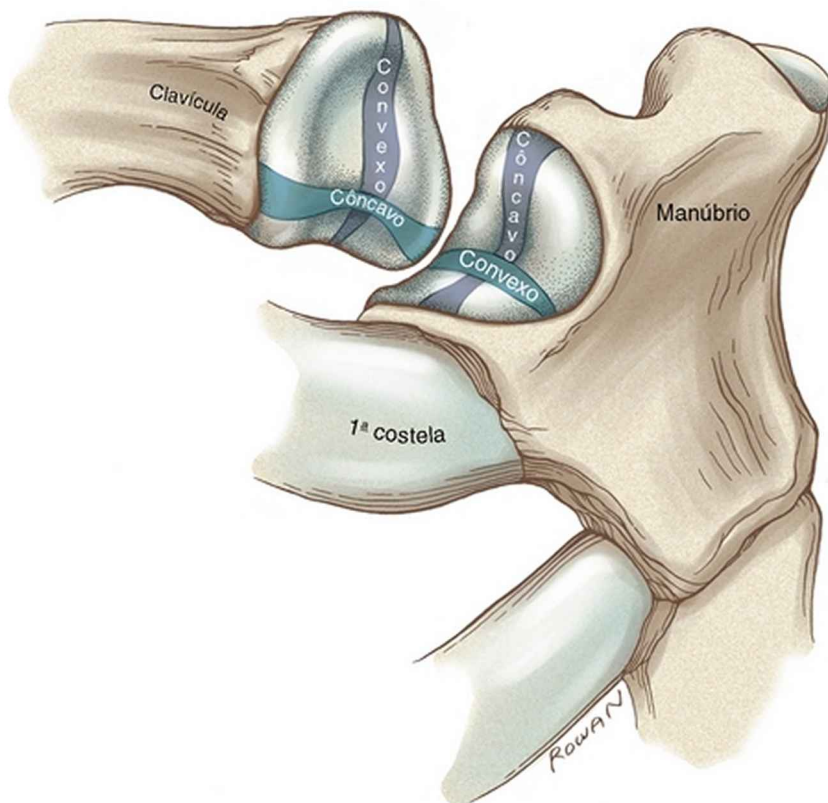


FIGURA 5-12 Vista anterior-lateral das superfícies articulares da articulação esternoclavicular. A articulação foi aberta para expor suas superfícies articulares. O diâmetro longitudinal (em *roxo*) se estende rudemente no plano frontal entre os pontos superior e inferior das superfícies articulares. O diâmetro transverso (em *azul*) se estende rudemente no plano horizontal entre os pontos anterior e posterior das superfícies articulares.

### TECIDO CONECTIVO PERIARTICULAR

A articulação EC é cercada por uma cápsula reforçada por *ligamentos esternoclaviculares anterior e posterior* (Fig. 5-11).<sup>177</sup> Quando ativos, os músculos adicionam mais

estabilidade à articulação: anteriormente por meio do esternocleidomastóideo, posteriormente pelo esternotireóideo e inferiormente pelo subclávio.

O *ligamento interclavicular* perpassa a incisura jugular, conectando a extremidade medial das clavículas direita e esquerda.

### Tecidos que Estabilizam a Articulação Esternoclavicular

- Ligamentos esternoclavicular anterior e posterior
- Ligamento interclavicular
- Ligamento costoclavicular
- Disco articular
- Músculos esternocleidomastóideo, esternotireóideo, esternohióideo e subclávio

O *ligamento costoclavicular* é uma estrutura forte que se estende a partir da cartilagem da primeira costela da tuberosidade costal na superfície inferior da clavícula. O ligamento tem dois feixes de fibras distintos que caminham perpendicularmente um ao outro.<sup>178</sup> O feixe anterior corre obliquamente em direção superior e lateral, e o feixe posterior corre obliquamente em direção superior e medial (Fig. 5-11). O quadriculado das fibras ajuda a estabilizar a articulação para todos os movimentos, exceto para o movimento para baixo da clavícula (*i.e.*, depressão).

O *disco articular* na articulação EC separa a articulação em cavidades articulares distintas medial e lateral (Fig. 5-11).<sup>178</sup> O disco é um pedaço achatado de fibrocartilagem que se conecta inferiormente próximo à borda lateral da

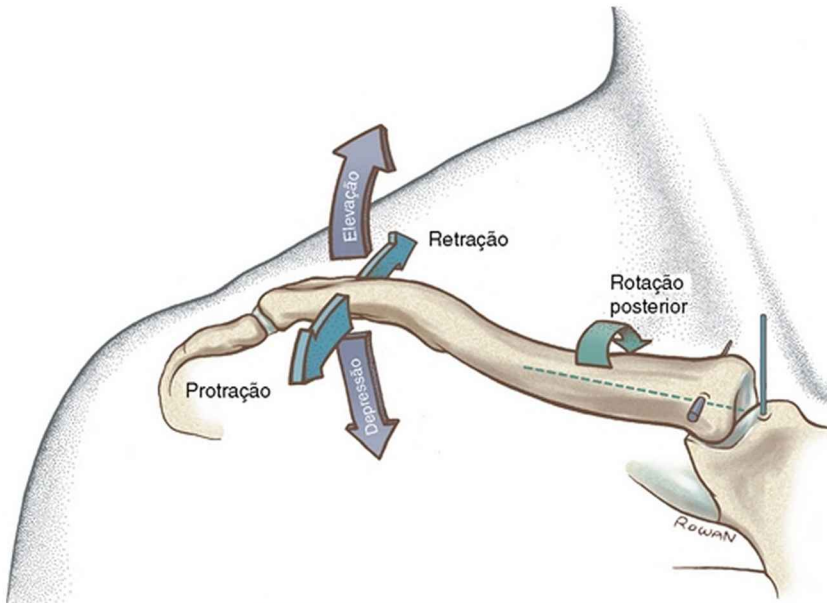
faceta clavicular e superiormente na extremidade esternal da clavícula e no ligamento interclavicular. A borda externa remanescente do disco se conecta à superfície interna da cápsula. O disco não somente fortalece\* a articulação, mas desempenha um papel na absorção de choques, aumentando a área de superfície de contato articular. Esse mecanismo de absorção aparentemente trabalha bem, porque a artrite degenerativa significativa associada à idade é relativamente rara nesta articulação.<sup>35</sup>

A tremenda estabilidade na articulação EC é devida à acomodação dos tecidos conectivos periarticulares e, em menor extensão, à interligação das superfícies articulares. Grandes forças através da clavícula muitas vezes causam fratura do osso antes que a articulação EC se desloque. As fraturas claviculares são mais comuns em homens abaixo dos 30 anos — mais frequentemente como resultado de esportes de contato ou acidentes de trânsito.<sup>164</sup>

## CINEMÁTICA

A osteocinemática da clavícula envolve uma rotação em todos os três níveis de liberdade. Cada nível de liberdade está associado a um dos três planos cardeais de movimento: *sagital*, *frontal* e *horizontal*. A clavícula se eleva e deprime, protraí e retrai, e roda em torno do eixo longitudinal do osso (Fig. 5-13). O intuito principal desses movimentos é posicionar a escápula em uma posição ideal para aceitar a cabeça do úmero. Essencialmente todos os movimentos funcionais da articulação glenoumeral envolvem alguns movimentos da clavícula em torno da articulação EC. Como descrito antes neste capítulo, a clavícula roda em todos os três níveis de liberdade

conforme o braço é elevado sobre a cabeça.<sup>110,115,125,169</sup>



**FIGURA 5-13** A osteocinemática da articulação esternoclavicular direita. Os movimentos são elevação e depressão em um plano frontal próximo (vermelho), protração e retração em um plano horizontal próximo (azul) e rotação posterior da clavícula em um plano sagital próximo (verde). Os eixos de rotação vertical e anterior-posterior estão coloridos de acordo com os planos correspondentes de movimento. O eixo longitudinal está indicado pela linha verde pontilhada.

### **Elevação e Depressão**

A elevação e a depressão da clavícula ocorrem aproximadamente paralelas ao plano frontal, em torno de um eixo próximo de rotação anterior-posterior (Fig. 5-13). Foram relatadas elevações máximas de aproximadamente 45 graus e depressões máximas de 10 graus.<sup>27,140</sup> A



elevação e a depressão da clavícula produzem um caminho similar de movimento na escápula.<sup>73</sup>

A artrocinemática para elevação e depressão da clavícula ocorre ao longo do diâmetro longitudinal da articulação EC (Fig. 5-12). A *elevação* da clavícula ocorre conforme sua superfície articular convexa rola superiormente e simultaneamente desliza inferiormente na concavidade do esterno (Fig. 5-14, A). O ligamento costoclavicular alongado ajuda a limitar, assim como estabilizar, a posição elevada da clavícula. A *depressão* da clavícula ocorre pela ação de sua superfície convexa rolando inferiormente e deslizando superiormente (Fig. 5-14, B).

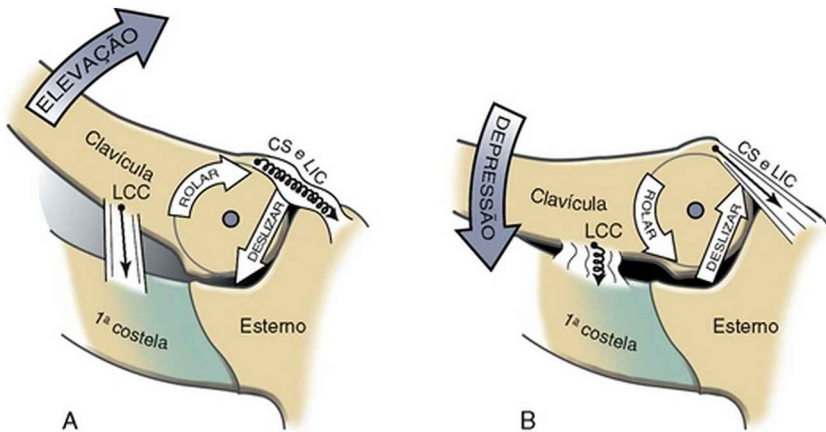


FIGURA 5-14 Vista anterior de um diagrama mecânico de artrocinemática de rolar e deslizar durante a elevação (A) e a depressão (B) da clavícula em torno da articulação esternoclavicular direita. Os eixos de rotação são mostrados em direção anterior-posterior próximos à cabeça da clavícula. As estruturas alongadas estão demonstradas como finas setas alongadas; estruturas frouxas estão demonstradas como setas

onduladas. Note em A que o ligamento costoclavicular alongado produz uma força para baixo na direção do deslizamento. LCC, ligamento costoclavicular; LIC, ligamento interclavicular; CS, cápsula superior.

A clavícula totalmente deprimida alonga e estira o ligamento interclavicular e a porção superior dos ligamentos capsulares.

### **Protração e Retração**

A protração e a retração da clavícula ocorrem quase paralelas ao plano horizontal, em torno de um eixo vertical de rotação (Fig. 5-13). (O eixo de rotação é mostrado na Fig. 5-13 como a interseção do esterno, porque, por convenção, o eixo de rotação para um dado movimento cruza o membro *convexo* da articulação.) Foi relatado um máximo de movimento de 15 a 30 graus em cada direção.<sup>27,140,179</sup> Os movimentos da clavícula no plano horizontal estão fortemente associados a movimentos de protração e retração da escápula.

A artrocinemática para protração e retração da clavícula ocorre ao longo do diâmetro transversal das articulações EC (Fig. 5-12). A retração ocorre conforme a superfície articular côncava da clavícula rola e desliza posteriormente na superfície convexa do esterno (Fig. 5-15). O alcance final da retração alonga as fibras anteriores do ligamento costoclavicular e dos ligamentos capsulares anteriores.

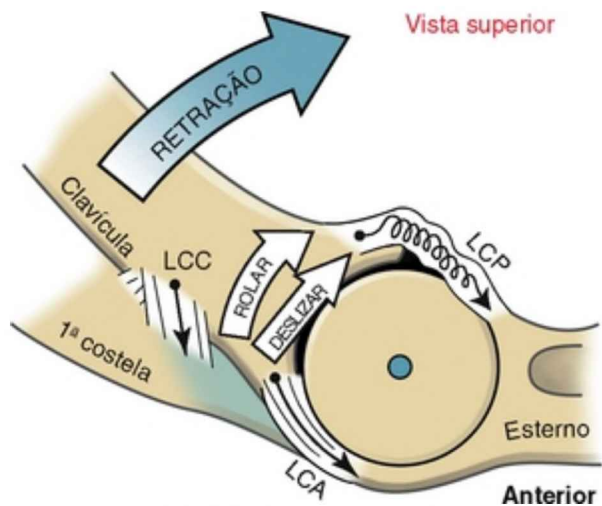


FIGURA 5-15 Vista superior de um diagrama mecânico de artrocinemática de rolar e deslizar durante a retração da clavícula em torno da articulação esternoclavicular direita. O eixo vertical de rotação é mostrado através do esterno. Estruturas alongadas são mostradas como setas finas e alongadas, estruturas frouxas são mostradas como setas onduladas. *LCA*, ligamento capsular anterior; *LCC*, ligamento costoclavicular; *LCP*, ligamentos capsulares posteriores.

A artrocinemática da protração em torno da articulação EC é similar àquela da retração, exceto se ela ocorre em direção anterior. Os extremos da protração ocorrem durante um movimento envolvendo alcance máximo para a frente. Excessiva tensão no feixe posterior do ligamento costoclavicular, no ligamento capsular posterior e nos músculos retratores escapulares limita os extremos da protração clavicular.

### **Rotação Axial (Longitudinal) da Clavícula**

O terceiro nível de liberdade da articulação EC é uma

rotação da clavícula em torno do eixo ósseo longitudinal (Fig. 5-13). Durante a abdução ou flexão do ombro, um ponto no aspecto superior da clavícula roda *posteriormente* 20 a 35 graus.<sup>62,84,115,194</sup> Conforme o braço retorna para o lado, a clavícula roda de volta à sua posição original. A artrocinemática da rotação clavicular envolve um *giro* de sua superfície esternal relativamente à superfície lateral do disco articular.

A rotação axial da clavícula está mecanicamente ligada à cinemática geral de abdução ou flexão do ombro e não pode ser realizada independentemente, com o braço ao lado do corpo. A mecânica desse movimento interessante é mais bem descrita adiante nesta seção.

## **Articulação Acromioclavicular**

### **CARACTERÍSTICAS GERAIS**

A articulação acromioclavicular (AC) é a articulação entre a extremidade lateral da clavícula e o acrômio da escápula (Fig. 5-16, A). A faceta clavicular no acrômio está virada medialmente e levemente superiormente, fornecendo um ponto de conexão com a faceta acromial correspondente na clavícula. Um disco articular de forma variada está presente na maioria das articulações AC.

A articulação AC é uma articulação deslizante ou plana, refletindo o contorno plano predominante das superfícies articulares. As superfícies articulares variam, porém, de chatas a levemente convexas ou côncavas (Fig. 5-16, B). Devido à predominância de superfícies articulares chatas, a artrocinemática de rolar e deslizar não é descrita.

## TECIDO CONECTIVO PERIARTICULAR

A articulação AC é rodeada por uma cápsula que é diretamente reforçada pelos *ligamentos superior e inferior* (Fig. 5-17).<sup>36,105</sup> O ligamento capsular superior é reforçado por meio de inserções do deltoide e do trapézio.

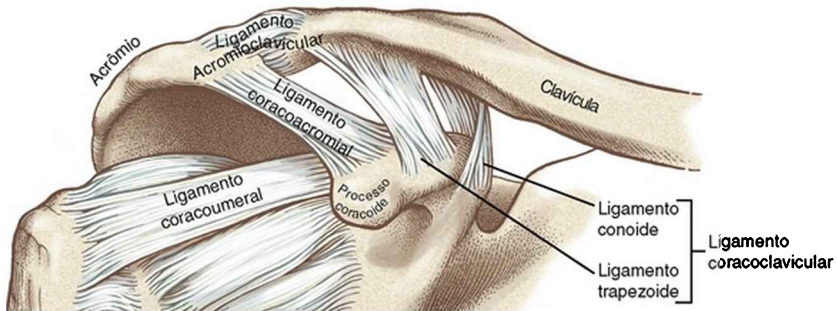


FIGURA 5-17 Uma visão anterior da articulação acromioclavicular direita incluindo muitos ligamentos circundantes.

### Tecidos que Estabilizam a Articulação Acromioclavicular

- Ligamentos superior e inferior da articulação acromioclavicular
- Ligamento coracoclavicular
- Disco articular (quando presente)
- Deltoide e parte ascendente do músculo trapézio

O *ligamento coracoclavicular* fornece uma importante fonte extrínseca de estabilidade à articulação AC (Fig. 5-17). Esse extenso ligamento consiste em duas partes: o ligamento trapezoide e o ligamento conoide. O *ligamento*

*trapezoide* se estende em direção superior-lateral a partir da superfície superior do processo coracoide até a linha trapezoide na clavícula. O *ligamento conoide* se estende quase verticalmente a partir da base proximal do processo coracoide até o tubérculo conoide da clavícula.

Ambas as partes do ligamento coracoclavicular são similares em comprimento, área de secção cruzada, rigidez e força de tensão.<sup>31</sup> Como um todo, o ligamento inteiro é mais forte e absorve mais energia no ponto de ruptura do que a maioria dos outros ligamentos do ombro. Essas características estruturais, em conjunção com a orientação quase vertical do ligamento coracoclavicular, sugerem um papel importante na suspensão da escápula (e do membro superior) a partir da clavícula.

As superfícies articulares na articulação AC estão alinhadas com uma camada de fibrocartilagem e frequentemente separadas por um *disco articular* completo ou incompleto. Uma dissecação extensiva de 223 partes de discos completos de articulações AC revelou discos completos em somente 10% das articulações.<sup>35</sup> A maioria das articulações possui discos incompletos, que parecem fragmentados e gastos. De acordo com DePalma,<sup>35</sup> os discos incompletos não são anomalias estruturais, mas indicações da degeneração que muitas vezes afetam essa articulação.

### **ENFOQUE ESPECIAL 5-1** Deslocamento da Articulação Acromioclavicular

A articulação acromioclavicular (AC) é inerentemente suscetível ao deslocamento (separação) em razão de sua natureza inclinada e da alta probabilidade de receber grandes

forças de cisalhamento. Considere uma pessoa caindo e batendo a ponta do ombro abruptamente contra o chão (Fig. 5-18). A força de reação resultante contra o chão é medial e inferiormente direcionada e pode deslocar o acrômio medialmente e abaixo da faceta articular inclinada da clavícula bem estabilizada. Esse cisalhamento horizontal é resistido primariamente pelos ligamentos capsulares superior e inferior da articulação.<sup>36</sup> O ligamento coracoclavicular, porém, oferece uma resistência secundária ao cisalhamento horizontal, especialmente se severo.<sup>61</sup> Ocasionalmente, a força aplicada à escápula excede a força de extensão de todos os ligamentos, resultando em sua ruptura e no completo deslocamento da articulação AC. Um trauma na articulação AC e nos ligamentos associados pode conduzir a instabilidade, dor e, possivelmente, osteoartrite pós-traumática. Existe uma extensa literatura sobre a avaliação e o tratamento cirúrgico e não cirúrgico da articulação AC lesada, especialmente em atletas.<sup>22,30,59,121</sup>

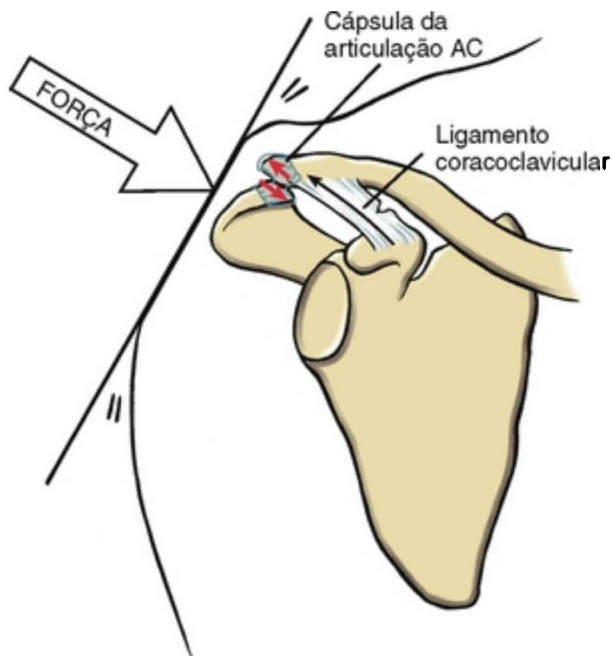


FIGURA 5-18 Uma visão anterior do ombro em uma batida no chão com a força de impacto direcionada ao acrômio. A força de cisalhamento resultante na articulação acromioclavicular (AC) é representada por setas vermelhas. Note a tensão aumentada e o rasgo parcial da cápsula articular da articulação AC e do ligamento coracoclavicular.

## CINEMÁTICA

Existem diferenças características na função das articulações EC e AC. A articulação EC permite movimento extenso da clavícula, o qual guia o caminho geral da escápula. A articulação AC, ao contrário, permite mais movimentos sutis entre a escápula e a extremidade lateral da clavícula. Os movimentos da articulação AC são cinesiologicamente importantes, contudo, e aperfeiçoam a mobilidade e se encaixam entre a escápula e o tórax.



Os movimentos da articulação AC são descritos pelo movimento da escápula relativo à extremidade lateral da clavícula. O movimento foi definido por três graus de liberdade (Fig. 5-19, A). Os movimentos principais, ou mais óbvios, são chamados de *rotação para cima* e *para baixo*. Os movimentos secundários — mencionados como *ajustes rotacionais* — regulam refinadamente a posição da escápula, tanto no plano horizontal quanto no sagital. A medição de movimentos isolados na articulação AC é difícil e não é feita em situações clínicas típicas.

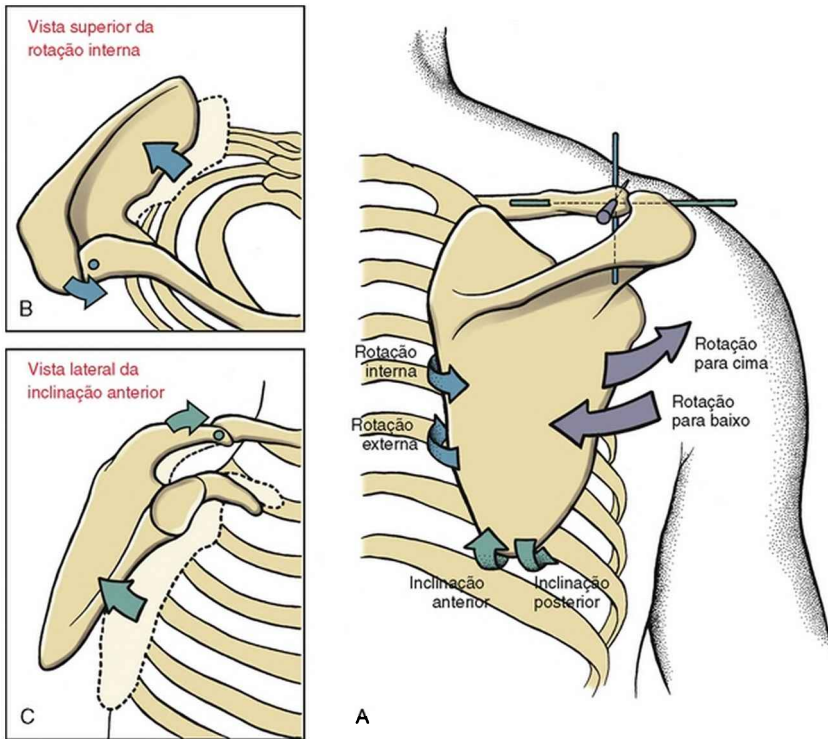


FIGURA 5-19 A, vista posterior mostrando a osteocinemática da articulação acromioclavicular (AC) direita. Os movimentos primários de rotação para cima e para baixo são demonstrados

em roxo. Os ajustes nos planos horizontal e sagital, considerados movimentos secundários, são mostrados em azul e verde, respectivamente. Note que cada plano de movimento é colorido de acordo com um eixo de rotação correspondente. As imagens **B** e **C** mostram exemplos de ajustes rotacionais na articulação AC: rotação interna durante a protração escapulotorácica (**B**), e inclinação anterior durante a elevação escapulotorácica (**C**).

### **Rotação para Cima e para Baixo**

A rotação para cima da escápula na articulação AC ocorre conforme a escápula “balança para cima e para baixo” relativamente à extremidade lateral da clavícula (Fig. 5-19, A). Esse movimento ocorre como um componente natural da abdução ou flexão do ombro. Os relatos variam muito, mas ocorrem até 30 graus de rotação para cima na articulação AC conforme o ombro é elevado totalmente sobre a cabeça.<sup>84,115,185,194</sup> O movimento contribui como um componente significativo do total de rotação para cima da articulação escapulotorácica. A rotação para baixo na articulação AC faz com que a escápula retorne em direção à posição anatômica, um movimento mecanicamente associado à adução e à extensão do ombro. A Figura 5-19, A, representa a rotação para cima e para baixo da escápula como um movimento no plano frontal, embora a maioria dos movimentos naturais ocorra dentro do plano escapular.

### **Os “Ajustes Rotacionais” no Plano Horizontal e Sagital na Articulação Acromioclavicular**

As observações cinemáticas da articulação AC durante o movimento do ombro revelam movimentos tipo giro ou torção da escápula em torno da extremidade lateral da clavícula. Esses chamados “movimentos de ajuste

rotacional” alinham idealmente a escápula contra o tórax, assim como se somam ao total montante do seu movimento. Os movimentos de ajuste rotacional na articulação AC são descritos dentro dos planos horizontal e sagital (setas azul e verde na Fig. 5-19, A, respectivamente).

Os *ajustes no plano horizontal* da articulação AC ocorrem em torno do eixo vertical, evidentes conforme a borda medial da escápula gira para fora e em direção à superfície posterior do tórax. Esses movimentos no plano horizontal são descritos como *rotação interna e externa*, definidos pela direção da rotação da cavidade glenoide (Fig. 5-19, A). Os *ajustes no plano sagital* na articulação AC ocorrem em torno de um eixo quase medial-lateral, evidentes conforme o ângulo inferior gira para fora ou em direção à superfície posterior do tórax. Os termos *inclinação anterior* e *inclinação posterior* descrevem a direção dessa rotação, baseada na direção da rotação da cavidade glenoide (assim como ocorre com os movimentos no plano horizontal) (Fig. 5-19).

A cinemática dos ajustes rotacionais na articulação AC é pouco compreendida, principalmente por causa das dificuldades técnicas em isolar e medir os movimentos relativamente pequenos entre a escápula e a clavícula. Além disso, a nomenclatura usada para descrever esses movimentos não é universalmente aceita. Diferentes magnitudes de movimento foram relatadas durante a abdução ou flexão do ombro, geralmente variando de 5 a 30 graus por plano.\* Apesar de a cinemática da articulação AC não estar bem definida, com certeza ela melhora tanto a qualidade quanto a quantidade de movimento na

articulação escapulotorácica. Qualitativamente, por exemplo, durante a protração da articulação escapulotorácica, a articulação AC roda internamente levemente dentro do plano horizontal (Fig. 5-19, B). Essa rotação ajuda a alinhar a superfície anterior da escápula ao contorno curvo do tórax. Por motivos similares de alinhamento, a escápula tem a capacidade de se inclinar levemente anteriormente durante a elevação da articulação escapulotorácica, como durante o “encolhimento” dos ombros (Fig. 5-19, C). Sem esses ajustes rotacionais, a escápula seria obrigada a seguir o exato caminho do movimento da clavícula, sem qualquer liberdade de ajustar sutilmente sua posição no tórax.

## **Articulação Escapulotorácica**

A articulação escapulotorácica não é uma articulação verdadeira em si, mas um ponto de contato entre a superfície anterior da escápula e a parede posterior-lateral do tórax.<sup>209</sup> As duas superfícies não fazem contato direto; em vez disso, elas são separadas por músculos, como o subescapular, serrátil anterior e eretor da espinha. As superfícies relativamente espessas e úmidas desses músculos parecem reduzir o cisalhamento dentro da articulação durante o movimento. Um som de clique audível durante os movimentos escapulares pode indicar contato anormal dentro da articulação.

Na posição anatômica, a escápula está geralmente posicionada entre a segunda e a sétima costelas, com a borda medial localizada aproximadamente 6 cm lateralmente à coluna. Embora altamente variável, a média na postura de “repouso” da escápula é de

aproximadamente 10 graus de inclinação anterior, 5 a 10 graus de rotação para cima, e aproximadamente 35 graus de rotação interna — uma posição consistente com o previamente descrito *plano da escápula*.<sup>113,115</sup>

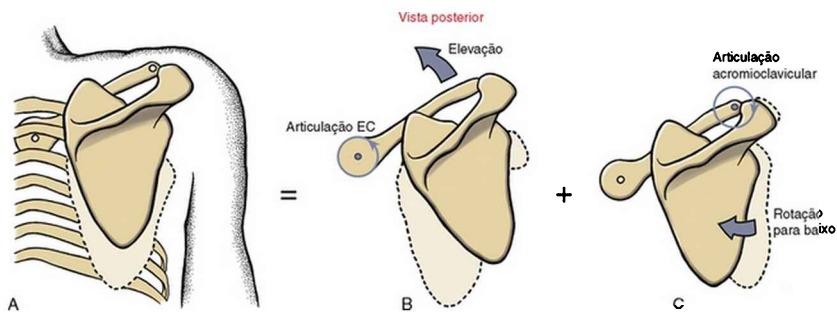
Os movimentos na articulação escapulotorácica são elementos muito importantes da cinesiologia do ombro. O amplo alcance de movimentos disponíveis ao ombro é devido, em parte, ao amplo movimento disponível na articulação escapulotorácica.

## **CINEMÁTICA**

Os movimentos que ocorrem entre a escápula e o tórax são o resultado da cooperação entre as articulações EC e AC. A restrição de movimento em cada articulação pode limitar significativamente o movimento na escápula e, no fim das contas, de todo o ombro.

### **Elevação e Depressão**

A elevação escapular ocorre como um composto das rotações das articulações EC e AC (Fig. 5-20, A). Em grande parte, o movimento de encolher os ombros é um resultado direto da escápula seguindo o caminho da elevação da clavícula em torno da articulação EC (Fig. 5-20, B). A leve rotação para baixo da escápula na articulação AC permite que a escápula permaneça em posição quase vertical durante a elevação (Fig. 5-20, C). Ajustes adicionais na articulação AC ajudam a manter a escápula nivelada com a curvatura do tórax levemente modificada. A depressão da escápula ocorre conforme a ação reversa descrita para a elevação.



**FIGURA 5-20** A, elevação escapulotorácica mostrada como soma de B (elevação na articulação esternoclavicular) e C (rotação para baixo na articulação acromioclavicular).

### Protração e Retração

A protração da escápula ocorre por meio da soma de rotações no plano horizontal tanto na articulação EC quanto na AC (Fig. 5-21, A). A escápula segue o caminho geral de protração da clavícula em torno da articulação EC (Fig. 5-21, B). A articulação AC pode amplificar, compensar ou então ajustar a quantidade total de protração escapulotorácica por meio da contribuição de quantidades variáveis de rotação interna (Fig. 5-21, C). Devido à protração escapulotorácica ocorrer como parte dos movimentos nas articulações EC e AC, uma diminuição no movimento em uma articulação pode ser parcialmente compensada por um aumento em outra. Considere, por exemplo, um indivíduo com artrite degenerativa grave e diminuição do movimento na articulação AC. A articulação EC pode compensar contribuindo com um maior grau de protração, limitando assim a perda funcional do membro superior associada ao alcance à frente.

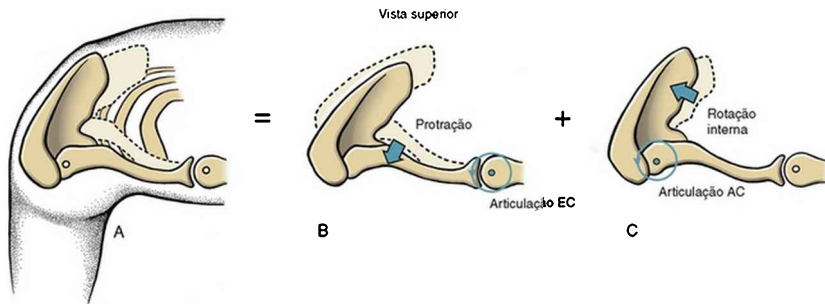


FIGURA 5-21 A, protração escapulotorácica mostrada como a soma de B (protração na articulação esternoclavicular) e C (leve rotação interna na articulação acromioclavicular).

A retração da escápula ocorre de forma similar mas inversa em relação à protração. A retração da escápula é frequentemente realizada no contexto de puxar um objeto em direção ao corpo, como puxar uma polia de parede, subir em uma corda, ou colocar o braço em uma manga de casaco.

### Rotação para Cima e para Baixo

A rotação para cima da articulação escapulotorácica é uma parte integral do movimento de elevar o braço sobre a cabeça (Fig. 5-22, A). Esse movimento posiciona a cavidade glenoide em uma posição que suporte e estabilize a cabeça do úmero abduzido (*i.e.*, elevado). A rotação completa para cima da escápula ocorre por meio da soma da elevação clavicular na articulação EC (Fig. 5-22, B) com a rotação escapular para cima na articulação AC (Fig. 5-22, C).<sup>62,84,110,115,169</sup> Esse par de rotações é essencial para os 60 graus completos de rotação para cima da articulação escapulotorácica.<sup>49</sup> A escápula pode rodar para cima e estritamente no plano frontal conforme na abdução

verdadeira, mas mais frequentemente segue um caminho próximo ao do seu próprio plano “escapular”. Normalmente as articulações AC e EC têm mobilidade para se ajustar ao número virtualmente infinito de caminhos que a escápula pode tomar durante a elevação do braço.

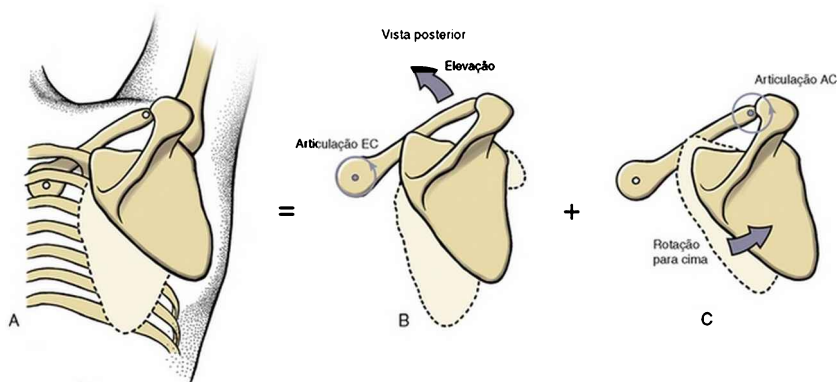


FIGURA 5-22 A, rotação escapulotorácica para cima mostrada como soma de B (elevação na articulação esternoclavicular) e C (rotação para cima da articulação acromioclavicular).

A rotação para baixo da escápula ocorre conforme o braço retorna ao lado a partir de uma posição elevada. O movimento é descrito de maneira similar ao movimento de rotação para cima, exceto pelo fato de que a clavícula deprime na articulação EC e a escápula roda para baixo na articulação AC. O movimento de rotação para baixo usualmente termina quando a escápula retorna à posição anatômica.

**ENFOQUE ESPECIAL 5-2** A Importância Funcional da Rotação para Cima Completa da Articulação



## Escapulotorácica

A habilidade de elevar totalmente o braço sobre a cabeça é um pré-requisito para muitas atividades funcionais. A rotação completa para cima da escápula é um componente importante desse movimento, contribuindo para aproximadamente um terço de quase 180 graus de abdução ou flexão do ombro.<sup>5,84,123,134,194</sup> Assim como todos os movimentos escapulotorácicos, a rotação para cima está mecanicamente ligada aos movimentos das articulações esternoclavicular e acromioclavicular.

A rotação para cima da escápula que ocorre durante a abdução completa do ombro no plano da escápula (aproximadamente 35 graus anterior ao plano frontal) atende a no mínimo três funções importantes. Primeiro, a escápula rodada para cima projeta a cavidade glenoide para cima e anterolateralmente, fornecendo uma base estrutural para melhorar o alcance lateral e superior do membro superior. Segundo, a escápula rodada para cima preserva a relação comprimento-tensão ideal dos músculos abdutores da articulação glenoumeral, como o deltoide médio ou o supraespinal. Terceiro, a escápula rodada para cima ajuda a manter o volume dentro do espaço subacromial: a área entre o fundo do acrômio e a cabeça umeral (Figs. 5-24 e 5-25).<sup>135</sup> Um espaço subacromial reduzido durante a abdução pode levar a dor e lesão de impacto dos tecidos residentes, como o tendão do supraespinal.<sup>116</sup> Apesar de mais pesquisas serem necessárias nessa área, está claro que a cinemática associada à rotação para cima da escápula é essencial para a função ideal do ombro, especialmente para amplitude de abdução completa e livre de dor.

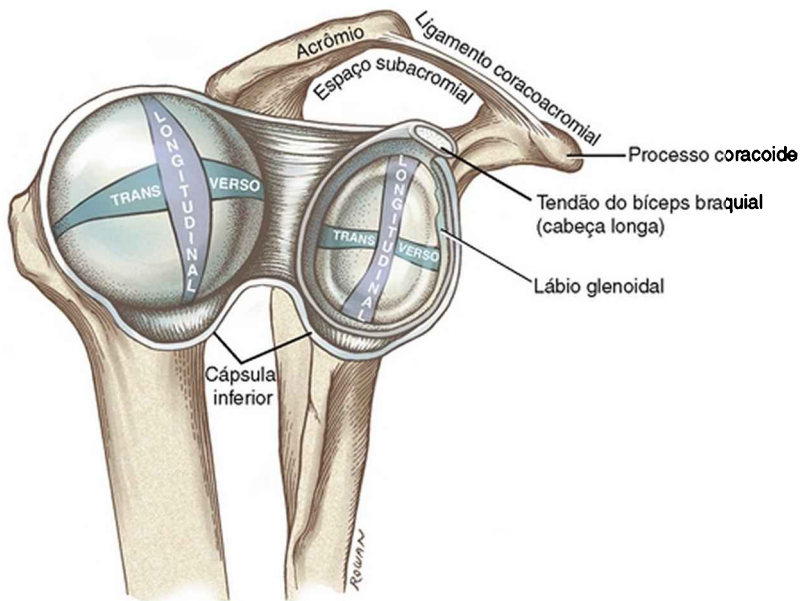


FIGURA 5-24 Vista lateral da articulação glenoumeral direita com a articulação aberta para expor as superfícies articulares. Note a extensão do espaço subacromial abaixo do arco coracoacromial. Normalmente esse espaço é preenchido com o músculo supraespal e seu tendão, e a bursa subacromial. Os diâmetros longitudinal e horizontal estão ilustrados em ambas as superfícies articulares.

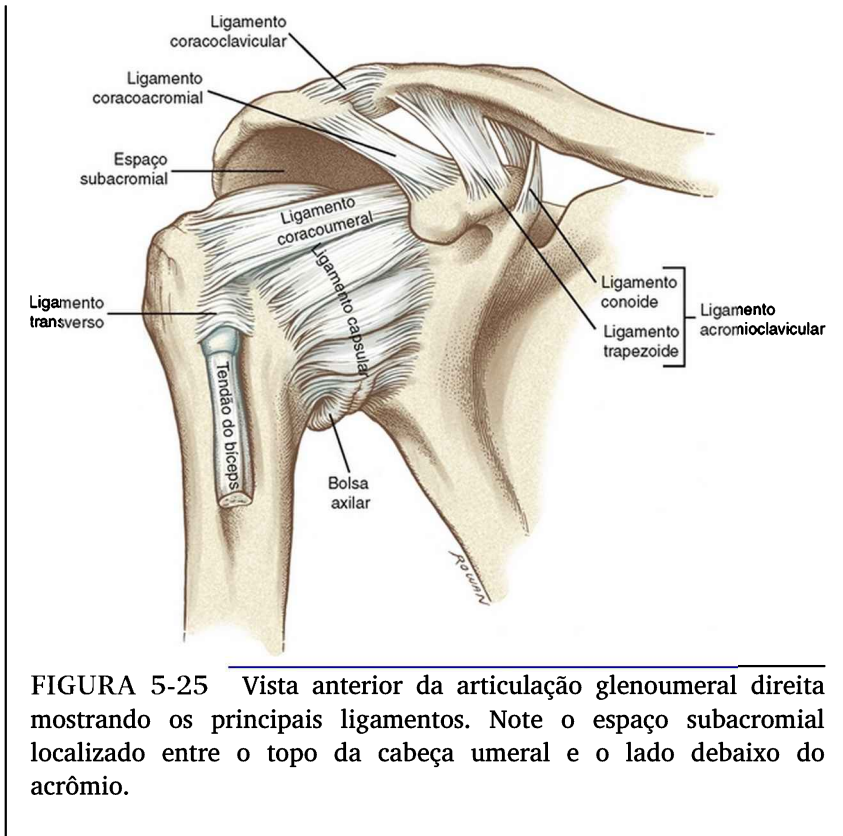


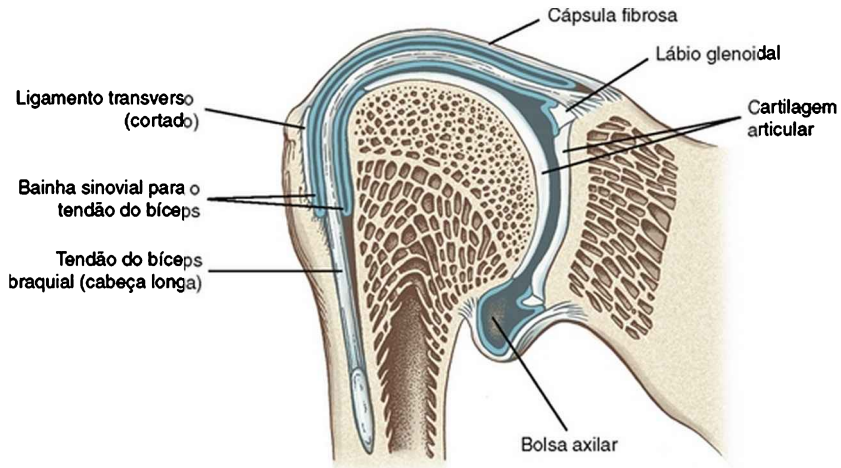
FIGURA 5-25 Vista anterior da articulação glenoumeral direita mostrando os principais ligamentos. Note o espaço subacromial localizado entre o topo da cabeça umeral e o lado de baixo do acrômio.

## Articulação Glenoumeral

### CARACTERÍSTICAS GERAIS

A articulação glenoumeral (GU) é a articulação formada entre a cabeça ampla e convexa do úmero e a concavidade rasa da cavidade glenoide (Fig. 5-23). Essa articulação opera em conjunto com a escápula para produzir uma extensa amplitude de movimento no ombro. Na posição anômica, a superfície articular da cavidade glenoide se orienta anterior-lateralmente no plano escapular. Na maioria das pessoas, a cavidade glenoide está levemente

rodada para cima: uma posição dependente da quantidade de inclinação para cima fixada da fossa e do grau de rotação da articulação escapulotorácica.



**FIGURA 5-23** Vista anterior de uma secção frontal através da articulação glenoumeral direita. Note a cápsula fibrosa, a membrana sinovial (*azul*) e a cabeça longa do tendão do bíceps. A bolsa axilar é mostrada como uma reentrância na cápsula inferior.

Na posição anatômica, a cabeça do úmero está direcionada medial e superiormente, assim como posteriormente em razão da sua retroversão natural. Essa orientação posiciona a cabeça do úmero diretamente dentro do plano escapular e, assim, diretamente contra a frente da cavidade glenoide (Fig. 5-4, B e C).

## **TECIDO CONECTIVO PERIARTICULAR E OUTRAS ESTRUTURAS DE SUPORTE**

A articulação GU é rodeada por uma *cápsula fibrosa* que

isola a cavidade articular da maioria dos tecidos circundantes (Fig. 5-23). A cápsula se anexa ao longo da borda da cavidade glenoide e se estende ao colo anatômico do úmero. A *membrana sinovial* desenha a parede interna da cápsula articular. Uma extensão desta desenha a porção intracapsular do tendão da cabeça longa do bíceps braquial. Essa membrana sinovial continua a circundar o tendão do bíceps conforme ele sai da cápsula articular e descende dentro da fenda intertubercular (*i.e.*, bicipital). Tanto a cabeça do úmero quanto a cavidade glenoide são forradas por *cartilagem articular*.

O volume potencial de espaço dentro da cápsula da articulação GU é aproximadamente duas vezes o tamanho da cabeça umeral. A cápsula alargada e expansível possibilita grande mobilidade à articulação GU. Essa mobilidade é evidenciada pela quantidade de translação disponível na articulação GU. A cabeça umeral pode ser puxada para fora da fossa a uma distância significativa, causando dor ou trauma articular. Na posição anatômica ou em adução, a porção inferior da cápsula aparece como uma reentrância afrouxada ou redundante chamada de *bolsa axilar*.

A cápsula fibrosa da articulação GU é relativamente fina e é reforçada por ligamentos externos espessos (descritos adiante). Cruzando-se superiormente sobre a cabeça umeral, a cabeça longa do bíceps também contribui para a estabilidade da GU. A principal estabilidade funcional da articulação GU se baseia não somente na tensão passiva dentro dos ligamentos embutidos, mas nas forças ativas produzidas pelos músculos locais, como aquelas do manguito rotador (subescapular, supraespinal, infraespinal e redondo menor). Ao contrário dos

ligamentos capsulares, que produzem sua tensão máxima de estabilização somente quando alongados em movimentos relativamente extremos, os músculos geram tensões de estabilização amplas e ativas em virtualmente qualquer posição articular. Os músculos do manguito rotador são considerados estabilizadores “dinâmicos” da articulação GU devido a seu papel predominante na manutenção da estabilidade articular durante os movimentos ativos.

### **Ligamentos Capsulares**

As camadas externas das paredes anterior e inferior da cápsula articular são espessadas por tecidos conectivos fibrosos conhecidos simplesmente como *ligamentos capsulares glenoumerais* (Fig. 5-25). A maioria das fibras dentro dos ligamentos se anexa ao úmero, embora poucas fibras circulares espiralem em torno da articulação e se reanexem dentro da cápsula.<sup>65</sup> Para gerar tensões de estabilização através da articulação, os ligamentos capsulares, inerentemente frouxos, devem ser alongados ou torcidos em graus variáveis; a tensão passiva resultante gera suporte mecânico para a articulação GU e limita os extremos de rotação e translação.

**ENFOQUE ESPECIAL 5-3 O “Ajuste Frouxo” da Articulação Glenoumeral: um Problema de Instabilidade Inerente**

Várias características anatômicas da articulação glenoumeral (GU) contribuem para um esquema que favorece a mobilidade e desfavorece a estabilidade. A superfície articular da cavidade glenoide cobre somente aproximadamente um terço da

superfície articular da cabeça umeral. Essa diferença de tamanho permite que uma pequena parte da cabeça umeral faça contato com a cavidade glenoide em qualquer posição do ombro. Em um adulto normal, o diâmetro longitudinal da cabeça umeral é aproximadamente 1,9 vez maior do que o diâmetro longitudinal da cavidade glenoide (Fig. 5-24). O diâmetro transverso da cabeça umeral é aproximadamente 2,3 vezes maior do que o diâmetro transverso oposto da cavidade glenoide. A articulação GU é frequentemente descrita como uma articulação bola e soquete, embora essa descrição dê a impressão errônea de que a cabeça do úmero caiba *dentro* da cavidade glenoide. A real estrutura da articulação GU parece mais com uma bola de golfe pressionada contra uma moeda de 25 centavos de dólar. Esta forma óssea oferece pouca ou nenhuma estabilidade à articulação GU; em vez disso, a integridade mecânica da articulação é mantida principalmente por meio de mecanismos envolvendo os músculos adjacentes e os ligamentos capsulares.

Por muitas razões, os ligamentos capsulares podem não conseguir suportar e estabilizar adequadamente a articulação GU. Essa falta de suporte é manifestada por excessiva translação da cabeça umeral. Embora algum grau de frouxidão seja normal na articulação GU, a frouxidão excessiva não é.<sup>201</sup> Uma condição de frouxidão excessiva ou “jogo articular”, associada a amplas translações do úmero proximal relativas à glenoide, é frequentemente relatada como uma *instabilidade do ombro*. Um diagnóstico de instabilidade do ombro tipicamente significa que a frouxidão excessiva está associada a dor, apreensão ou perda de função.<sup>76</sup>

Apesar de a instabilidade da articulação GU poder ocorrer em múltiplas direções, a maioria dos casos exhibe

movimentação excessiva anterior e inferiormente. Em alguns casos, uma articulação GU instável pode contribuir para subluxação ou deslocamento. A *subluxação* na articulação GU é definida como uma separação incompleta das superfícies articulares, frequentemente seguida por realinhamento espontâneo. O *deslocamento* na articulação GU, ao contrário, é definido como uma separação completa das superfícies articulares *sem* realinhamento espontâneo. Normalmente, uma articulação deslocada precisa ser rearticulada por uma manobra de manipulação realizada por outra pessoa ou pelo próprio indivíduo.

A instabilidade da articulação GU está frequentemente associada a um alinhamento menor do que o ideal e uma interrupção da artrocinemática que, com o tempo, pode dar lugar a um estresse que danifica os tecidos moles articulares. Não é sempre claro se a instabilidade do ombro é mais o resultado ou a causa da artrocinemática anormal. A patomecânica da instabilidade do ombro é pouco compreendida e ocupa um lugar de destaque no interesse de terapeutas, pesquisadores e cirurgiões.<sup>16,25,201</sup>

No fim das contas, a estabilidade na articulação GU é alcançada por uma combinação de mecanismos passivos e ativos. Os *mecanismos ativos* dependem das forças produzidas pelo músculo. Essas forças são fornecidas principalmente pela natureza envolvente do grupo do manguito rotador. Os *mecanismos passivos*, por outro lado, dependem principalmente mais de outras forças do que da atividade muscular. Em uma articulação GU, os mecanismos passivos incluem (1) restrição produzida pela cápsula, ligamentos, lábio glenoidal e tendões; (2) suporte mecânico indicado na postura escapulotorácica; e (3) pressão intracapsular negativa. Por causa da variabilidade e da complexidade da maioria dos movimentos de ombro, uma



combinação de mecanismos passivos e ativos é tipicamente necessária para garantir a estabilidade articular. Esse importante e multifacetado tópico sobre estabilidade da articulação GU será um tema recorrente por todo o capítulo.

Reforçando as paredes da cápsula, os ligamentos capsulares também ajudam na manutenção de uma pressão negativa intra-articular dentro da articulação GU. Essa leve sucção oferece uma fonte adicional de estabilidade.<sup>85</sup> Perfurar (ou ventilar) a cápsula iguala a pressão em ambos os lados, removendo a leve força de sucção entre a cabeça e a fossa. A liberação experimental da pressão por meio de perfuração da cápsula com uma agulha foi demonstrada como causadora de subluxação inferior da cabeça do úmero.<sup>101</sup>

A discussão a seguir descreve a anatomia essencial e as funções dos ligamentos capsulares da articulação GU. Embora seja uma entidade separada, o ligamento coracoumeral será considerado juntamente com esse grupo. O material a seguir é essencial para a determinação de qual ligamento ou parte da cápsula é mais responsável por restringir um movimento específico. Tal informação ajuda o terapeuta e o cirurgião a entender os mecanismos responsáveis por uma lesão capsular ou instabilidade articular, e também fornece diretrizes para terapia manual e intervenção cirúrgica.<sup>38,88,139,202</sup> A Tabela 5-1 lista as conexões distais dos ligamentos e os movimentos específicos que cada ligamento esticado executa.\* Existem consideráveis detalhes adicionais sobre esse assunto e eles podem ser encontrados em outras fontes.<sup>11,19,33,39,100,201</sup>

**TABELA 5-1 Conexões Distais e Funções Principais dos Ligamentos Capsulares da Articulação Glenoumeral**

<b>Ligamento</b>	<b>Conexões Distais (umerais)</b>	<b>Movimentos Principais Tensionando Estruturas</b>
Ligamento glenoumeral superior	Colo anatômico, acima do tubérculo menor	Adução; translações inferior e anterior-posterior da cabeça umeral
Ligamento glenoumeral médio	Ao longo do aspecto anterior do colo anatômico; também se mistura com o tendão subescapular	Translação anterior da cabeça umeral, especialmente em aproximadamente 45–60 graus de abdução; rotação externa
Ligamento glenoumeral inferior (três partes: banda anterior, banda posterior e bolsa axilar de conexão)	Como um grande lençol para as margens anterior-inferior e posterior-inferior do colo anatômico	<p>Bolsa axilar: 90 graus de abdução, combinado com translações anterior-posterior e inferior</p> <p>Banda axilar: 90 graus de abdução e rotação externa completa; translação anterior da cabeça umeral.</p> <p>Banda posterior: 90</p>

		graus de abdução e rotação interna completa
Ligamento coracoumeral	Lado anterior do tubérculo maior; também se mistura com a cápsula superior e tendão supraespinal	Adução; translação inferior da cabeça umeral; rotação externa

Os ligamentos capsulares da articulação GU consistem em conjuntos complexos de fibras colágenas entrelaçadas, divididos em conjunto superior, médio e inferior.<sup>65</sup> Os ligamentos são mais bem visualizados a partir do interior da articulação GU (Fig. 5-26). O *ligamento glenoumeral superior* tem sua inserção proximal próxima ao tubérculo supraglenoide, imediatamente anterior à cabeça longa do bíceps. O ligamento, com a cápsula adjacente, se conecta próximo ao colo anatômico do úmero acima do tubérculo menor e fica particularmente esticado na adução completa. Uma vez esticado em adução, o ligamento capsular superior restringe as translações inferior e anterior-posterior da cabeça do úmero. <sup>37</sup>

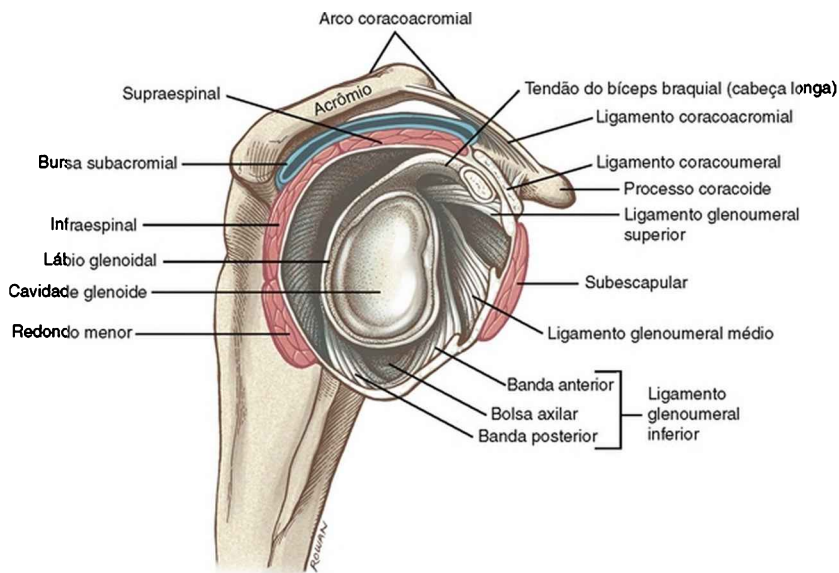
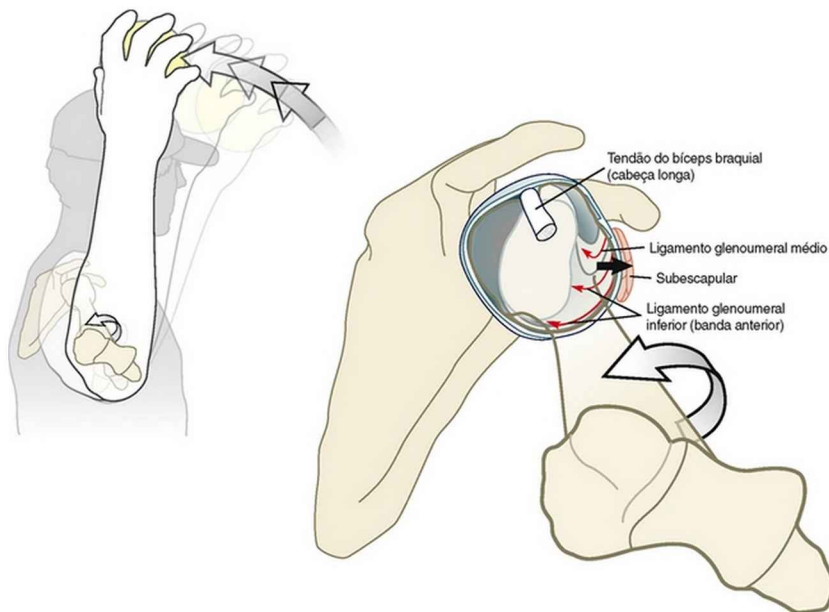


FIGURA 5-26 Aspecto lateral da superfície interna da articulação glenoumeral direita. O úmero foi removido para expor os ligamentos capsulares e a cavidade glenoide. Note que o arco coracoacromial proeminente e a bursa subacromial abaixo (*azul*). Os quatro músculos do manguito rotador estão mostrados em vermelho.

O *ligamento glenoumeral médio* tem uma inserção proximal ampla nos aspectos médio e superior da margem da cavidade glenoide. O ligamento se mistura com a cápsula anterior e o tendão amplo do espesso músculo subescapular, e então se conecta ao longo do aspecto anterior do colo anatômico. Esse ligamento fornece uma restrição anterior substancial à articulação GU, especialmente na posição de 45 a 60 graus de abdução.<sup>37,54</sup> Em razão de sua localização, o ligamento glenoumeral é muito eficaz na limitação de uma rotação externa extrema.<sup>54,151</sup>

O extenso *ligamento glenoumeral inferior* se conecta proximalmente ao longo da borda anterior-inferior da cavidade glenoide, incluindo o lábio glenoidal. Distalmente, o ligamento glenoumeral inferior se conecta como um amplo lençol nas margens anterior-inferior e posterior-inferior do colo anatômico.<sup>128,129,182</sup> O ligamento capsular inferior é semelhante a uma rede e tem três componentes distintos: *uma banda anterior, uma banda posterior* e uma camada de tecido conectando essas bandas conhecida como *bolsa axilar* (Fig. 5-26).<sup>151</sup> A bolsa axilar e os ligamentos capsulares inferiores circundantes se tornam mais tensos a aproximadamente 90 graus de abdução. Agindo como uma tipoia, a bolsa axilar tensa suporta a cabeça umeral suspensa e fornece um efeito de balanço que resiste a translações inferiores e anteroposteriores.<sup>176,188,204</sup> A partir dessa posição abduzida, as bandas anterior e posterior se tornam mais tensas nos extremos da rotação externa e interna, respectivamente.<sup>100,204</sup> A banda anterior — a parte mais forte e mais espessa de toda a cápsula — é particularmente importante, pois ela restringe os ligamentos primários para a translação anterior da cabeça umeral, tanto em abdução quanto em posição neutra.<sup>65,152</sup> Atividades dinâmicas e vigorosas envolvendo *abdução e rotação externa* estressam especificamente a banda anterior da cápsula inferior. Esse estresse, por exemplo, pode ocorrer durante a fase de arremesso no beisebol (Fig. 5-27). Sob muitas repetições, essa ação pode esticar exageradamente ou rasgar a banda anterior, comprometendo, desse modo, uma das restrições primordiais à translação anterior da cabeça umeral.<sup>10,100</sup> A lesão ou o aumento da frouxidão dessa porção da

cápsula anterior e inferior estão certamente associados a deslocamentos anteriores recorrentes da articulação GU.<sup>74,193</sup> Não está claro se o deslocamento anterior recorrente é causado por rompimentos ou frouxidão nas bandas anteriores da cápsula inferior ou se é resultado disso.<sup>138,201</sup>



**FIGURA 5-27** Ilustração mostrando uma abdução em alta velocidade e o movimento de rotação externa da articulação glenoumeral durante a fase de arremesso de bola no beisebol. Esse movimento torce e alonga o ligamento médio da GU e a banda anterior do ligamento inferior da GU (representado como setas vermelhas finas apontadas em direção à borda da cavidade glenoide). A cabeça umeral foi removida para mostrar as estruturas previamente mencionadas alongadas e a cavidade glenoide. Este movimento ativo tende a fazer com que a cabeça umeral realize uma translação anterior (*seta preta grossa*), em

direção ao lábio glenoidal anterior e ao músculo subescapular. A tensão nos ligamentos alongados e nos músculos subescapulares naturalmente resiste a esta translação anterior.

A cápsula da articulação GU é também fortalecida pelo *ligamento coracoumeral* (Figs. 5-25 e 5-26). Esse ligamento se estende da borda lateral do processo coracoide até o lado anterior do tubérculo maior do úmero. O ligamento coracoumeral também se funde com a cápsula superior e o tendão supraespinal. Assim como no ligamento capsular superior, a posição de abdução tensiona o ligamento coracoumeral. A partir dessa posição, o ligamento coracoumeral fornece resistência significativa para a translação inferior e a rotação externa da cabeça umeral. 13,86,100

### **Músculos do Manguito Rotador e Cabeça Longa do Bíceps Braquial**

Como foi previamente mencionado, a cápsula da articulação GU recebe reforço estrutural significativo dos quatro *músculos do manguito rotador* (Fig. 5-26). O subescapular, o mais espesso dos quatro músculos,<sup>90</sup> está localizado em posição imediatamente anterior à cápsula. O supraespinal, o infraespinal e o redondo menor estão localizados em posição superior e posterior à cápsula. Esses quatro músculos formam o manguito que protege e estabiliza ativamente a articulação GU, especialmente durante as atividades dinâmicas. Adicionalmente ao fato de os músculos do manguito rotador estarem muito próximos à articulação, os tendões desses músculos, na verdade, se fundem dentro da cápsula.<sup>178</sup> Esse posicionamento anatômico único ajuda a explicar por que a estabilidade

mecânica da articulação GU é tão dependente da inervação, da força e do controle dos músculos do manguito rotador. É clinicamente importante notar que, como evidenciado na Figura 5-26, o manguito rotador não consegue cobrir duas regiões da cápsula: a região inferior e uma região entre o supraespal e subescapular conhecida como *intervalo rotador*.<sup>83</sup> A região inerentemente fraca do intervalo rotador é, contudo, reforçada pelo tendão da cabeça longa do bíceps e do ligamento coracoumeral.<sup>86</sup> O intervalo rotador é um local comum para deslocamento anterior da articulação GU.

A *cabeça longa do bíceps braquial* se origina fora do tubérculo supraglenoide da escápula e da borda adjacente do tecido conectivo conhecido como lábio glenoidal (Fig. 5-26). A partir dessa inserção proximal, este tendão intracapsular cruza sobre a cabeça umeral durante seu curso em direção ao sulco intertubercular no úmero anterior. Estudos em cadáveres sugerem fortemente que, em estado ativo, a cabeça longa do bíceps restringe a translação anterior da cabeça umeral.<sup>100,154</sup> Adicionalmente, a posição do tendão através da cúpula da cabeça umeral também sugere uma função de resistir à migração superior da cabeça umeral — uma importante força necessária para controlar a artrocinemática natural da abdução.<sup>154</sup>

### **Lábio Glenoidal**

A beira da cavidade glenoide é rodeada por um anel ou borda de fibrocartilagem conhecido como *lábio glenoidal* (Fig. 5-26). Aproximadamente 50% de toda a profundidade da cavidade glenoide é atribuída ao lábio glenoidal.<sup>79</sup> Ao



aprofundar a concavidade da fossa, o lábio aumenta a área de contato com a cabeça umeral e assim ajuda a estabilizar a articulação.<sup>29</sup>

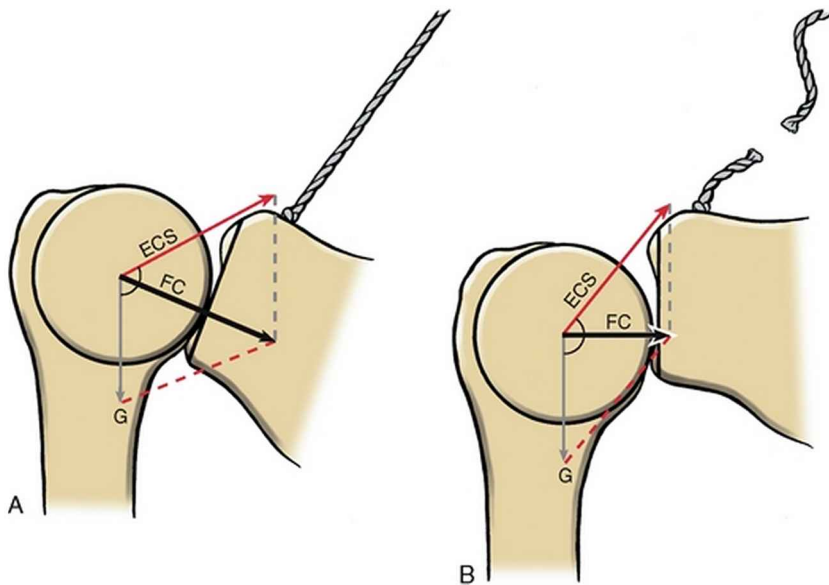
#### **Tecidos que Reforçam ou Aprofundam a Articulação Glenoumeral**

- Cápsula articular e ligamentos capsulares associados
- Ligamento coracoumeral
- Músculos do manguito rotador (subescapular, supraespinal, infraespinal e redondo menor)
- Cabeça longa do bíceps braquial
- Lábio glenoidal

### **POSTURA ESCAPULOTORÁCICA E SEU EFEITO NA ESTABILIDADE ESTÁTICA**

Normalmente quando uma pessoa está em pé com os braços repousando completamente ao lado do corpo, a cabeça do úmero permanece estável contra a cavidade glenoide. Essa estabilidade é chamada de *estática* porque ela existe em repouso. Um mecanismo passivo para controlar a estabilidade estática na articulação GU se baseia na analogia de uma bola comprimida contra uma superfície inclinada (Fig. 5-28, A).<sup>9</sup> Em repouso, as estruturas capsulares superiores (ECS) fornecem o suporte ligamentar primário para a cabeça umeral. Essas estruturas incluem o ligamento capsular superior, o ligamento coracoumeral e o tendão do supraespinal. A combinação do vetor de força capsular resultante com o vetor de força devido à gravidade produz uma força compressiva de fechamento, orientada em ângulos retos com a superfície

da cavidade glenoide. A força de compressão (FC) estabiliza a articulação GU comprimindo a cabeça do úmero firmemente contra a cavidade glenoide, resistindo, assim, à descida do úmero.<sup>86,87</sup> O plano inclinado da glenoide também atua como uma prateleira parcial que suporta parte do peso do braço.



**FIGURA 5-28** A postura escapular e seu efeito na estabilidade estática da articulação glenoumeral (GU). **A**, A corda indica a força muscular que segura a cavidade glenoide em uma posição levemente rodada para cima. Nessa posição, a tensão passiva na tenso estrutura capsular superior (ECS) é adicionada à força produzida pela gravidade (G), produzindo a força de compressão (FC). A força de compressão aplicada contra a leve inclinação da glenoide “bloqueia” a articulação. **B**, Com a perda da postura de rotação para cima da escápula (indicada pela corda cortada), uma mudança no ângulo entre os vetores da ECS e da G reduz a magnitude da força de

compressão através da articulação GU. Como consequência, a cabeça do úmero pode deslizar para baixo da cavidade glenoide, agora verticalmente orientada. As linhas pontilhadas indicam o método paralelogramo de adicionar os vetores de força.

Dados eletromiográficos (EMG) sugerem que o supraespinal e, em menor extensão, o deltoide posterior fornecem uma fonte secundária de estabilidade estática por meio da geração de forças ativas que são direcionadas quase paralelamente ao vetor de força capsular superior. Esse suporte secundário pode ser necessário, por exemplo, enquanto se segura um peso com uma das mãos ao lado da cintura. Curiosamente, um estudo clássico e mais antigo de Basmajian e Bazant<sup>9</sup> mostrou que músculos que correm verticalmente, como o bíceps, o tríceps e o deltoide médio, geralmente *não* estão envolvidos ativamente em fornecer estabilidade estática, mesmo quando uma tração para baixo significativa é aplicada ao braço.

Um componente importante do mecanismo de fechamento estático é a postura escapulotorácica que mantém a cavidade glenoide levemente rodada para cima. Uma postura crônica de rotação para baixo pode estar associada com “má postura” ou pode ser secundária à paralisia ou fraqueza de determinados músculos, como a parte ascendente do músculo trapézio. Independentemente da causa, a perda da postura rodada para cima aumenta o ângulo entre os vetores de força criados pelas estruturas capsulares superiores e a gravidade (Fig. 5-28, *B*). Ao adicionar os vetores de força produzidos pelas estruturas capsulares superiores e a gravidade, produz-se uma força compressiva *reduzida*. A gravidade pode puxar o úmero para baixo da cavidade glenoide. Com o tempo, e se não

for apoiado por meios externos, o puxão para baixo pode resultar em deformação plástica das estruturas capsulares superiores. Como consequência, a cabeça do úmero inadequadamente suportada pode eventualmente subluxar ou deslocar inferiormente da cavidade glenoide.

#### **ENFOQUE ESPECIAL 5-4 Por que o Lábio Glenoidal É Tão Vulnerável a Lesões**

Alguns fatores estruturais e funcionais explicam por que o lábio glenoidal está tão frequentemente envolvido na patologia do ombro. Primeiro, a parte superior do lábio glenoidal está só frouxamente anexada à borda adjacente glenoide. Além do mais, aproximadamente 50% das fibras do tendão da cabeça longa do bíceps são extensões diretas do lábio glenoidal superior; as 50% restantes emergem do tubérculo supraglenoide.<sup>197</sup> Forças excessivamente grandes ou repetitivas dentro do tendão do bíceps podem parcialmente descolar o lábio superior que está frouxamente seguro, de sua posição de aproximadamente 12 horas da borda glenoide. A incidência relativamente alta de lesões no lábio superior em atletas de arremesso, como os lançadores de beisebol, está provavelmente relacionada às forças produzidas dentro do bíceps durante essa atividade.<sup>100</sup> A cabeça longa do bíceps é estressada (ao longo da cápsula anterior e inferior) durante a fase “de preparo” do lançamento e novamente conforme o músculo rapidamente desacelera o braço e o antebraço durante a fase de sequência do lançamento.<sup>4,100</sup> Esse estresse é transferido diretamente ao lábio superior. Um enfraquecimento da conexão proximal da cabeça longa do bíceps provavelmente limita a habilidade do músculo em restringir a translação anterior da cabeça umeral.<sup>42</sup> Essa patomecânica pode predispor o atleta de

arremesso (ou o trabalhador que usa as mãos sobre a cabeça) à instabilidade anterior e a um estresse adicional associado.<sup>156</sup> Alguns outros mecanismos de lesão e consequências biomecânicas de lesões do lábio superior foram propostos.<sup>144,145,208</sup>

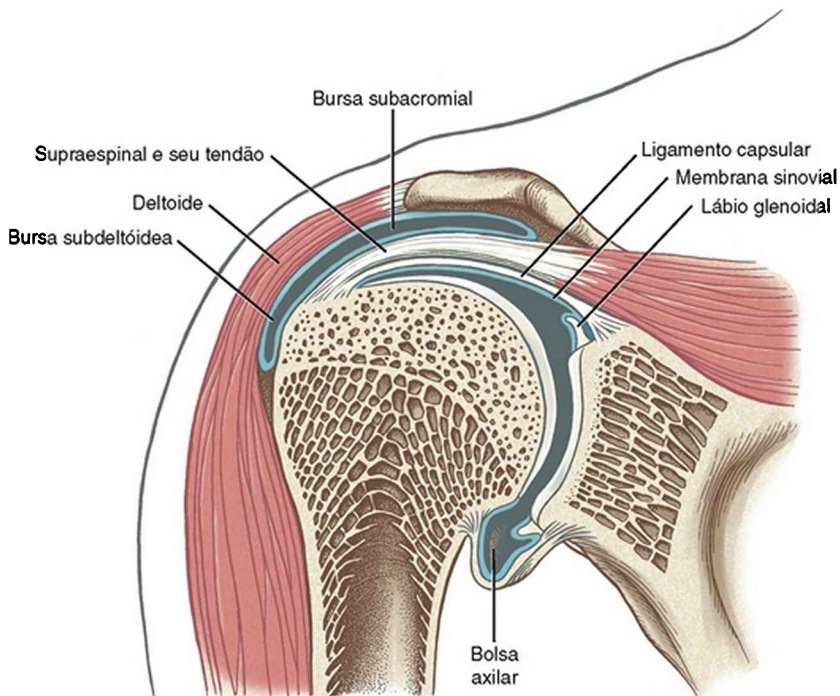
Lesões ou desconexões do lábio glenoidal são também comuns ao longo da borda anterior-inferior da cavidade glenoide.<sup>74,193</sup> Normalmente essa região do lábio está firmemente conectada à banda anterior do ligamento capsular inferior.<sup>29</sup> Como descrito previamente, a frouxidão excessiva ou rasgos nessa porção da cápsula podem conduzir a deslocamentos anteriores recorrentes da cabeça umeral.<sup>170</sup> Uma translação anterior rápida da cabeça umeral pode criar forças que danifiquem a cápsula adjacente anterior-inferior e o lábio glenoidal. O lábio ou a cápsula adjacente desgastados ou parcialmente rasgados que resultam desse processo podem criar um círculo vicioso de grande instabilidade da articulação GU anterior e episódios mais frequentes de estresse nessa região. O tratamento conservador do lábio glenoidal desconectado ou rasgado é frequentemente sem sucesso, especialmente se o ombro estiver também instável mecanicamente. O reparo cirúrgico é necessário na maioria das vezes, seguido de um programa pós-operatório específico de reabilitação.<sup>156,208</sup>

## ARCO CORACOACROMIAL E BURSA ASSOCIADA

O *arco coracoacromial* é formado pelo ligamento coracoacromial e o processo do acrômio da escápula (Fig. 5-26). O *ligamento coracoacromial* se insere entre a margem anterior do acrômio e a borda lateral do processo coracoide.

O arco coracoacromial forma o “teto” funcional da articulação GU. O espaço entre o arco coracoacromial e a cabeça umeral subjacente foi mencionado anteriormente no capítulo como *espaço subacromial*. Em um adulto saudável, o espaço subacromial mede aproximadamente 1 cm de altura.<sup>157,189</sup> O espaço subacromial, muito relevante clinicamente, contém o músculo e o tendão supraespinal, a bursa subacromial, a cabeça longa do bíceps e parte da cápsula superior.

Múltiplas *bolsas de bursa* existem separadas em torno do ombro. Algumas das bolsas são extensões diretas da membrana sinovial da articulação GU, como a bursa subescapular, enquanto outras são estruturas separadas. Todas estão situadas em regiões onde forças friccionais significativas se desenvolvem, como entre tendões, cápsula e osso, músculo e ligamento ou dois músculos adjacentes. Duas importantes bolsas de bursa estão localizadas superiormente à cabeça umeral (Fig. 5-29). A *bursa subacromial* se localiza dentro do espaço subacromial acima do músculo supraespinal e abaixo do processo do acrômio. Essa bursa protege os relativamente moles e vulneráveis músculo e tendão supraespinal da superfície rígida abaixo do acrômio. A *bursa subdeltóidea* é uma extensão lateral da bursa subacromial, limitando as forças friccionais entre o deltoide e o tendão supraespinal subjacente e a cabeça umeral.

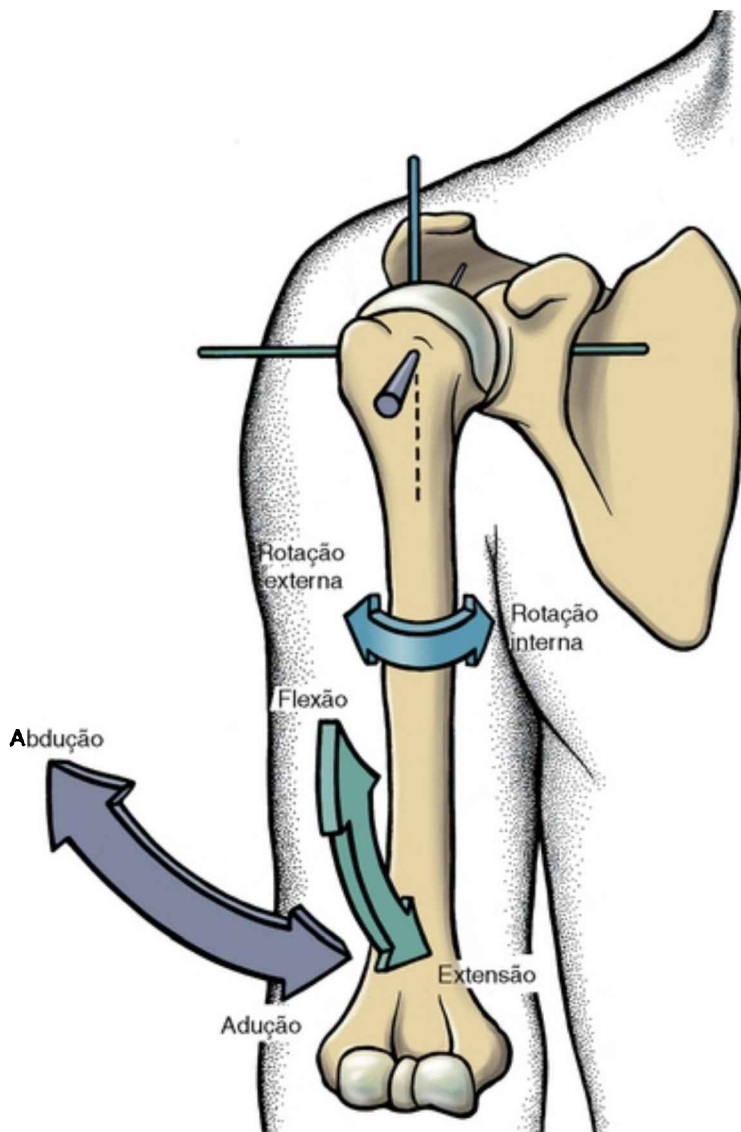


**FIGURA 5-29** Uma visão anterior do plano frontal em secção cruzada da articulação glenoumeral. Note a bursa subacromial e subdeltóidea dentro do espaço subacromial. A bursa e o revestimento sinovial estão representados em azul. Os músculos deltoide e supraespal são também demonstrados.

## CINEMÁTICA

A articulação GU é considerada uma articulação universal porque o movimento ocorre em todos os três graus de liberdade. Os movimentos primários da articulação GU são *flexão e extensão, abdução e adução, rotação interna e externa* (Fig. 5-30). Frequentemente, um quarto movimento é definido na articulação GU: *flexão e extensão horizontal* (também chamada de *adução e abdução horizontal*). O movimento ocorre a partir de uma posição inicial de 90

graus de abdução. O úmero se move anteriormente durante a flexão horizontal e posteriormente durante a extensão horizontal.





---

FIGURA 5-30 A osteocinemática da articulação glenoumeral inclui a abdução e a adução (*roxo*), a flexão e a extensão (*verde*) e a rotação interna e externa (*azul*). Note que cada eixo de rotação está codificado com cores com seu plano de movimento correspondente.

A consideração da amplitude de movimento na articulação GU utiliza a posição anatômica como 0 grau ou ponto de referência neutro. No plano sagital, por exemplo, a flexão é descrita como rotação do úmero anterior à posição de 0 grau. A extensão, pelo contrário, é descrita como rotação posterior do úmero à posição de 0 grau.

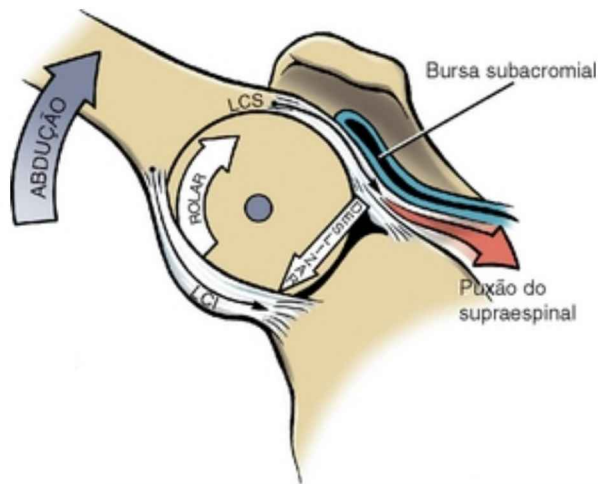
Virtualmente, qualquer movimento proposto da articulação GU envolve o movimento da articulação escapulotorácica, incluindo os movimentos associados nas articulações EC e AC. A discussão seguinte, entretanto, enfoca a cinemática da articulação GU.

### **Abdução e Adução**

A abdução e a adução são tradicionalmente definidas como rotação do úmero no plano frontal em torno do eixo orientado na direção anterior-posterior (Fig. 5-30). Normalmente, uma pessoa saudável tem aproximadamente 120 graus de abdução da articulação GU, embora uma amplitude de valores tenha sido relatada.<sup>5,84,115</sup> A rotação externa da articulação GU naturalmente acompanha a abdução — um ponto facilmente verificável por meio de palpação. Essa rotação externa acompanhante permite que o grande tubérculo do úmero passe posteriormente ao processo do acrômio e, assim, evita que se aperte contra o conteúdo dentro do espaço subacromial, mais notavelmente o tendão supraespinal. A abdução completa

do complexo do ombro exige uma rotação simultânea de aproximadamente 60 graus de rotação para cima da escápula; essas cinemáticas foram previamente apresentadas neste capítulo.

A artrocinemática da abdução envolve a cabeça convexa do úmero rolando superiormente enquanto simultaneamente desliza inferiormente (Fig. 5-31). A artrocinemática de rolar e deslizar ocorre ao longo ou próxima ao diâmetro longitudinal da cavidade glenoide (Fig. 5-24). Com respeito à artrocinemática, a adução é similar à abdução, mas ocorre em uma direção inversa.



**FIGURA 5-31** A artrocinemática da articulação glenoumeral direita durante a abdução ativa. O supraespal é demonstrado contraindo em direção ao rolamento superior da cabeça umeral. O tenso ligamento capsular inferior (LCI) é mostrado suportando a cabeça do úmero como uma rede (veja o texto). Note que o ligamento capsular superior (LCS) permanece relativamente tenso porque o supraespal anexado contraído o puxa. Os tecidos alongados estão representados como setas pretas.

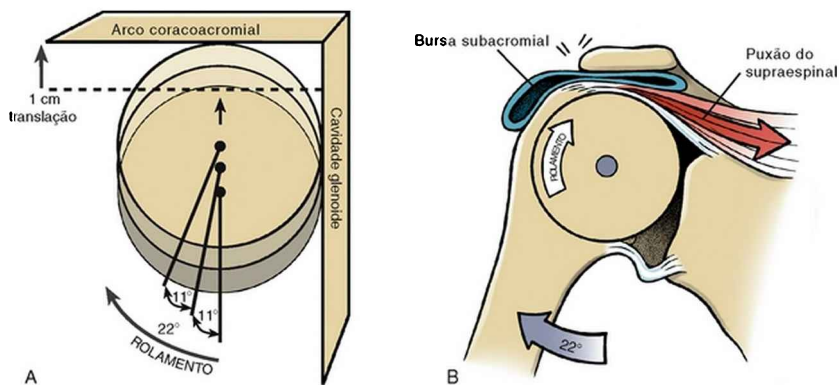
A Figura 5-31 mostra parte do músculo supraespal se fundindo com a cápsula superior da articulação GU. Além de produzir a abdução, a atividade muscular de contração tensiona a cápsula superior, protegendo-a, portanto, de ser pinçada entre a cabeça umeral e a superfície inferior do processo do acrômio. A força muscular também adiciona estabilidade dinâmica à articulação. (A *estabilidade dinâmica* se refere à estabilidade alcançada enquanto a articulação está em movimento.) Conforme a abdução avança, a cabeça umeral proeminente se desenrola e alonga a bolsa axilar do ligamento capsular inferior. A tensão resultante dentro da cápsula inferior age como uma rede ou tipoia que suporta a cabeça do úmero.

### **A Importância da Artrocinemática de Rolar e Deslizar na Articulação Glenoumeral**

A artrocinemática de rolar e deslizar representada na Figura 5-31 é essencial para a amplitude completa da abdução. Lembre-se de que o diâmetro longitudinal da superfície articular da cabeça umeral é quase duas vezes o diâmetro longitudinal da cavidade glenoide. A artrocinemática da abdução demonstra como um rolar e deslizar simultâneo permite que uma ampla superfície convexa role sobre uma superfície côncava muito menor sem escapular da superfície articular.

Sem um deslizamento concorrente inferior suficiente durante a abdução, o rolamento superior da cabeça umeral levará no fim a uma compressão da cabeça contra o arco acromial inflexível. Uma cabeça umeral de tamanho adulto que rola sobre a cavidade glenoide *sem* um deslizamento inferior no mesmo momento irá realizar uma translação

através do espaço subacromial de 10 mm após somente 22 graus de abdução da articulação GU (Fig. 5-32, A). Esta situação irá criar um impacto no tendão do supraespal e na bursa subacromial entre a cabeça do úmero e o arco coracoacromial.<sup>67</sup> Um impacto como esse pode bloquear fisicamente a abdução adicional (Fig. 5-32, B). Medidas *in vivo* em um ombro saudável mostram que, durante a abdução no plano escapular, o centro da cabeça umeral permanece essencialmente estacionário ou pode realizar uma translação superior de somente poucos milímetros.<sup>43,112,135,155,160</sup> O deslizamento inferior concorrente do ponto de contato da cabeça umeral contrabalança a maior parte da tendência inerente da translação superior durante a abdução.



**FIGURA 5-32** A, Um modelo de articulação glenoumeral representado como uma bola do tamanho de uma cabeça umeral típica adulta rolando através de uma superfície aplanada (glenoide). Baseado na hipótese de que a cabeça umeral é uma esfera com uma circunferência de 16,3 cm, a cabeça do úmero irá realizar uma translação para cima 1 cm após um rolamento superior (abdução) de somente 22 graus. Essa magnitude de translação irá fazer com que a cabeça umeral pressione contra o

conteúdo do espaço subacromial. **B**, Representação anatômica do modelo usado em **A**. Note que a abdução *sem* um deslizamento inferior concorrente faz com que a cabeça umeral se impacte contra o arco e bloqueie uma abdução adicional.

Em pessoas saudáveis, o efeito de compensação da artrocinemática de rolar e deslizar em conjunção com uma cápsula inferior flexível contribui para a manutenção de um espaço subacromial normal durante a abdução. Em casos de rigidez excessiva e volume reduzido da bolsa axilar, porém, a cabeça umeral é normalmente forçada para cima numa distância considerável durante a abdução e contra os delicados tecidos dentro do espaço subacromial. Tal compressão não natural e repetida pode danificar e inflamar o tendão supraespinal, a bursa subacromial, a cabeça longa do tendão do bíceps e as partes superiores da cápsula. Com o tempo, essa compressão repetida pode levar a uma condição dolorosa conhecida como *síndrome do impacto subacromial*.<sup>135,147</sup>

### **Flexão e Extensão**

A flexão e a extensão da articulação GU são definidas como a rotação do úmero dentro do plano sagital em torno do eixo de rotação medial-lateral (Fig. 5-33). A artrocinemática envolve principalmente um movimento *giratório* da cabeça umeral em torno da cavidade glenoide. Como mostrado na Figura 5-33, a rotação da cabeça umeral desenha a maior parte das estruturas tensas em torno da cápsula. A tensão dentro da cápsula posterior esticada pode causar uma leve translação anterior do úmero na flexão extrema.<sup>75</sup> No mínimo 120 graus de flexão estão disponíveis na articulação GU. A flexão do

ombro a quase 180 graus inclui uma rotação acompanhante para cima da articulação escapulotorácica.<sup>115</sup>

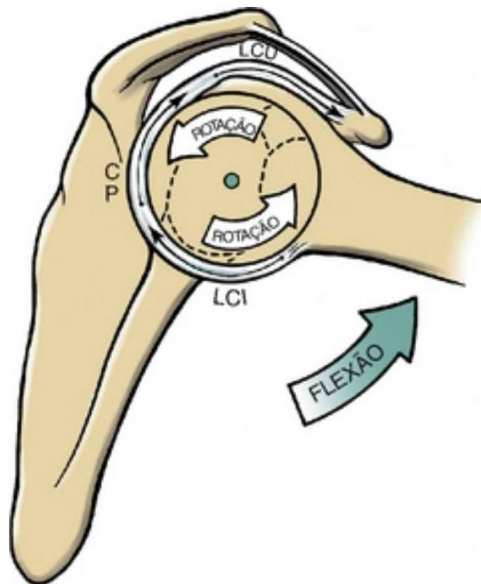


FIGURA 5-33 Visão lateral da flexão no plano sagital da articulação glenoumeral direita. Um ponto na cabeça do úmero é mostrado rodando em torno de um ponto na cavidade glenoide. Estruturas alongadas são mostradas como *setas finas e longas*. CP, cápsula posterior; LCI, ligamento capsular inferior; LCU, ligamento coracoumeral.

A extensão completa do ombro ocorre em uma posição de aproximadamente 65 graus ativamente (e 80 graus passivamente) atrás do plano frontal.<sup>8</sup> Os extremos desse movimento passivo provavelmente estendem os ligamentos capsulares, causando uma leve inclinação anterior da escápula. Este deslizamento anterior pode acentuar a

extensão do alcance para trás.

### Rotação Interna e Externa

A partir da posição anatômica, a rotação interna e externa na articulação GU é definida como uma rotação axial do úmero no plano horizontal (Fig. 5-30). Essa rotação ocorre em torno de um eixo vertical ou longitudinal que corre através da epífise do úmero. A artrocinemática da rotação externa toma lugar sobre os diâmetros transversos da cabeça umeral e da cavidade glenoide (Fig. 5-24). A cabeça umeral simultaneamente rola posteriormente e desliza anteriormente na cavidade glenoide (Fig. 5-34). A artrocinemática para a rotação interna é similar, exceto pela direção do rolar e deslizar ser inversa.

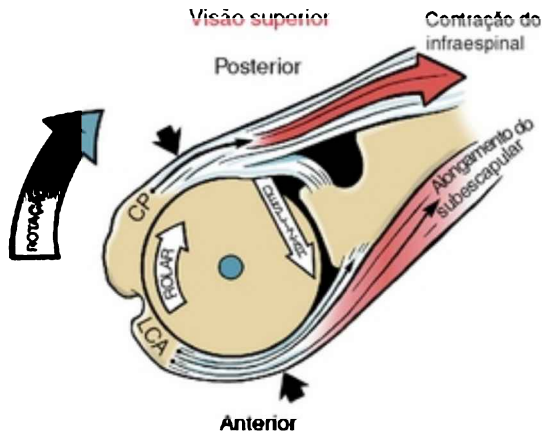


FIGURA 5-34 Vista superior da artrocinemática de rolar e deslizar durante rotação externa ativa na articulação glenoumeral direita. O infraespal é mostrado contraído (*vermelho-escuro*), causando o rolamento posterior do úmero. O músculo subescapular e o ligamento capsular anterior (*LCA*) geram tensão passiva quando alongados. A cápsula posterior (*CP*) é tensionada relativamente por causa do puxão da

contração do músculo infraespinal. As duas setas largas em negrito representam as forças que centralizam e deste modo estabilizam a cabeça umeral durante a rotação externa. Tecidos alongados estão representados como *setas finas e alongadas*.

O movimento simultâneo de rolar e deslizar da rotação interna e externa permite que o diâmetro transversal muito maior da cabeça umeral role sobre uma área de superfície muito menor da cavidade glenoide. A importância desse deslizamento anterior e posterior está evidenciada pelo modelo de retorno da cabeça umeral mostrado na Figura 5-32, A, mas prevendo o rolamento da cabeça umeral sobre o diâmetro transversal da cavidade glenoide. Se, por exemplo, 75 graus de rotação externa ocorrerem através de rolamento posterior *sem* um deslizamento anterior concorrente, a cabeça se desloca aproximadamente 38 mm posteriormente. Essa quantidade de translação desarticula completamente a articulação porque *todo* o diâmetro transversal da cavidade glenoide é de aproximadamente 25 mm (em torno de 1 polegada). Normalmente, entretanto, a rotação externa completa resulta em somente 1 a 2 mm de translação posterior do centro da cabeça umeral, demonstrando que uma “compensação” por deslizamento anterior acompanha o rolamento posterior.<sup>75</sup>

A partir de uma posição de adução, são possíveis aproximadamente 75 a 85 graus de rotação interna e 60 a 70 graus de rotação externa, mas pode haver muita variação. Em uma posição de 90 graus de abdução, a amplitude de movimento da rotação externa geralmente aumenta até quase 90 graus. Independentemente da posição na qual essas rotações ocorram, há normalmente alguns movimentos associados na articulação



escapulotorácica. A partir da posição anatômica, as rotações interna e externa completas do ombro incluem variados graus de protração e retração escapular, respectivamente.

Assim como com todos os movimentos da articulação GU, a artrocinemática específica depende do plano exato de osteocinemática. Como descrito previamente, a partir da posição anatômica, as rotações interna e externa estão associadas à artrocinemática de rolar e deslizar. A rotação da articulação GU a partir de uma posição de aproximadamente 90 graus de abdução, todavia, exige primariamente um movimento de rotação entre um ponto na cabeça umeral e a cavidade glenoide. Ser capaz de visualizar a relação entre a osteocinemática e a artrocinemática em uma articulação possibilita uma construção mental útil para tratamento e avaliação dos pacientes. Essas relações estão resumidas na Tabela 5-2.

**TABELA 5-2** Resumo das Relações Cinemáticas na Articulação Glenoumeral

Osteocinemática	Plano de Movimento/Eixo de Rotação	Artrocinemática
Abdução e adução	Plano frontal próximo/eixo de rotação anterior-posterior	Rolar e deslizar ao longo do diâmetro longitudinal da articulação
Rotação externa e interna	Plano horizontal/eixo	Rolar e deslizar ao longo do diâmetro

	vertical de rotação	transverso articular
Flexão e extensão, rotação interna e externa (em 90 graus de abdução)	Plano sagital próximo/eixo de rotação medial-lateral próximo	Principalmente um giro entre a cabeça umeral e a cavidade glenoide

### **ENFOQUE ESPECIAL 5-5 A “Centralização Dinâmica” da Cabeça Umeral: uma Interação Importante entre a Cápsula e os Músculos do Manguito Rotador**

Durante todos os movimentos voluntários na articulação glenoumeral (GU), forças dos músculos ativados do manguito rotador exercem um papel muito importante no fornecimento de estabilidade dinâmica à articulação GU. Forças de músculos ativados se combinam com as forças passivas de ligamentos capsulares alongados para manter a cabeça umeral na posição própria na cavidade glenoide. A estabilidade dinâmica na articulação GU conta fortemente com a interação dessas forças ativas e passivas, particularmente em razão da incongruência natural e da falta de conteúdo ósseo da articulação. A Figura 5-34 destaca um exemplo de um mecanismo de estabilização dinâmica durante a rotação externa ativa. O infraespinal (um dos quatro músculos do manguito rotador) é contraído para produzir torque de rotação externa ativa na articulação GU. Uma vez que o infraespinal se conecta parcialmente à cápsula posterior, sua contração ativa limita a quantidade de frouxidão produzida nessa estrutura.<sup>88</sup> A manutenção de uma tensão de baixo nível relativamente regular no interior da cápsula posterior, combinada com a natural rigidez do músculo ativado, ajuda a estabilizar a face posterior da articulação durante a rotação externa ativa. Em um ombro saudável, a face

anterior da articulação é também estabilizada durante a rotação externa ativa. A tensão passiva no músculo subescapular esticado, no ligamento capsular glenoumeral médio e no ligamento coracoumeral adiciona rigidez à cápsula anterior. Logo, forças são geradas em ambos os lados da articulação durante a rotação externa ativa, servindo para estabilizar e centralizar a cabeça umeral contra a cavidade glenoide.<sup>41</sup>

Uma cápsula articular excessivamente firme pode interferir com a eficácia do processo de centralização descrito anteriormente. Por exemplo, durante a rotação externa ativa (como mostrado na Fig. 5-34), uma cápsula anterior excessivamente firme pode criar uma força passiva grande que posicione a cabeça umeral muito posteriormente. Esse mecanismo pode descentralizar a cabeça umeral relativamente à glenoide, criando áreas de contato anormais dentro da articulação. Alternativamente (e provavelmente de forma mais comum), durante a rotação interna ativa, uma cápsula posterior excessivamente dura pode deslocar a cabeça umeral muito anteriormente. Essa situação é um possível fator associado à instabilidade da articulação GU e à síndrome do impacto subacromial.<sup>111,122,192</sup>

## **Cinemática Geral da Abdução do Ombro: Estabelecendo os Seis Princípios Cinemáticos do Complexo do Ombro**

Até este ponto, o estudo da artrologia do ombro estava focado principalmente na cinemática isolada de várias articulações ou nas ligações dentro do complexo do ombro. A próxima discussão e final resume a cinemática por toda a região, com um enfoque em como os ossos e articulações

contribuem para a abdução ativa completa. Essa discussão irá destacar seis princípios cinemáticos relacionados à abdução ativa completa do ombro mostrados de forma altamente mecânica na Figura 5-35. Quando realizada de maneira natural e sem dor, a abdução normalmente indica uma sequência cinemática ideal através do complexo do ombro. O entendimento de como as articulações do complexo trabalham juntas permite ao terapeuta apreciar como danos em uma parte do complexo afetam outras partes. Essa compreensão serve como um importante fundamento para a avaliação eficaz e o tratamento do ombro.

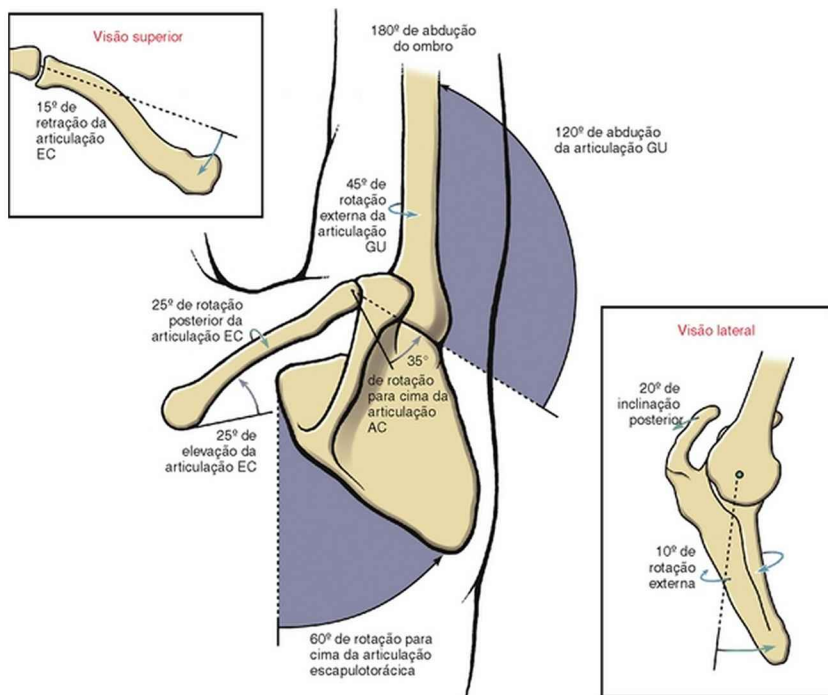


FIGURA 5-35 Vista posterior do complexo do ombro direito após o braço ser abduzido a 180 graus. Os 60 graus de rotação

para cima da articulação escapulotorácica e os 120 graus de abdução da articulação glenoumeral (GU) estão sombreados em roxo. As inserções adicionais contidas nas caixas destacam as visões lateral e superior das cinemáticas selecionadas da clavícula e da escápula, respectivamente. Todos os valores numéricos são escolhidos a partir de uma ampla variação de estimativas citadas através de múltiplas fontes de literatura (veja o texto). Os valores cinemáticos reais variam consideravelmente entre pessoas e estudos.

## RITMO ESCAPULOUMERAL

O estudo mais amplamente citado da cinemática da abdução do ombro foi publicado por Inman e colegas em 1944.<sup>84</sup> Esse trabalho clássico enfocou a abdução do ombro no plano frontal. Dados desse estudo foram coletados usando-se radiografias bidimensionais e, curiosamente, gravando-se o movimento de pinos inseridos dentro dos ossos do ombro de um indivíduo vivo. Esse antigo estudo estabelece o pano de fundo da maioria dos estudos subsequentes sobre a cinemática do ombro.

Em um ombro saudável, existe um ritmo ou *timing* cinemático natural entre a abdução glenoumeral e a rotação escapulotorácica para cima. Inman popularizou o termo “ritmo escapulotorácico” explicando essa relação cinemática. Ele registrou que, após 30 graus de abdução, esse ritmo permaneceu marcadamente constante, ocorrendo em uma razão de 2:1: para cada 3 graus de abdução do ombro, 2 graus de abdução da articulação GU e 1 grau de rotação para cima na articulação escapulotorácica. O primeiro princípio cinemático da abdução do ombro estabelece que, baseando-se no ritmo escapuloumeral geral de 2:1, um arco completo de 180

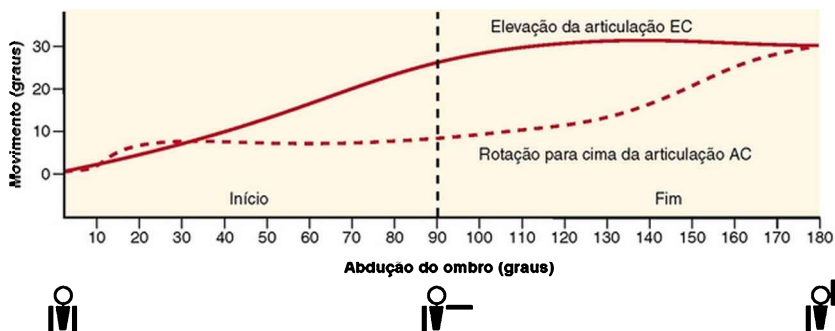
graus de abdução é o resultado de simultâneos 120 graus de abdução da articulação GU e 60 graus de rotação escapulotorácica para cima (veja dois arcos roxos na principal ilustração da Fig. 5-35).

Uma quantidade significativa de pesquisas sobre o ritmo escapuloumeral tem sido publicada desde o clássico trabalho *in vivo* de Inman. A maioria desses estudos usou métodos menos invasivos, incluindo radiografia, goniometria, fotografia, cinematografia e, mais recentemente, fluoroscopia, imagem por ressonância magnética e equipamentos de monitoração eletromecânica ou eletromagnética.\* Os ritmos escapuloumerais publicados variam de acordo com cada estudo, variando de 1,25:1 a 1,9:1 — ritmos relativamente próximos à razão de 2:1 relatada por Inman.\* As variações no ritmo escapuloumeral refletem diferenças na técnica de mensuração, no número de dimensões gravadas e na quantidade da carga externa. Apesar das diferentes proporções registradas na literatura, a proporção clássica de 2:1 de Inman permanece um axioma valioso para a avaliação da abdução do ombro. Ela é simples de lembrar e ajuda a conceitualizar a relação geral entre o movimento umeral e o escapular considerando-se os 180 graus completos de abdução do ombro.

## **ARTICULAÇÕES ESTERNOCLAVICULAR E ACROMIOCLAVICULAR DURANTE A ABDUÇÃO COMPLETA**

A rotação para cima da escápula durante a abdução completa é um dos componentes essenciais da cinemática do ombro. O que dita o caminho completo da escápula,

porém, são as cinemáticas combinadas nas articulações EC e AC.<sup>84,115</sup> Essas cinemáticas estão demonstradas na Figura 5-36, com base em dados coletados de um sujeito realizando ativamente 180 graus de abdução de ombro no plano frontal. Embora o gráfico anterior represente somente uma das muitas possíveis expressões cinemáticas nas articulações EC e AC durante a abdução, ele apresenta de maneira apropriada o próximo princípio cinemático. O segundo princípio cinemático da abdução estabelece que a rotação da escápula para cima de aproximadamente 60 graus durante uma abdução completa do ombro é o resultado da elevação simultânea da clavícula na articulação EC combinada com a rotação para cima da escápula na articulação AC. Os movimentos angulares precisos que cada articulação contribui para a rotação escapular para cima são difíceis de documentar com certeza. Principalmente por questões técnicas, a cinemática na articulação EC tem sido mais extensivamente estudada quanto a essa questão. Inman relatou que a articulação EC se eleva 30 graus durante a abdução de 180 graus no plano frontal.<sup>84</sup> Em contraste, Ludewig e colaboradores relataram uma média de somente 6 a 10 graus de elevação clavicular; entretanto, seus dados foram coletados durante um arco de abdução mais limitado.<sup>110,115</sup> Dados mais definitivos são necessários sobre as contribuições relativas das articulações EC e AC para a rotação escapular para cima através de toda a amplitude de abdução do ombro. Está claro, porém, que cada articulação contribui significativamente para o movimento escapular, como destacado na ilustração principal da Figura 5-35.



**FIGURA 5-36** Gráfico mostrando o relacionamento entre a elevação na articulação esternoclavicular (EC) e a rotação para cima da articulação acromioclavicular (AC) durante a abdução completa do ombro. Os 180 graus de abdução são divididos em fases inicial e final.

*(Redesenhado a partir de dados de Inman VT, Saunders M, Abbott LC:*

*Observações sobre a função da articulação do ombro, J Bone Joint Surg Am 26:1, 1944.)*

O terceiro princípio cinemático da abdução estabelece que a clavícula se retrai na articulação EC durante a abdução completa do ombro. Lembre-se de que, na posição anatômica, a clavícula se localiza em posição aproximadamente horizontal, uns 20 graus posterior ao plano frontal (Fig. 5-4, A). Durante a abdução do ombro, a clavícula se retrai aproximadamente outros 15 graus (Fig. 5-35, inserção no topo à esquerda). É curioso que essas cinemáticas tenham sido relatadas durante a abdução ativa e passiva.<sup>62,123,125,194</sup> A retração da clavícula ajuda a articulação AC a posicionar a escápula dentro do plano horizontal de maneira ideal.<sup>110,115,174</sup>

O quarto princípio cinemático da abdução estabelece que, durante a abdução completa, a escápula inclina posteriormente e roda externamente (Fig. 5-35, inserção



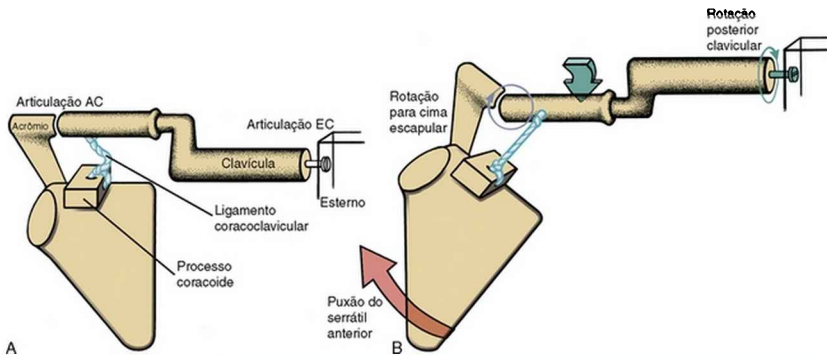
inferior direita). (Embora esses termos cinemáticos tenham sido descritos previamente na Figura 5-19, A, para a articulação AC, eles são frequentemente usados na literatura para descrever o movimento total da escápula relativamente ao tórax.) A magnitude da inclinação posterior e da rotação externa da escápula varia amplamente e é determinada pela cinemática combinada das articulações EC e AC.<sup>115,169,199</sup> Em repouso na posição anatômica, a escápula está inclinada anteriormente a cerca de 35 graus (i.e., no plano escapular; Fig. 5-4, B). Conforme a abdução do ombro procede, a escápula primariamente se inclina posteriormente pelo movimento da articulação AC. A rotação externa da escápula durante a abdução completa, embora relativamente leve e variável, ocorre como uma rotação *global* baseada em movimentos nas articulações EC e AC. De acordo com Ludewig e colegas, a articulação AC realmente roda internamente durante a abdução do ombro.<sup>115</sup> Qualquer rotação interna potencial da escápula normalmente é compensada, contudo, por uma grande magnitude de rotação na articulação EC. Como resultado, a escápula normalmente se submete a uma inclinação externa global, embora o osso ainda esteja inclinado anteriormente no plano escapular. É importante compreender que a magnitude e o padrão desses movimentos escapulares variam consideravelmente entre os estudos.\* Mas, eles são importantes e funcionam movendo o arco coracoacromial *para longe* da cabeça umeral que avança. Muitos sugerem que a inclinação posterior e a rotação externa global da escápula ajudem a preservar o volume do espaço subacromial durante a abdução.\* Estes movimentos podem limitar a

probabilidade de impacto das estruturas no espaço subacromial, reduzindo, portanto, o estresse mecânico na cápsula do ombro e nos músculos do manguito rotador.<sup>116</sup>

O quinto princípio cinemático da abdução estabelece que a clavícula roda posteriormente em torno de seu próprio eixo. Esse movimento foi descrito anteriormente neste capítulo como um dos movimentos primários da articulação EC (Fig. 5-13). Apesar de mensurações reais serem raras, a literatura relata 20 a 35 graus de rotação clavicular, dependendo do plano e da quantidade de abdução do ombro (Fig. 5-35, ilustração principal).<sup>84,110,115,194</sup> Os dados mostram consistentemente que a maior parte da rotação ocorre relativamente tarde na amplitude da abdução.

O mecanismo que dirige a rotação posterior da clavícula se baseia numa combinação de cinemáticas multiarticulares interessantes e forças transferidas do músculo aos ligamentos. A Figura 5-37, A, mostra de forma altamente diagramática o relativamente frouxo ligamento coracoclavicular em repouso na posição anatômica. Nas fases adiantadas da abdução do ombro, a escápula começa a rodar para cima na articulação AC, esticando o relativamente tenso ligamento coracoclavicular (Fig. 5-37, B). A inabilidade desse ligamento em se alongar significativamente restringe a rotação para cima adicional nesta articulação. A tensão dentro do ligamento alongado é transferida para a região do tubérculo conoide da clavícula, um ponto posterior ao eixo longitudinal do osso. A aplicação dessa força roda posteriormente a clavícula em forma de manivela. Essa rotação posiciona a inserção clavicular do ligamento coracoclavicular mais próxima ao processo coracoide, descarregando o ligamento levemente

e permitindo que a escápula continue em seus graus finais de rotação para cima. Inman<sup>84</sup> descreve esse mecanismo como “uma característica fundamental do movimento do ombro” e, sem esse movimento, a abdução completa do ombro não é possível. Ludewig e colegas relatam que a rotação posterior da clavícula está mecanicamente acoplada com a inclinação posterior da articulação AC — movimentos que são essenciais para a abdução do ombro em amplitude total.<sup>110</sup>



**FIGURA 5-37** A mecânica da rotação posterior da clavícula direita é mostrada. **A**, Em repouso e em posição anatômica, as articulações acromioclavicular (AC) e esternoclavicular (EC) são mostradas com o ligamento coracoclavicular representado por uma corda afrouxada. **B**, Conforme o músculo serrátil anterior roda a escápula para cima, o ligamento coracoclavicular se torna tenso. A tensão criada dentro do ligamento esticado roda a clavícula como uma manivela em direção posterior, permitindo que a articulação AC rode para cima completamente.

O sexto princípio cinemático da abdução estabelece que o úmero naturalmente roda externamente durante a

abdução do ombro (Fig. 5-35, ilustração principal).<sup>115</sup> Como estabelecido anteriormente, a rotação externa permite que o tubérculo maior passe posterior ao acrômio, evitando um impacto potencial do conteúdo do espaço subacromial. Stokdijk e colegas mostraram diferentes razões de rotação externa para elevação umeral baseadas em um plano específico de elevação.<sup>181</sup> A abdução pura no plano frontal tem uma proporção maior (*i.e.*, maior rotação externa por grau de abdução) do que a abdução no plano escapular. A quantidade de rotação externa que acompanha a abdução ativa completa do ombro não é conhecida com certeza, mas provavelmente está entre 25 a 55 graus de extensão.

#### ENFOQUE ESPECIAL 5-6 Abdução do Ombro no Plano Frontal em Comparação ao Plano Escapular

A abdução do ombro no plano frontal é frequentemente usada como o movimento representativo para avaliar a função do ombro como um todo. Apesar do seu uso comum, esse movimento não é muito natural. A abdução do ombro no plano escapular (aproximadamente 35 graus anterior ao plano frontal) é um movimento mais natural e geralmente permite maior elevação do úmero do que a abdução no plano frontal puro.<sup>3</sup> Além disso, a abdução no plano escapular parece menos acoplada mecanicamente a uma rotação externa obrigatória.<sup>181</sup> Isso pode ser demonstrado pelo exemplo a seguir. Tente abduzir seu ombro maximamente no plano frontal puro enquanto conscientemente evita qualquer rotação externa acompanhante. A dificuldade ou a inabilidade em completar os extremos desse movimento resulta em parte do grande tubérculo do úmero comprimir os conteúdos do espaço

subacromial contra um pequeno ponto no arco coracoacromial (Fig. 5-38, A).<sup>212</sup> Para a conclusão natural da abdução total no plano frontal, a rotação externa do úmero deve estar combinada com o esforço de abdução. Isso garante que o tubérculo maior proeminente desobstrua a borda superior da superfície abaixo do acrômio.

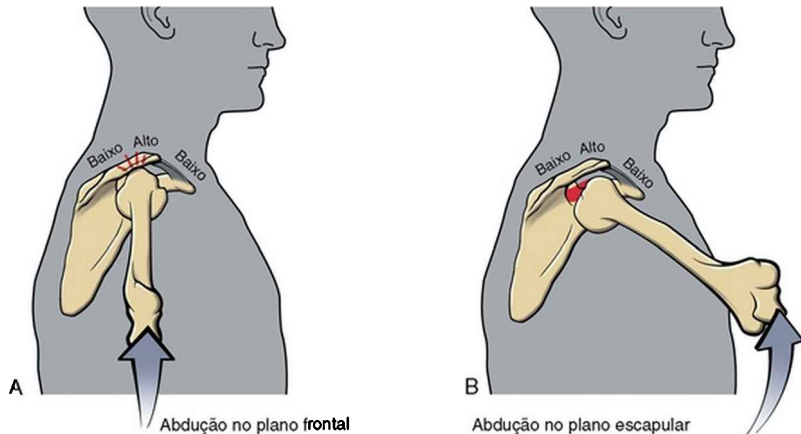


FIGURA 5-38 Visão lateral da articulação glenoumeral direita comparando a abdução do úmero em **A**, no plano frontal verdadeiro e **B**, no plano escapular. Tanto em **A** quanto em **B**, a cavidade glenoide está orientada no plano escapular. Os relativos pontos alto e baixo do arco coracoacromial também estão destacados. A linha da força do supraespal é mostrada em **B**, tendo seu curso abaixo do arco coracoacromial.

Depois, abduza completamente seu braço no plano escapular. Esse movimento de abdução pode normalmente ser realizado com grande facilidade e com menor rotação externa, ao menos nas amplitudes iniciais a médias do movimento do ombro. O impacto é evitado porque a abdução no plano escapular posiciona o ápice do tubérculo maior abaixo do ponto relativamente alto do arco coracoacromial (Fig. 5-38, B).

A abdução no plano escapular também permite que a cabeça umeral naturalmente retrovertida se encaixe mais diretamente dentro da cavidade glenoide. As conexões proximais e distais do músculo supraespalhal estão posicionadas ao longo de uma linha reta. Essas diferenças mecânicas entre o plano frontal e o plano escapular de abdução devem ser consideradas durante a avaliação e o tratamento de pacientes com disfunção do ombro, particularmente se houver suspeita de impacto subacromial.

Os seis princípios cinemáticos associados à abdução completa do ombro estão resumidos no Quadro 5-1. Esses princípios devem fornecer um guia geral para organização e destaque da cinemática através das múltiplas articulações do ombro. As magnitudes reais e os padrões de movimento associados a cada princípio irão certamente variar para cada pessoa ou estudo. Essa variabilidade reflete a natural variabilidade associada ao movimento humano, que é causada por diferentes métodos de estudo do assunto.<sup>187</sup>

#### **QUADRO 5-1** Seis Princípios Cinemáticos Associados à Abdução Completa do Ombro

**Princípio 1:** Baseando-se em um ritmo escapuloumeral geral de 2:1, a abdução ativa do ombro de aproximadamente 180 graus ocorre como resultado de 120 graus de abdução da articulação glenoumral (GU) e 60 graus de rotação para cima escapulotorácica simultâneos.

**Princípio 2:** Os 60 graus de rotação para cima da escápula durante a abdução completa do ombro são resultado de uma elevação simultânea na articulação esternoclavicular (EC) combinada com a rotação para cima na articulação

acromioclavicular (AC).

**Princípio 3:** A clavícula se retrai na articulação EC durante a abdução do ombro.

**Princípio 4:** A escápula se inclina posteriormente e roda externamente durante a abdução completa do ombro.

**Princípio 5:** A clavícula roda posteriormente em torno do seu próprio eixo durante a abdução do ombro.

**Princípio 6:** A articulação GU roda externamente durante a abdução do ombro.

# **INTERAÇÃO MÚSCULO E ARTICULAÇÃO**

---

## **Inervação dos Músculos e Articulações do Complexo do Ombro**

### **INTRODUÇÃO AO PLEXO BRAQUIAL**

Toda a extremidade superior recebe sua inervação principalmente por meio do *plexo braquial* — uma consolidação do ramo ventral das raízes nervosas de C<sup>5</sup> a T<sup>1</sup> (Fig. 5-39). O plano anatômico básico do plexo braquia é o seguinte: as raízes nervosas de C<sup>5</sup> e C<sup>6</sup> formam o tronco superior, C<sup>7</sup> forma o tronco médio e C<sup>8</sup> e T<sup>1</sup> formam o tronco inferior. Os troncos percorrem uma curta distância antes de formar as subdivisões anteriores ou posteriores. As subdivisões então se reorganizam em três cordões (lateral, posterior e medial), nomeadas de acordo com sua relação com a artéria axilar. As cordas finalmente se dividem nos chamados nervos principais, como o ulnar, mediano, radial, axilar etc.



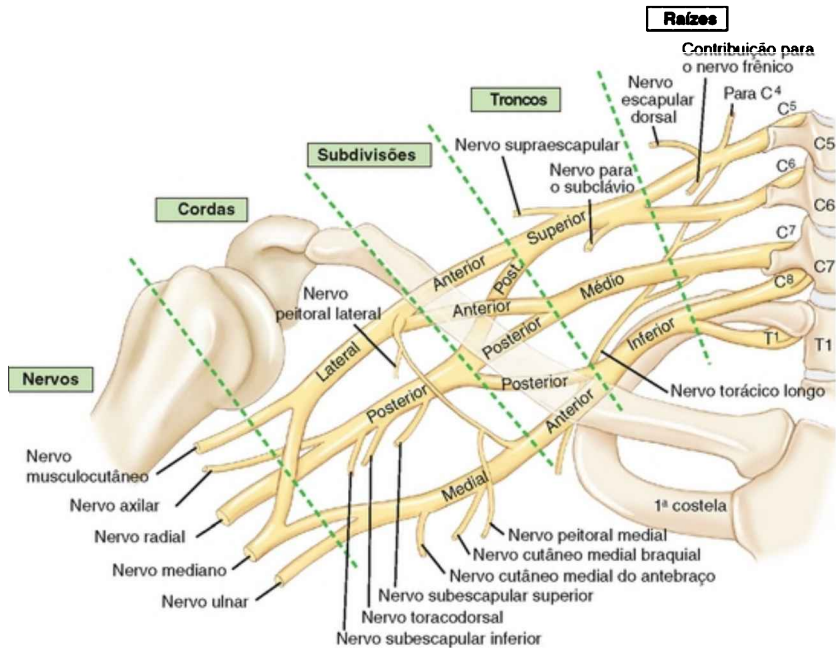


FIGURA 5-39 O plexo braquial.

## INERVAÇÃO MUSCULAR

A maioria dos músculos que dirigem o complexo do ombro recebe sua inervação motora de duas regiões do plexo braquial: (1) nervos que se ramificam a partir do cordão posterior, como os nervos axilar, subescapular e o toracodorsal e (2) nervos que se ramificam a partir dos segmentos mais proximais do plexo braquial, como os nervos escapular dorsal, torácico longo, peitoral e supraescapular. Esta informação está resumida na Tabela 5-3. Uma exceção a esse esquema de inervação é o músculo

trapézio, que é inervado principalmente pelo XI nervo craniano, com menor inervação motora e sensorial das raízes nervosas dos nervos cervicais superiores.<sup>178</sup>

**TABELA 5-3 Nervos que Fluem a Partir do Plexo Braquial e Inervam os Principais Músculos do Ombro**

<b>Nervo</b>	<b>Relação no Plexo Braquial</b>	<b>Relação(s) Nervosa(s) Primária(s)</b>	<b>Músculos Supridos</b>
Axilar	Cordão posterior	C <sup>5</sup> , C <sup>6</sup>	Deltoide e redondo menor
Toracodorsal (subescapular médio)	Cordão posterior	C <sup>6</sup> , C <sup>7</sup> , C <sup>8</sup>	Latíssimo do dorso
Subescapular superior	Cordão posterior	C <sup>5</sup> , C <sup>6</sup>	Fibras superiores do subescapular
Subescapular inferior	Cordão posterior	C <sup>5</sup> , C <sup>6</sup>	Fibras inferiores do subescapular e redondo maior
Peitoral lateral	No cordão lateral ou próximo a ele	C <sup>5</sup> , C <sup>6</sup> , C <sup>7</sup>	Peitoral maior e ocasionalmente o peitoral menor
Peitoral medial	No cordão medial ou próximo a ele	C <sup>5</sup> , T <sup>1</sup>	Peitoral maior (cabeça esternocostal) e peitoral menor
Supraescapular	Tronco superior	C <sup>5</sup> , C <sup>6</sup>	Supraespal e infraespal
Subclávio	Tronco superior	C <sup>5</sup> , C <sup>6</sup>	Subclávio
Escapular dorsal	Raiz nervosa de C <sup>5</sup>	C <sup>5</sup>	Romboide maior e menor, elevador da escápula*
Torácico longo	Proximal aos troncos	C <sup>5</sup> , C <sup>6</sup> , C <sup>7</sup>	Serrátil anterior

Nota: As principais raízes nervosas espinais que contribuem para cada nervo estão listadas.  
\*Também inervado pelas raízes nervosas de C<sup>6</sup> e C<sup>7</sup> do plexo braquial.

Como referência, as raízes nervosas principais que suprem os músculos da extremidade superior estão listadas no Apêndice II, Parte A. Adicionalmente, o Apêndice II, Partes B a D, inclui materiais de referência que podem ajudar com a avaliação clínica do estado funcional das raízes nervosas de C<sup>5</sup> a T<sup>1</sup> e alguns nervos principais do membro superior.

## **INERVAÇÃO SENSORIAL DAS ARTICULAÇÕES**

A articulação esternoclavicular recebe inervação sensorial

(aférente) das raízes nervosas de C<sup>3</sup> e C<sup>4</sup> do plexo cervical.<sup>178</sup> As articulações acromioclavicular e glenoumeral recebem inervação sensorial por meio das raízes nervosas de C<sup>5</sup> e C<sup>6</sup> pelos nervos supraescapular e axilar.<sup>63</sup>

## **Ação dos Músculos do Ombro**

A maioria dos músculos do complexo do ombro se encaixa em uma de duas categorias funcionais: estabilizadores proximais ou mobilizadores distais. Os estabilizadores proximais são músculos que se originam na coluna, nas costelas e no crânio e se inserem na escápula e na clavícula. Exemplos desses músculos são o serrátil anterior e o trapézio. Os mobilizadores distais consistem em músculos que se originam na escápula e na clavícula e se inserem no úmero ou no antebraço. Exemplos de dois mobilizadores distais são os músculos deltoide e bíceps braquial. Como será descrito subseqüentemente, a função ideal do complexo do ombro exige uma interação entre os estabilizadores proximais e os mobilizadores distais. Por exemplo, para o deltoide gerar um torque de abdução eficaz na articulação glenoumeral, a escápula deve estar firmemente estabilizada contra o tórax pelos músculos serrátil anterior e trapézio. Em casos de paralisia do músculo serrátil anterior, por exemplo, o músculo deltoide

será incapaz de expressar sua função completa de abdução. Exemplos clínicos adicionais desse importante conceito estão apresentados neste capítulo.

As conexões distais e proximais e o suprimento nervoso dos músculos do complexo do ombro estão listados no Apêndice II, Parte E.

### **Principais Músculos que Agem na Articulação Escapulotorácica**

#### **Elevadores**

- Parte ascendente do músculo trapézio
- Levantador da escápula
- Romboides

#### **Depressores**

- Parte descendente do músculo trapézio
- Latíssimo do dorso
- Peitoral menor
- Subclávio

#### **Protradores**

- Serrátil anterior

#### **Retradores**

- Parte transversa do músculo trapézio
- Romboides
- Parte descendente do músculo trapézio

### Rotadores para cima

- Serrátil anterior
- Parte ascendente do músculo trapézio e inferior

### Rotadores para baixo

- Romboides
- Peitoral menor

## Músculos da Articulação Escapulotorácica

Os músculos da articulação escapulotorácica estão categorizados de acordo com suas ações como elevadores ou depressores, protradores ou retratores, ou rotadores para cima e para baixo. Alguns músculos agem na articulação escapulotorácica indiretamente, conectando-se com a clavícula ou o úmero.

### ELEVADORES

Os músculos responsáveis pela elevação da articulação escapulotorácica são a *parte ascendente do músculo trapézio*, o *levantador da escápula* e, em menor extensão, o *romboide*

(Fig. 5-40).<sup>34</sup> Funcionalmente, esses músculos suportam a postura da cintura escapular (escápula e clavícula) e extremidade superior. Embora variável, a postura ideal da cintura escapular incorpora uma escápula levemente elevada e relativamente retraída, com a cavidade glenóide virada levemente para cima. A parte ascendente do músculo trapézio, por sua inserção na extremidade lateral da clavícula, fornece excelente potência de alavanca em torno da articulação EC para manutenção dessa postura ideal.

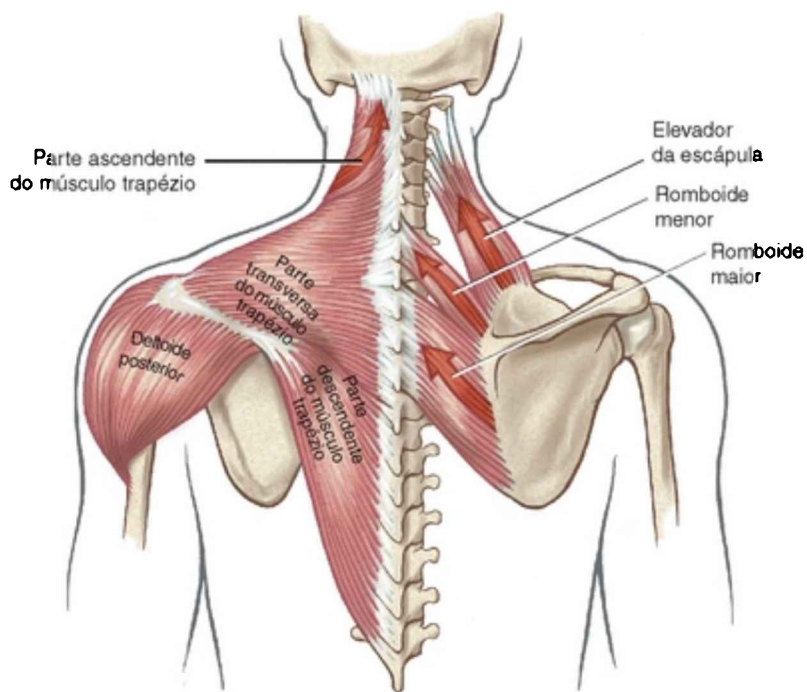
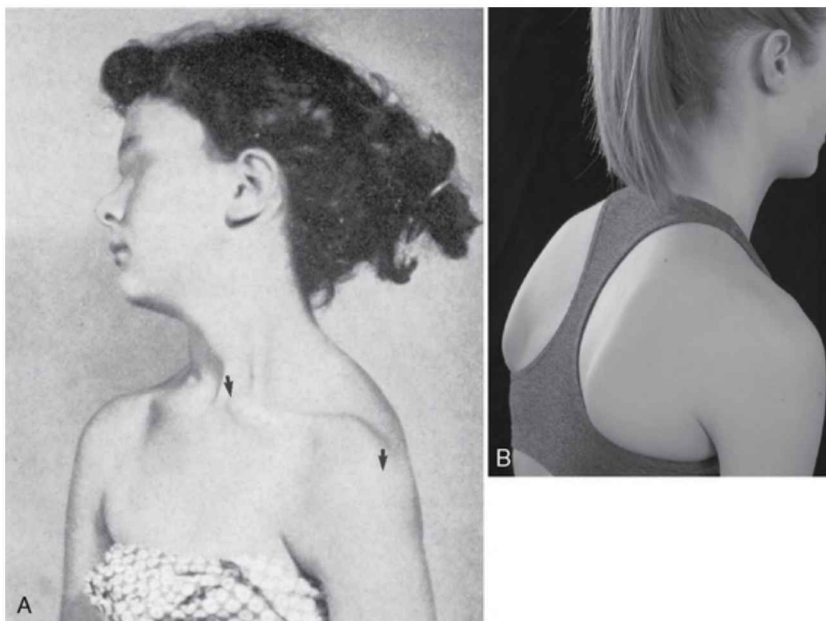


FIGURA 5-40 Visão posterior mostrando a parte ascendente

do músculo trapézio, o elevador da escápula, o romboide maior e o romboide menor como elevadores da articulação escapulotorácica. Partes do deltoide médio, do deltoide posterior e da parte transversa do músculo trapézio e inferior estão também ilustradas.

Várias patologias podem causar a diminuição do suporte muscular na cintura escapular. Por exemplo, a paralisia isolada da parte ascendente do músculo trapézio pode ocorrer a partir de lesão no nervo acessório espinal (XI nervo craniano) ou na sequênciada pólio (um vírus que afeta as células dos nervos motores).<sup>148</sup> Mais habitualmente, porém, todos os elevadores da articulação escapulotorácica podem estar enfraquecidos ou paralisados após um acidente vascular ou por uma doença como a distrofia muscular. Independentemente da patologia, a perda do suporte muscular da cintura escapular permite que a gravidade seja a força dominante na determinação da postura de repouso da articulação escapuloumeral. Tal postura tipicamente inclui uma escápula deprimida, protraída e excessivamente rodada para baixo. Com o tempo, essa postura pode produzir lesão por estresse em outras estruturas localizadas dentro da região do ombro. A Figura 5-41, A, mostra a postura de uma menina com paralisia da parte ascendente do músculo trapézio esquerdo causada pelo vírus da pólio.<sup>17</sup> Com o tempo, a clavícula deprimida resulta em deslocamento superior da

articulação EC (veja setas na extremidade medial da clavícula na Fig. 5-41, A). Conforme a extremidade lateral é abaixada, a extremidade medial é forçada para cima por causa da ação do fulcro da primeira costela abaixo. O corpo da clavícula deprimido pode comprimir os vasos subclávios e parte do plexo braquial.



**FIGURA 5-41** Exemplos de postura anormal da articulação escapulotorácica. **A**, Fotografia de uma menina com paralisia da parte ascendente do músculo trapézio esquerdo causada pelo vírus da pólio. Tal exemplo de paralisia muscular isolada foi relativamente comum durante a epidemia de pólio nos Estados Unidos no meio do século XX. As *pequenas setas* indicam o estresse secundário sobre as articulações esternoclavicular (EC) e glenoumeral (GU). **B**, Fotografia de uma jovem mulher



saudável, com a postura de “ombros caídos” sem déficit neurológico. A proeminência das bordas mediais e ângulos inferiores da escápula dão pistas sobre a postura escapular geral.

*(A modificado de Brunnstrom S: Muscle testing around the shoulder girdle, J Bone Joint Surg Am 23: 263, 1941.)*

Outra consequência da paralisia de longa duração da parte ascendente do músculo trapézio é um deslocamento inferior (ou subluxação) da articulação GU (veja seta abaixo da extremidade lateral da clavícula na Fig. 5-41, A). Lembre-se da discussão anterior sobre a estabilidade estática da articulação GU ser mantida em parte pela cabeça umeral sendo segurada firmemente contra o plano inclinado da cavidade glenoide (Fig. 5-28, A). Com a paralisia de longa duração do trapézio, a cavidade glenoide perde sua posição rodada para cima, permitindo que o úmero deslize inferiormente. O puxão para baixo imposto pela gravidade em um braço não amparado pode estressar os ligamentos capsulares na articulação GU e eventualmente conduzir a um deslocamento irreversível. Essa complicação é frequentemente observada em pessoas com hemiplegia flácida, que podem necessitar de uma tipóia para suporte externo do braço.

Os parágrafos prévios destacam exemplos de postura escapular anormal ocorrendo a partir de uma patologia relativamente extrema envolvendo denervação e

subsequente paralisia muscular. Exemplos menos extremos, porém, são comuns em muitos ambientes clínicos, muitas vezes envolvendo pessoas que não têm histórico de patologia muscular ou neurológica. Por exemplo, a Figura 5-41, B, caracteriza uma mulher jovem e saudável com a postura clássica de “ombros curvados”. Ambas as escápulas estão levemente deprimidas, rodadas para baixo e protraídas. A princípio, essa postura pode levar a um estresse biomecânico nas articulações EC e GU similar (mas normalmente bem menos danoso) ao descrito na garota com paralisia muscular real. Como evidenciado pela posição da borda medial e ângulo inferior na jovem da Figura 5-41, B, ambas as escápulas estão também rodadas internamente e inclinadas anteriormente — posturas que predis põem a impacto dos tecidos dentro do espaço subacromial.<sup>14</sup> A postura escapular anormal em pessoas neurologicamente intactas pode ser causada por ou estar associada a fatores do hospedeiro, incluindo lassidão dos tecidos conectivos, fadiga ou fraqueza muscular, rigidez da cápsula articular GU, postura cervicotorácica anormal ou simplesmente hábitos ou humor. É frequentemente difícil atribuir a postura anormal da escápula a qualquer causa mecânica específica.

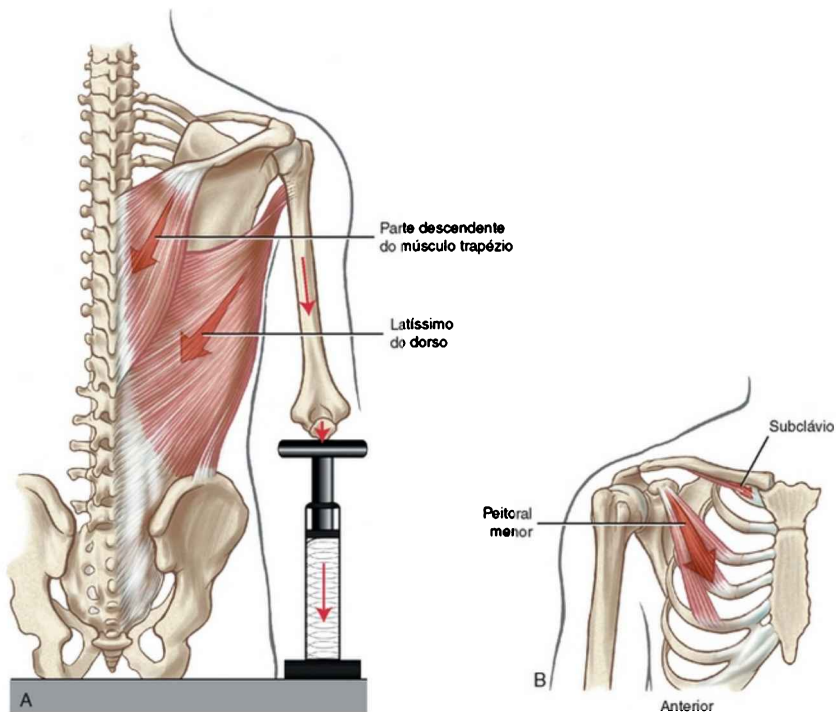
Independentemente da causa subjacente ou da severidade da postura anormal da articulação

escapulotorácica, está claro que esse fenômeno afeta a biomecânica de todo o complexo do ombro.<sup>94</sup> A inspeção clínica do ombro deve sempre incluir uma análise do suporte dado pelos músculos que elevam a articulação escapulotorácica. O tratamento para melhorar a postura escapulotorácica anormal pode variar dependendo da causa subjacente. Em casos leves, a condição pode ser melhorada por fortalecimento ou alongamento de músculos selecionados combinado com aumento da consciência do problema postural por parte do paciente.

## DEPRESSORES

A depressão da articulação escapulotorácica é realizada pela *parte descendente do músculo trapézio*, pelo *latíssimo do dorso*, pelo *peitoral menor* e o *subclávio* (Fig. 5-42).<sup>163</sup> O pequeno músculo subclávio age indiretamente na escápula puxando inferiormente a clavícula. A linha subclávia paralela próxima de força com o corpo da clavícula sugere que esse músculo tem uma função importante na compressão e, portanto, na estabilização da articulação EC. A parte descendente do músculo trapézio e o peitoral menor agem diretamente na escápula. O latíssimo do dorso, porém, deprime a cintura escapular indiretamente, principalmente puxando o úmero inferiormente. A força gerada pelos músculos depressores pode ser direcionada

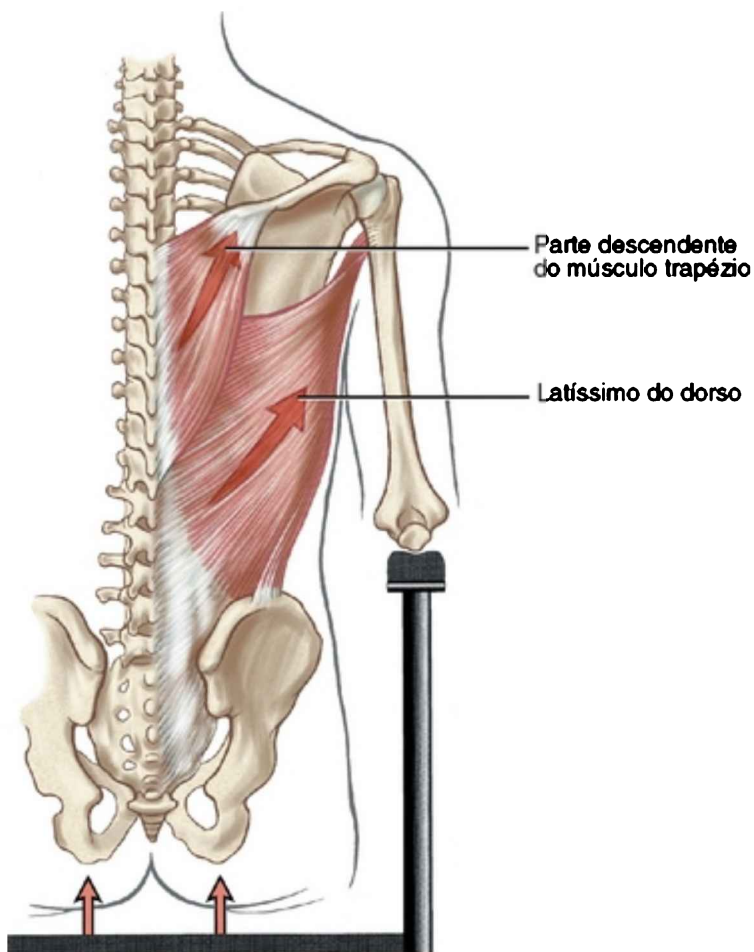
através da escápula e extremidade superior e aplicada contra algum objeto, como a mola mostrada na Figura 5-42, A. Uma ação como essa pode aumentar todo o comprimento funcional da extremidade superior.



**FIGURA 5-42** A, Visão posterior da parte descendente do músculo trapézio e do latíssimo do dorso deprimindo a articulação escapulotorácica. Esses músculos são puxados para baixo contra a resistência fornecida pelo mecanismo de mola. B, Visão anterior do peitoral menor e do subclávio durante a mesma atividade descrita em A.

Se o braço está fisicamente bloqueado para a

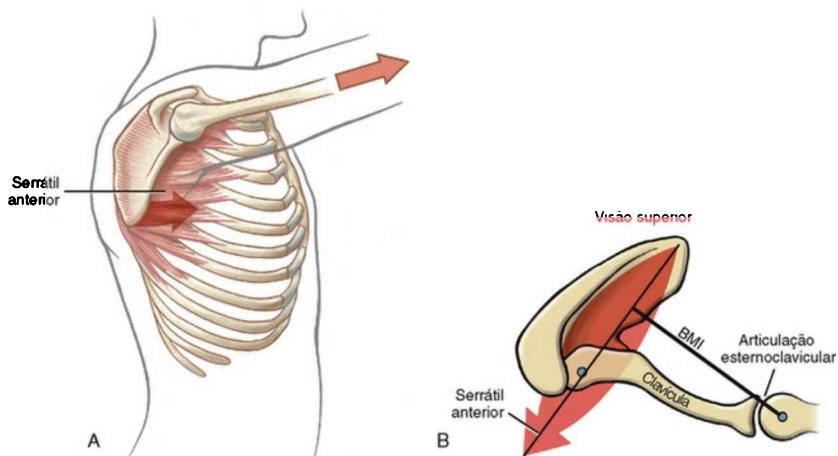
depressão, a força dos músculos depressores pode levantar o tórax relativamente à escápula e ao braço fixado. Essa ação somente pode ocorrer se a escápula estiver mais estabilizada em relação ao tórax. Por exemplo, a Figura 5-43 mostra uma pessoa sentada em uma cadeira de rodas usando os depressores escapulotorácicos para aliviar a pressão de contato nos tecidos superficiais das tuberosidades dos ísquios. Com o braço segurando firmemente contra o apoio de braço da cadeira de rodas, a contração da parte descendente do músculo trapézio e do latíssimo do dorso puxa o tórax e a pelve *para cima* em direção à escápula fixada. Esse é um movimento muito útil especialmente para pessoas com quadriplegia e falta de força de tríceps suficiente para elevar o peso do corpo através da extensão do cotovelo. Essa habilidade de parcialmente descarregar o peso do tronco e da parte inferior do corpo é também um componente muito importante para a transferência entre a cadeira de rodas e a cama.



**FIGURA 5-43** A parte descendente do músculo trapézio e o latíssimo do dorso são mostrados indiretamente elevando as tuberosidades isquiáticas para longe do assento da cadeira de rodas. A contração destes músculos eleva o segmento da pelve e do tronco para cima em direção ao segmento da escápula e do braço fixados.

## **PROTRADORES**

O serrátil anterior é o protrador principal na articulação escapulotorácica (Fig. 5-44, A). Esse extenso músculo tem excelente potência de alavanca para protração em torno do eixo vertical de rotação da articulação EC (Fig. 5-44, B). A força da protração escapular é geralmente transferida através da articulação GU e é empregada para as atividades de empurrar para frente e alcançar. Pessoas com fraqueza no serrátil anterior têm dificuldade na realização de movimentos de empurrar para a frente. Nenhum outro músculo pode fornecer esse efeito de protração adequadamente na escápula.



**FIGURA 5-44** O músculo serrátil anterior direito. A, Esse extenso músculo passa anterior à escápula para se conectar ao longo de todo o comprimento da sua borda medial. A linha muscular de força é mostrada protraindo a escápula e o braço em um movimento de empurrar para a frente ou alcançar. As fibras que se inserem próximo ao ângulo inferior podem auxiliar

com a depressão escapulotorácica. **B**, Uma visão superior da cintura escapular direita mostrando o torque de protração produzido pelo serrátil anterior. A força do torque de protração é principalmente o resultado da força muscular multiplicada pelo braço de momento interno (BMI) originado no eixo vertical de rotação da articulação esternoclavicular. O eixo vertical de rotação é também mostrado na articulação acromioclavicular.

Outra ação importante do serrátil anterior é exagerar a fase final da flexão de braço\* padrão em pronação. A fase inicial da flexão de braço é realizada primariamente pela musculatura do tríceps e do peitoral. Após os cotovelos estarem completamente estendidos, porém, o peito pode ser elevado mais em relação ao chão através de uma protração deliberada por ambas as escápulas. Esse componente final da flexão de braço é realizado principalmente pela contração do serrátil anterior. Bilateralmente, os músculos elevam o tórax em direção às escápulas fixadas e estabilizadas. Essa ação do serrátil anterior chamada de “adicional da flexão de braço” pode ser visualizada por meio da rotação da Figura 5-44, A, a 90 graus no sentido do relógio e revertendo a direção da seta sobre o serrátil anterior. Tal movimento coloca demandas específicas ao serrátil anterior e, portanto, é frequentemente incorporado a exercícios para fortalecimento desse músculo importante.<sup>40,50,95,114,141</sup>

## **RETRATORES**



A *parte transversa do músculo trapézio* tem uma linha de força ótima para retrair a escápula (Fig. 5-45). Os músculos *romboides* e a *parte descendente do músculo trapézio* funcionam como retratores secundários. Todos os retratores estão particularmente ativos durante as atividades de puxar, como montanhismo e remo. Esses músculos fixam a escápula ao esqueleto axial.

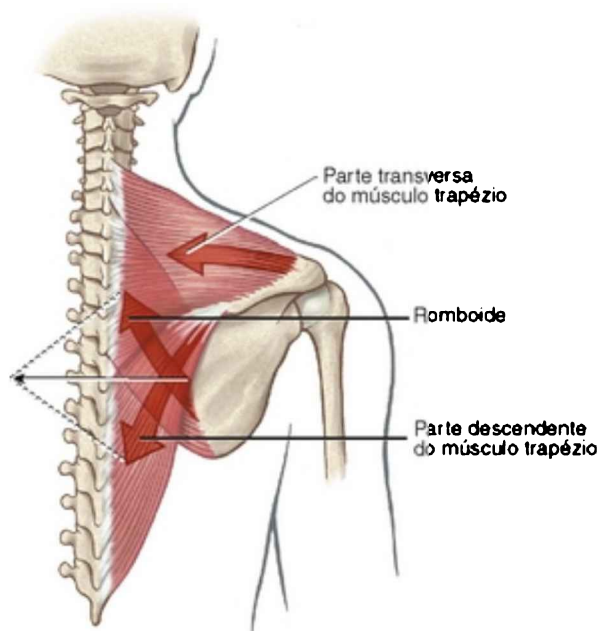


FIGURA 5-45 Visão posterior da parte transversa do músculo trapézio, da parte descendente do músculo trapézio e dos romboides cooperando para retrair a articulação escapulotorácica. As linhas pontilhadas da força tanto do romboide quanto da parte descendente do músculo trapézio se combinam para produzir uma força de retração única, mostrada

como uma seta fina e reta.

Os retratores secundários são um excelente exemplo de como os músculos podem compartilhar ações similares mas também funcionar como antagonistas diretos um para o outro. Durante um esforço de retração vigoroso, a tendência de elevação do romboide é neutralizada pela tendência de depressão da parte descendente do músculo trapézio. As linhas de forças de ambos os músculos se combinam, porém, para produzir a retração pura (Fig. 5-45).

A paralisia completa do trapézio e, em menor extensão, do romboide reduz significativamente o potencial de retração das escápulas. A escápula tende a “flutuar” levemente para a protração como resultado da ação parcial da não oposição da protração do músculo serrátil anterior.<sup>17</sup>

## **ROTADORES PARA CIMA E PARA BAIXO**

Os músculos que realizam a rotação para cima e para baixo da articulação escapulotorácica são discutidos a seguir no contexto do movimento do ombro como um todo.

## **Músculos que Elevam o Braço**

O termo “elevação” do braço descreve o movimento ativo

de trazer o braço sobre a cabeça sem especificar o plano exato de movimento. A elevação do braço é realizada pelos músculos que tipicamente se definem segundo três grupos: (1) músculos que elevam (*i.e.*, abduzem ou flexionam) o úmero na articulação GU; (2) músculos escapulares que controlam a rotação para cima da articulação escapulotorácica; e (3) músculos do manguito rotador que controlam a estabilidade dinâmica e a artrocinemática na articulação GU.

### Músculos Principalmente Responsáveis pela Elevação do Braço

#### **Músculos da articulação glenoumeral**

- Deltoide anterior e médio
- Supraespinal
- Coracobraquial
- Bíceps (cabeça longa)

#### **Músculos da articulação escapulotorácica**

- Serrátil anterior
- Trapézio

#### **Músculos do manguito rotador**

- Supraespinal

- Infraespinal
- Redondo menor
- Subescapular

## MÚSCULOS QUE ELEVAM O BRAÇO NA ARTICULAÇÃO GLENOUMERAL

Os principais músculos que abduzem a articulação GU são o *deltoide anterior*, o *deltoide médio* e o *supraespinal* (Fig. 5-46). A elevação do braço por toda a flexão é realizada principalmente pelo *deltoide anterior*, pelo *coracobraquial* e pela *cabeça longa do bíceps braquial* (Fig. 5-47).

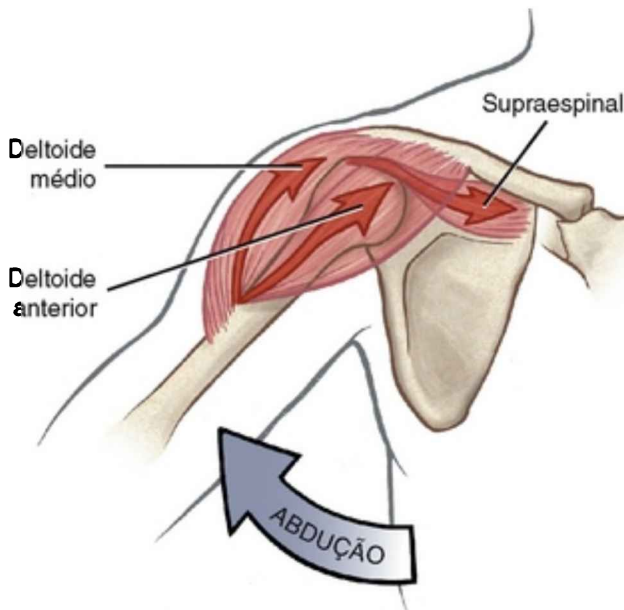


FIGURA 5-46 Visão anterior mostrando deltoide médio,

deltoide anterior e supraespinal como abdutores da articulação glenoumeral.

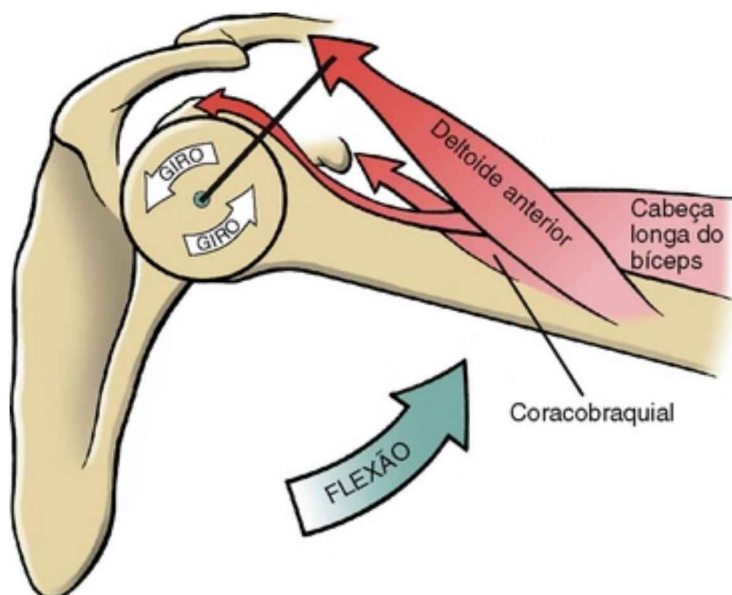


FIGURA 5-47 Visão lateral do deltoide anterior, do coracobraquial e da cabeça longa do bíceps flexionando a articulação glenoumeral no plano sagital puro. O eixo medial-lateral de rotação é mostrado no centro da cabeça umeral. Um braço de momento interno é mostrado apenas na interseção da linha de força do deltoide anterior.

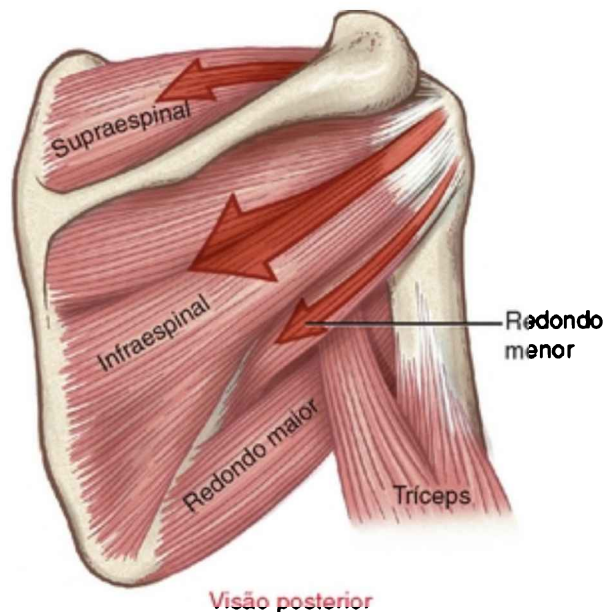
As linhas de força do deltoide médio e do supraespinal são similares durante a abdução do ombro. Ambos os músculos são ativados no início da elevação, alcançando um nível máximo próximo a 90 graus de abdução.<sup>98</sup> Durante a abdução, ambos os músculos ajudam a estabilizar a cabeça umeral dentro da concavidade

funcional formada pela cápsula inferior da articulação.<sup>1,96,106</sup> O deltoide médio e o supraespinal possuem um braço de momento relativamente significativo para a abdução, variando de 1 a 3 cm durante a maior parte da amplitude de movimento.<sup>99,109,200</sup>

Os músculos deltoide e supraespinal contribuem com partes iguais do torque total de abdução na articulação GU.<sup>80</sup> Com o deltoide paralisado, o músculo supraespinal é geralmente capaz de abduzir completamente a articulação GU, embora o torque de abdução esteja reduzido. Com o supraespinal paralisado ou com a ruptura do tendão, a abdução completa é frequentemente difícil ou não é possível por causa da artrocinemática alterada na articulação GU. A abdução ativa completa não é possível com paralisia tanto do deltoide quanto do supraespinal.

Pesquisas demonstraram que as fibras superiores extremas dos músculos infraespinal e subescapular têm um braço de momento limitado para abduzir a articulação GU.<sup>64,109</sup> Isso ocorre porque as fibras superiores desses músculos passam levemente superiores ao eixo de rotação articular anterior-posterior (Figs. 5-51 e 5-52). Apesar de esses músculos serem considerados somente abdutores secundários, eles desempenham um papel primário no estabelecimento da estabilização dinâmica e na direção da artrocinemática articular, funções descritas mais tarde

nesta seção.



**FIGURA 5-51** Visão posterior do ombro direito mostrando a ativação dos músculos supraespal, infraespal e redondo menor. Note que as inserções distais desses músculos se misturam dentro da articulação glenoumeral e reforçam os aspectos posterior e superior articulares. O redondo maior e partes das cabeças longa e lateral do tríceps braquial também estão ilustrados.

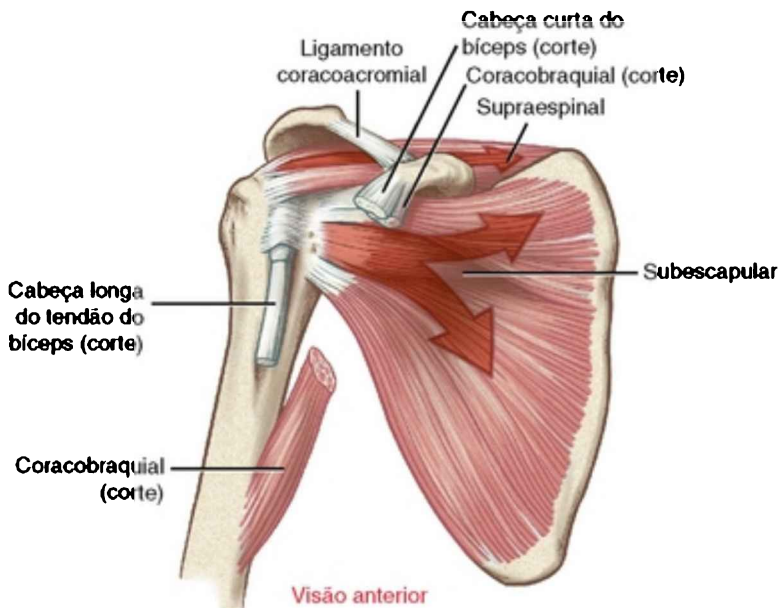


FIGURA 5-52 Visão anterior do ombro direito mostrando o músculo subescapular se fundindo com a cápsula anterior da articulação glenoumeral antes de se conectar ao tubérculo menor do úmero. O subescapular é mostrado com setas divergentes, refletindo duas direções principais das fibras. O supraespal, o coracobraquial, o tendão da cabeça longa do bíceps e os ligamentos coracoumeral e coracoacromial também estão destacados.

## ROTADORES PARA CIMA DA ARTICULAÇÃO ESCAPULOTORÁCICA

A rotação para cima da escápula é um componente essencial da elevação do braço. Os principais músculos rotadores para cima são o *serrátil anterior* e as *fibras superiores e inferiores do trapézio* (Fig. 5-48). Esses músculos



conduzem a rotação para cima da escápula e, o que é igualmente importante, fornecem conexões primárias para os mobilizadores mais distais, como o deltoide e os músculos do manguito rotador. Além disso, o serrátil anterior pode inclinar posteriormente e em menor grau rodar externamente a escápula.<sup>46,113,114</sup> (Esses movimentos foram descritos anteriormente neste capítulo como o quarto princípio cinemático da abdução do ombro; revise a Fig. 5-35.) Essas ações secundárias do músculo são explicadas com a ajuda da Figura 5-44. Como notado na Figura 5-44, A, a linha de força das fibras inferiores do serrátil anterior puxa o ângulo inferior da escápula (rodada para cima) para a frente. Embora especulativo, esse puxão para a frente do ângulo inferior, em conjunção com outras forças, deve inclinar a região glenoide da escápula posteriormente. O serrátil anterior também produz um torque de rotação externa na escápula, gerando uma força que passa em um eixo *medial* a vertical da articulação AC (Fig. 5-44, B). Esse torque de rotação externa também ajuda a segurar a borda medial da escápula firmemente contra o tórax. Embora não completamente compreendidas, ambas as ações secundárias previamente mencionadas do serrátil anterior são provavelmente importantes componentes na cinemática geral da rotação para cima da escápula.<sup>116</sup>

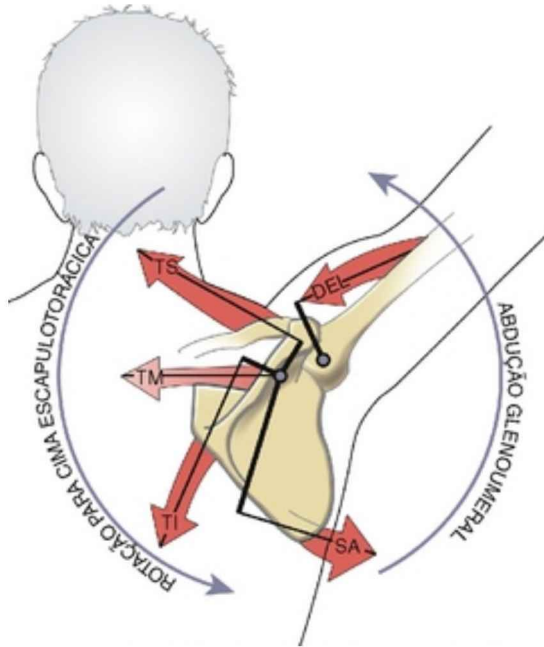


FIGURA 5-48 Visão posterior de um ombro saudável mostrando a interação muscular entre os rotadores para cima da escapulotorácica e abdutores glenoumerais. A abdução do ombro requer um “arco cinético” muscular entre o úmero e o esqueleto axial. Note dois eixos de rotação: o eixo escapular, localizado próximo ao acrômio e o eixo da articulação glenoumeral, localizado na cabeça umeral. Braços de momento internos para todos os músculos são mostrados como linhas escuras. DEL, deltoide e supraespal; TI, parte descendente do músculo trapézio; TM, parte transversa do músculo trapézio; SA, serrátil anterior; TS, parte ascendente do músculo trapézio.

### Interação entre o Trapézio e o Serrátil Anterior durante a Rotação para Cima da Escápula

O eixo de rotação para a rotação para cima escapular está destacado na Figura 5-48 passando em uma direção

anterior-posterior através da escápula. Esse eixo permite um caminho conveniente para analisar o potencial do serrátil anterior e do trapézio em rodar a escápula para cima. O eixo de rotação da rotação para cima da escápula está próximo à raiz da coluna durante a fase inicial da abdução do ombro e perto do acrômio durante a fase final da abdução.<sup>5</sup>

As fibras superiores e inferiores do trapézio, e as fibras inferiores do serrátil anterior formam duas forças para rodar a escápula para cima com eficácia (Fig. 5-48).<sup>49,51</sup> A força dupla roda a escápula na mesma direção de rotação que a abdução do úmero. A mecânica dessa força dupla supõe que a força de cada um dos três músculos age simultaneamente. O puxão das fibras inferiores do serrátil anterior no ângulo inferior da escápula roda a cavidade glenoide para cima e lateralmente. Essas fibras são as mais eficazes rotadoras para cima da força dupla, principalmente devido ao seu maior braço de momento para essa ação.

A parte ascendente do músculo trapézio roda para cima a escápula indiretamente por meio do puxão superior e medial da clavícula.<sup>49</sup> A parte descendente do músculo trapézio roda a escápula para cima, puxando-a inferior e medialmente na raiz da espinha da escápula. A parte descendente do músculo trapézio tem se mostrado

particularmente ativa durante a fase final da abdução do ombro (Fig. 5-49).<sup>6,89</sup> A parte ascendente do músculo trapézio, por comparação, mostra um significativo aumento na ativação EMG no início da abdução do ombro e então continua uma elevação gradual em amplitude por todo o restante da amplitude de movimento. A parte ascendente do músculo trapézio eleva a clavícula por toda a fase inicial da abdução enquanto simultaneamente equilibra o puxão inferior da parte descendente do músculo trapézio durante a fase final da abdução. O músculo serrátil anterior mostra um aumento gradual na amplitude EMG por toda a amplitude de abdução do ombro.

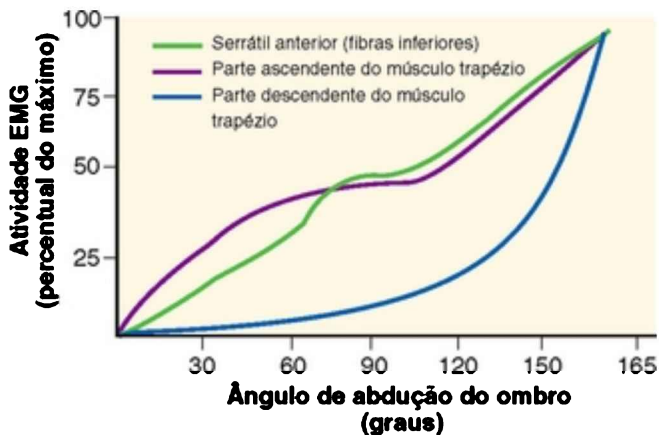


FIGURA 5-49 Padrão de ativação eletromiográfica das partes ascendente e descendente do músculo trapézio e das fibras inferiores do serrátil anterior durante a abdução do ombro no plano escapular.

(Dados de Bagg SD, Forrest WJ: *Electromyographic study of the scapular rotators during arm abduction in the scapula plane*, *Am J Phys Med* 65:111, 1986.)

A parte transversa do músculo trapézio está muito ativa durante a abdução do ombro.<sup>51</sup> Como destacado na Figura 5-48, a linha de força da parte transversa do músculo trapézio corre *através* do eixo de rotação da escápula rodada. Nesse caso, a parte transversa do músculo trapézio é roubada em sua potência de alavanca para contribuir para o torque de rotação para cima. Esse músculo, porém, ainda contribui com uma necessária força de retração na escápula que, junto com os músculos romboides, ajuda a neutralizar o forte efeito de protração do serrátil anterior. A dominância da força global entre a parte transversa do músculo trapézio e o serrátil anterior durante a elevação do braço ajuda a determinar a posição de retração-protração da escápula rodada para cima. Durante a abdução do ombro (especialmente no plano frontal), os retratores escapulares tipicamente dominam, como evidenciado pelo fato de a clavícula (e a escápula ligada) se *retrair* durante a abdução do ombro (revise o princípio cinemático 3 no Quadro 5-1).

Em resumo, durante a elevação do braço, o serrátil anterior e o trapézio controlam a mecânica de rotação escapular para cima. O serrátil anterior tem a maior potência de alavanca para esse movimento. Ambos os

músculos são sinergistas na rotação para cima, mas são agonistas e antagonistas, pois eles opõem e, portanto, limitam parcialmente a protração forte um do outro e seu efeito de retração.

## **Paralisia dos rotadores para cima da articulação escapulotorácica**

### **Paralisia do Trapézio**

A paralisia completa do trapézio normalmente causa dificuldade moderada a marcante em elevar o braço sobre a cabeça. O movimento ainda pode ser realizado tipicamente por meio do arco de movimento completo se o serrátil anterior estiver completamente inervado. A elevação do braço no plano frontal puro é particularmente difícil com a paralisia do trapézio porque essa ação exige que a parte transversa do músculo trapézio gere uma força de retração intensa na escápula.<sup>17</sup>

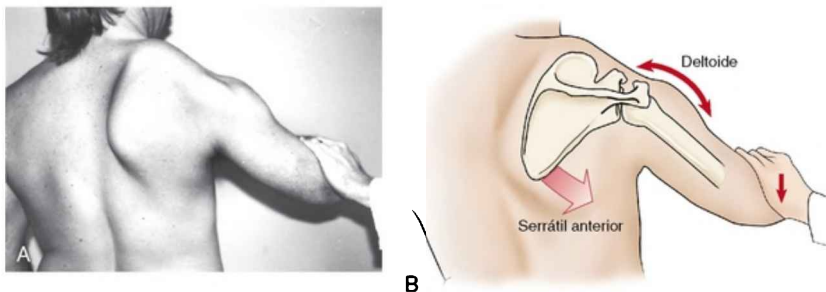
### **Paralisia do Serrátil Anterior**

A paralisia do músculo serrátil anterior causa uma interrupção significativa na cinesiologia normal do ombro. A incapacidade pode ser leve com paralisia parcial, ou profunda com a paralisia completa. A paralisia do serrátil anterior pode ocorrer a partir de uma lesão ao nervo torácico longo, à medula espinal ou às raízes nervosas

cervicais.<sup>180</sup>

Como regra, pessoas com paralisia completa do serrátil anterior têm grande dificuldade de elevar ativamente o braço sobre a cabeça. Essa dificuldade existe mesmo que os músculos trapézio e os abdutores da glenoumeral estejam totalmente inervados. Tentativas de abdução do ombro, especialmente contra resistência, tipicamente resultam em elevação limitada do braço combinada a uma escápula excessivamente rodada para baixo (Fig. 5-50). Normalmente, a contração do serrátil anterior normal roda fortemente a escápula para cima, permitindo então a contração do deltoide médio e do supraespinal para rodar o úmero na mesma direção de rotação da escápula (Fig. 5-48). Em casos de paralisia do serrátil anterior, contudo, a contração do deltoide médio e do supraespinal domina a cinética escapular produzindo uma rotação paradoxal *para baixo* da escápula (e ineficaz). Os movimentos ativos combinados de rotação para baixo da escápula e elevação parcial do braço causam o encurtamento rápido do deltoide e do supraespinal. Como esperado pelas relações força-velocidade e comprimento-tensão do músculo (Cap. 3), o rápido encurtamento desses músculos reduz suas forças máximas potenciais. Essa força potencial reduzida, em conjunção com a posição de rotação para baixo da escápula, reduz tanto a amplitude de movimento quanto a

produção de torque da elevação do braço.



**FIGURA 5-50** A patomecânica da escápula direita após paralisia do serrátil anterior direito causada por uma lesão do nervo torácico longo. **A**, A característica predominante da escápula é sua paradoxal posição rodada para baixo, que pode ser exagerada pela aplicação de resistência contra o esforço de abdução do ombro. Note também que a escápula está anormalmente inclinada anteriormente e internamente rodada. **B**, Análise cinesiológica da posição de extrema rotação para baixo. Sem uma força adequada de rotação para cima do serrátil anterior (*seta mais clara*), a escápula não está apropriadamente estabilizada contra o tórax e não pode resistir ao puxão do deltoide. Subsequentemente a força do deltoide (*seta bidirecional*) causa ações combinadas de rotação para baixo da escápula e elevação parcial (abdução) do úmero.

Uma análise da patomecânica associada à paralisia do serrátil anterior fornece uma lição valiosa sobre a extrema importância cinesiológica desse músculo. Normalmente, durante a elevação do braço, o serrátil anterior produz um torque de rotação para cima surpreendentemente grande na escápula, que deve *exceder* o torque de rotação para



baixo produzido pela ação do deltoide médio e do supraespinal. Adicionalmente, o serrátil anterior deve produzir uma sutil, mas importante, inclinação posterior e um torque de rotação externa para rodar a escápula para cima. Essas ações secundárias se tornam claras quando observamos uma pessoa com paralisia do serrátil anterior, como destacado na Figura 5-50. Além da posição mais óbvia de rotação para baixo, a escápula está também levemente inclinada anteriormente e rodada internamente (o que é evidenciado pelo “alargamento” do ângulo inferior e da borda medial da escápula, respectivamente). Tal postura distorcida é frequentemente mencionada clinicamente como escápula “alada”. Essa posição pode eventualmente causar encurtamento adaptativo do músculo peitoral menor — um antagonista direto do serrátil anterior. A tensão passiva aumentada no peitoral menor pode depois promover uma inclinação anterior e uma posição internamente rodada da escápula.<sup>15</sup>

É surpreendente notar que mesmo uma leve fraqueza no serrátil anterior pode interromper a artrocinemática normal no ombro. Ludewig e Cook estudaram um grupo de trabalhadores que usavam o braço sobre a cabeça diagnosticados com síndrome do impacto subacromial.<sup>111</sup> Foi interessante que, durante tentativas na abdução ativa do ombro, os pesquisadores encontraram uma relação

entre a redução da ativação do serrátil anterior e a cinemática combinada de redução da rotação para cima, redução da inclinação posterior e redução da rotação externa da escápula. Como descrito por todo este capítulo, acredita-se que essa cinemática anormal escapular esteja associada à redução do volume dentro do espaço subacromial. A razão pela qual este músculo irá mostrar fraqueza nesse grupo saudável de trabalhadores manuais não está determinada. Não está claro se o impacto é a causa ou efeito da fraqueza.

## **FUNÇÃO DOS MÚSCULOS DO MANGUITO ROTADOR DURANTE A ELEVAÇÃO DO BRAÇO**

O grupo muscular do manguito rotador inclui o subescapular, o supraespinal, o infraespinal e o redondo menor (Figs. 5-51 e 5-52). Esses músculos mostram significativa atividade EMG quando o braço é elevado sobre a cabeça.<sup>41,98</sup> A atividade EMG reflete principalmente a função desses músculos como reguladores da estabilidade dinâmica articular e controladores da artrocinemática.

### **Reguladores da Estabilidade Dinâmica na Articulação Glenoumeral**

O ajuste frouxo entre a cabeça do úmero e a cavidade

glenoide permite uma extensa amplitude de movimento na articulação GU. A cápsula articular circundante, portanto, deve estar livre de ligamentos espessos e limitantes que iriam restringir o movimento. Como estabelecido anteriormente neste capítulo, a forma anatômica da articulação GU favorece a mobilidade em detrimento da estabilidade. Embora a maioria dos músculos que cruzam o ombro forneça alguma estabilidade dinâmica à articulação GU, o grupo do manguito rotador se distingue nesta capacidade.<sup>198,203</sup> Uma importante concepção do grupo muscular do manguito rotador é compensar a natural frouxidão e propensão à instabilidade da articulação GU. As inserções distais dos músculos do manguito rotador se fundem dentro da cápsula articular GU antes de se inserir no úmero proximal (Figs. 5-51 e 5-52). Esse arranjo anatômico forma um manguito protetor em torno da articulação, se tornando muito rígido quando ativado pelo sistema nervoso. Nenhum outro lugar do corpo faz com que tantos músculos formem parte de uma estrutura íntima periarticular.

Anteriormente neste capítulo foi discutida a função de estabilização dinâmica do músculo infraespinal durante a rotação externa (Fig. 5-34). Essa estabilização dinâmica é uma função essencial de todos os membros do manguito rotador. Forças produzidas principalmente pelo manguito

rotador (e seus anexos dentro da cápsula) não somente rodam ativamente a cabeça umeral, mas também a estabilizam e a centralizam contra a cavidade glenoide.<sup>1,103</sup> A estabilização dinâmica na articulação GU, logo, exige sistemas neuromuscular e musculoesquelético saudáveis. É provável que esses dois sistemas estejam integrados funcionalmente através de receptores sensoriais proprioceptivos localizados dentro dos tecidos conectivos periarticulares da articulação GU.<sup>44,196</sup> Como parte do circuito reflexo, estes tecidos conectivos inervados podem fornecer informações rápidas e importantes aos músculos participantes. Essa informação pode melhorar a habilidade dos músculos em controlar a artrocinemática mesmo no nível subconsciente, assim como fornecer a necessária estabilidade dinâmica. Desafiar tal mecanismo proprioceptivo durante o exercício funcional é um componente respeitado dos programas de reabilitação para pessoas com instabilidade no ombro.<sup>150</sup>

### **Controladores Ativos da Artrocinemática da Articulação Glenoumeral**

No ombro saudável, o manguito rotador controla muito da artrocinemática ativa da articulação GU (Fig. 5-53). A contração do supraespal horizontalmente orientado produz uma força de compressão diretamente dentro da

cavidade glenoide; essa força estabiliza a cabeça umeral firmemente contra a cavidade durante o seu rolamento superior na abdução.<sup>211</sup> As forças de compressão agem na superfície articular aumentando linearmente de 0 a 90 graus de abdução do ombro, alcançando a magnitude de 80% a 90% do peso corporal.<sup>159,186</sup> A área da superfície para dissipação das forças articulares aumenta ao máximo na posição de 60 a 120 graus de elevação do ombro.<sup>175</sup> Esse aumento na área de superfície ajuda, mantendo a pressão em níveis fisiológicos toleráveis.

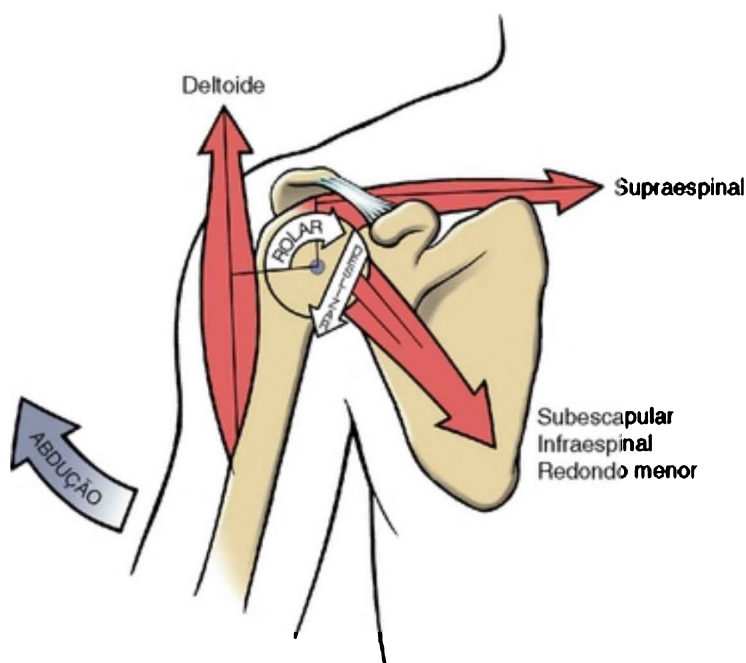


FIGURA 5-53 Visão anterior do ombro direito enfatizando as ações dos músculos do manguito rotador durante a abdução da

articulação GU. O supraespinal rola a cabeça umeral superiormente em direção à abdução enquanto também comprime a articulação para adicionar estabilidade. Os músculos restantes do manguito rotador (subescapular, infraespinal e redondo menor) exercem uma força translacional para baixo na cabeça umeral para contrapor-se a uma translação superior excessiva, especialmente aquela causada por contração do deltoide. Note o momento interno do braço usado pelo deltoide e pelo supraespinal.

O músculo supraespinal horizontalmente alinhado é ideal para direcionar a artrocinemática da abdução. Durante a abdução, a força de contração do músculo rola a cabeça umeral superiormente enquanto simultaneamente serve como um “espaçador” musculotendíneo que restringe qualquer translação contraproducente superior da cabeça umeral.<sup>186,207</sup> Adicionalmente, o restante dos músculos do manguito rotador (subescapular, infraespinal, redondo menor) têm uma linha de força na cabeça umeral durante a abdução (Fig. 5-53).<sup>72,127</sup> A cabeça longa do bíceps também contribui com isso.<sup>154</sup>

É interessante que até forças passivas de músculos sendo alongados durante a abdução, como o latíssimo do dorso e o redondo maior, podem exercer uma força direcionada inferiormente na cabeça umeral.<sup>72</sup> Essas forças passivas podem ajudar a neutralizar parte da contração do deltoide próxima à linha superior de força.<sup>43,155,171</sup>

Sem as fontes citadas anteriormente de forças ativas e

passivas direcionadas inferiormente, a cabeça umeral deve de outra forma se espremer ou impactar contra o arco coracoacromial, bloqueando assim a abdução.<sup>155,161</sup> Essa consequência é muitas vezes observada após a ruptura completa do manguito rotador, especialmente do supraespinal e do infraespinal.<sup>142</sup>

Finalmente, durante a abdução, os músculos infraespinal e redondo menor podem também rodar externamente o úmero, variando os graus para aumentar a liberação entre o tubérculo maior e o acrômio.

**Resumo das Funções dos Músculos do Manguito Rotador no Controle da Artrocinemática da Abdução na Articulação Glenoumeral**

**Supraespinal**

- Conduz o rolamento superior da cabeça umeral
- Comprime a cabeça umeral firmemente contra a cavidade glenoide
- Cria um espaço semirrígido acima da cabeça umeral, restringindo a translação superior excessiva do úmero

**Infraespinal, redondo menor e subescapular**

- Exercem uma força de depressão na cabeça umeral

**Infraespinal e redondo menor**

- Rodam externamente o úmero

## **ENFOQUE ESPECIAL 5-7 Instabilidade do Ombro: um Parecer Final sobre essa Importante Questão Clínica**

Como descrito por todo este capítulo, a manutenção da estabilidade na articulação glenoumeral (GU), que é bastante móvel, exige uma interação única entre mecanismos ativos e passivos. Por muitas razões, esses mecanismos algumas vezes falham, resultando em um ombro instável. A literatura a respeito da classificação, da causa e do tratamento da instabilidade do ombro é inconsistente. Tal inconsistência reflete as múltiplas causas da instabilidade, assim como a expressão clínica altamente variada. Embora seja comum uma sobreposição, muitas autoridades descrevem três tipos de instabilidade do ombro: pós-traumática, não traumática e adquirida.

### **Instabilidade pós-traumática**

Muitos casos de instabilidade do ombro são atribuídos a um evento específico envolvendo um deslocamento traumático da articulação GU.<sup>76</sup> A maioria dos deslocamentos traumáticos ocorre em direção anterior, tipicamente relacionada a uma queda ou uma força de colisão. A patomecânica do deslocamento anterior frequentemente envolve o movimento ou a posição extrema de rotação externa em posição de abdução. Com o ombro nesta posição vulnerável, a força do



impacto pode conduzir a cabeça umeral para fora do lado anterior da cavidade glenoide. Esse deslocamento muitas vezes lesa ou hiperestende os músculos do manguito rotador, ligamentos GU médio e inferior, e a borda anterior-inferior do lábio glenoidal.<sup>138</sup> Rasgos ou lesões combinados dessa parte da cápsula ou do lábio que estão isolados da borda da cavidade glenoide são mencionados como *lesões de Bankart*, nomeados assim devido ao médico que primeiro descreveu a lesão.

Lamentavelmente, devido às lesões associadas do lábio e dos ligamentos capsulares, os deslocamentos pós-traumáticos frequentemente levam a recorrências futuras que frequentemente causam danos adicionais à articulação. Essa probabilidade é muito maior em adolescentes quando comparada com pessoas de meia-idade ou mais velhas.<sup>78</sup> Essa diferença é parcialmente atribuível a mudanças no nível de atividade e no aumento natural da rigidez dos tecidos conectivos periarticulares, que estão associados ao envelhecimento.

Pessoas jovens com deslocamento recorrente muitas vezes não respondem à terapia conservadora, como imobilização, restrição de atividades e exercícios.<sup>76</sup> A cirurgia é comumente considerada necessária, embora as opiniões variem com base na idade do paciente, no nível de atividade, no grau de instabilidade e no histórico de deslocamentos.<sup>7</sup> A cirurgia tipicamente envolve um reparo dos tecidos lesados, frequentemente incluindo técnicas para ajustar as regiões anterior e inferior da cápsula.<sup>2</sup> Essas técnicas podem incluir

uma prega cirúrgica (plicatura) da cápsula. A perda da rotação externa é sempre uma consequência possível do ajuste das estruturas na parte anterior da articulação.

### **Instabilidade não traumática**

Pessoas diagnosticadas com instabilidade não traumática tipicamente exibem lassidão ligamentar excessiva e generalizada por todo o corpo, frequentemente descrita como congênita.<sup>76,206</sup> Esse tipo relativamente infrequente de instabilidade não está normalmente associado a um evento traumático. A instabilidade pode ser unidirecional ou multidirecional, e bilateral. A causa da instabilidade não traumática é pouco entendida e pode envolver vários fatores como:<sup>1\*</sup>

- Displasia óssea
- Cinemática escapular anormal
- Fraqueza, pouco controle ou fadigabilidade aumentada da articulação GU ou dos músculos escapulares
- Intervalo rotador maior que o normal
- Dobras redundantes na cápsula
- Distúrbios neuromusculares
- Frouxidão aumentada nos tecidos conectivos

A instabilidade não traumática tem demonstrado responder favoravelmente à terapia conservadora envolvendo alongamento e exercícios de coordenação.<sup>21,206</sup> Aqueles que não respondem bem à terapia conservadora, porém, podem ser

candidatos a uma operação ou artroscopia de “transformação capsular”.<sup>137</sup> Essa cirurgia envolve um ajustamento da articulação GU por meio de corte seletivo, dobra e sutura de regiões redundantes da cápsula anterior e inferior. No momento da cirurgia, pessoas com instabilidade não traumática têm mostrado ter um número significativo de lesões intra-articulares.<sup>206</sup> Apesar do percentual real de lesões ser mais baixo que o observado em instabilidades traumáticas, esse achado sugere que a frouxidão excessiva — mesmo sem ou com um mínimo histórico de deslocamento real — pode causar dano articular significativo.

#### **Instabilidade adquirida do ombro**

A patomecânica da instabilidade adquirida do ombro está relacionada à hiperextensão e subsequente microtrauma dos ligamentos da cápsula dentro da articulação GU. Essa condição está muitas vezes associada a movimentos do ombro repetitivos e em alta velocidade que envolvem rotação externa e abdução extremas.<sup>76,102,202</sup> Esses movimentos são comuns em esportes de arremesso, natação, tênis e vôlei. Devido à biomecânica da abdução e da rotação externa extrema do ombro (Fig. 5-27), as bandas anterior e inferior do ligamento GU e, em menor extensão, do ligamento médio GU são mais vulneráveis à deformação plástica. Uma vez enfraquecidos por esse processo, os tecidos moles são menos capazes de segurar a cabeça umeral contra a cavidade glenoide.<sup>158</sup> A deformação do tecido conduz a um aumento da frouxidão articular, possivelmente predispondo outras patologias relacionadas ao estresse, como

tendinite (síndrome) do manguito rotador e dano do lábio e da cabeça longa do bíceps.<sup>162</sup> A instabilidade adquirida do ombro tem também sido associada à *síndrome do impacto interna*. Essa forma de impacto ocorre tipicamente na posição de 90 graus de abdução e rotação externa completa, conforme a superfície mais inferior do manguito rotador posterior-superior é pinçada entre o tubérculo maior e a crista adjacente da cavidade glenoide.<sup>20</sup>

O reparo cirúrgico aberto para instabilidade adquirida em atletas que fazem movimentos sobre a cabeça está frequentemente associado a perdas na rotação externa do ombro e relativamente baixo retorno à competição.<sup>12,162,190</sup> O reparo artroscópico é geralmente preferido. Embora variável, esse reparo inclui debridamento do manguito rotador, debridamento ou reparo do lábio glenoidal e plicatura da cápsula anterior.<sup>165</sup>

---

\* Referências 48, 76, 112, 120, 153, 199, 205, 206.

## **ENFOQUE ESPECIAL 5-8 Vulnerabilidade do Supraespinal ao Uso Excessivo**

O músculo supraespinal é um dos músculos mais usados de todo o complexo do ombro. Esse músculo ajuda o deltoide durante a abdução e também fornece estabilidade dinâmica e, às vezes, estática à articulação glenoumeral (GU). Biomecanicamente o supraespinal é submetido a grandes forças

internas, mesmo durante as atividades rotineiras. O músculo tem um braço de momento interno para abdução do ombro de aproximadamente 2,5 cm (aproximadamente 1 polegada).<sup>90</sup> Suportando uma carga na mão a uma distância de 50 cm (aproximadamente 20 polegadas) da articulação GU, cria-se uma vantagem mecânica de 1:20 (*i.e.*, a razão do braço de momento interno do músculo em relação ao braço de momento externo da carga). Uma vantagem mecânica de 1:20 implica que o supraespinal precisa gerar uma força 20 vezes maior do que o peso da carga (Cap. 1). Essas grandes forças, geradas por muitos anos, podem parcialmente rasgar o tendão do músculo conforme ele se insere dentro da cápsula e no tubérculo maior do úmero. Felizmente, o músculo deltoide sobre ele compartilha muito da demanda posicionada sobre o tendão vulnerável do supraespinal. Porém, o estresse imposto sobre o supraespinal é grande, especialmente considerando a área de secção cruzada muscular pequena comparada à do deltoide.<sup>90</sup> Pessoas com um rasgo parcial ou com o tendão supraespinal inflamado são advertidas a segurar objetos próximo ao corpo com o objetivo de reduzir o braço de momento externo da carga e, assim, minimizar a demanda de força no músculo. Um tendão parcialmente rasgado pode eventualmente sofrer uma ruptura parcial, como mostrado pela imagem de ressonância magnética na Figura 5-54.



FIGURA 5-54 Plano frontal (T2 saturado de gordura) de imagem de ressonância magnética do ombro mostrando um rasgo no tendão do supraespal de dimensão total. Também note a osteoartrite degenerativa da articulação acromioclavicular.

*(Cortesia de Michael O'Brien, MD, Residente de radiologia, Universidade de Wisconsin.)*

A deterioração excessiva do tendão do supraespal pode estar associada à patologia similar de outros tendões do grupo do manguito rotador. Essa condição mais geral é frequentemente mencionada como “síndrome do manguito rotador”. Muitos fatores podem contribuir para a síndrome do manguito rotador, como um trauma, uso excessivo ou impacto repetido contra o ligamento coracoacromial, acrômio, ou contra a borda da cavidade glenoide.<sup>66,82,97</sup> A condição pode incluir rasgos parciais ou totais e inflamação dos tendões do manguito rotador, inflamação e adesões da cápsula (capsulite

adesiva), bursite, osteoartrite degenerativa da articulação acromioclavicular sobrejacente (como indicado na Fig. 5-54), dor e fraqueza generalizada do ombro.<sup>210</sup> O tendão supraespinhal é particularmente vulnerável à degeneração se associado ao comprometimento do suprimento sanguíneo relacionado à idade.<sup>23</sup> Dependendo da severidade da síndrome do manguito rotador, a artrocinemática da articulação GU pode estar completamente interrompida e o ombro se torna tão inflamado e doloroso que o movimento ativo ou passivo se torna muito limitado.

## Músculos que Aduzem e Estendem o Ombro

Os principais músculos adutores e extensores do ombro são o *deltoide posterior*, o *latíssimo do dorso*, o *redondo maior*, a *cabeça longa do tríceps braquial* e a *cabeça esternocostal do peitoral maior* (revise as Figs. 5-40, 5-42, 5-51 e 5-55, respectivamente). O movimento de puxar o braço contra uma resistência oferecida pelo ato de subir em uma corda ou impulsionar o corpo através da água exige uma força de contração desses músculos poderosos. Desses músculos, o latíssimo do dorso, o redondo maior e o peitoral maior têm os maiores braços de momento para os movimentos combinados de adução e extensão.<sup>99</sup> Os músculos *infraespinhal* (fibras inferiores) e o *redondo menor* provavelmente auxiliam nesses movimentos. Como destacado na Figura 5-56, os músculos extensor e adutor

são capazes de gerar os maiores torques de qualquer grupo muscular do ombro.<sup>77,173</sup>

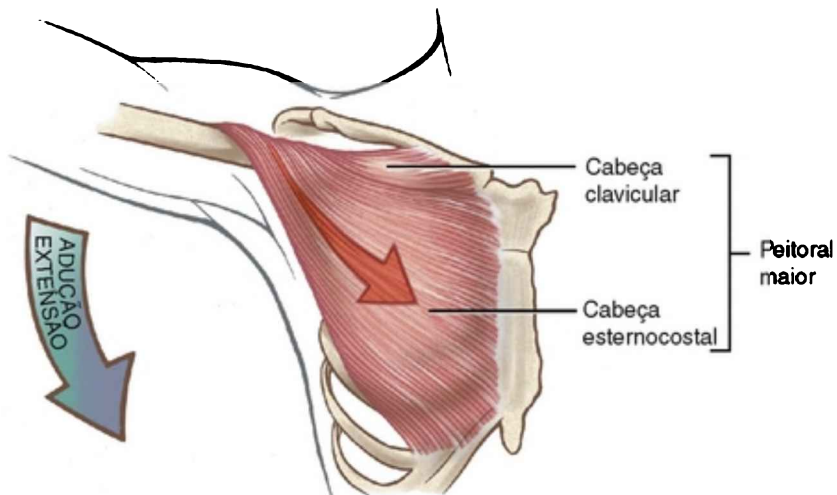


FIGURA 5-55 Visão anterior do peitoral maior direito mostrando a função de adução e extensão da cabeça esternocostal. A cabeça clavicular do peitoral maior também é mostrada.



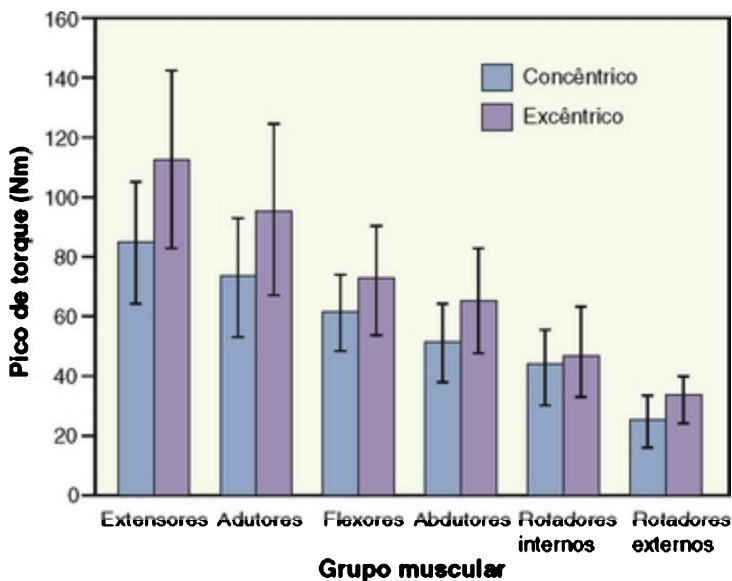


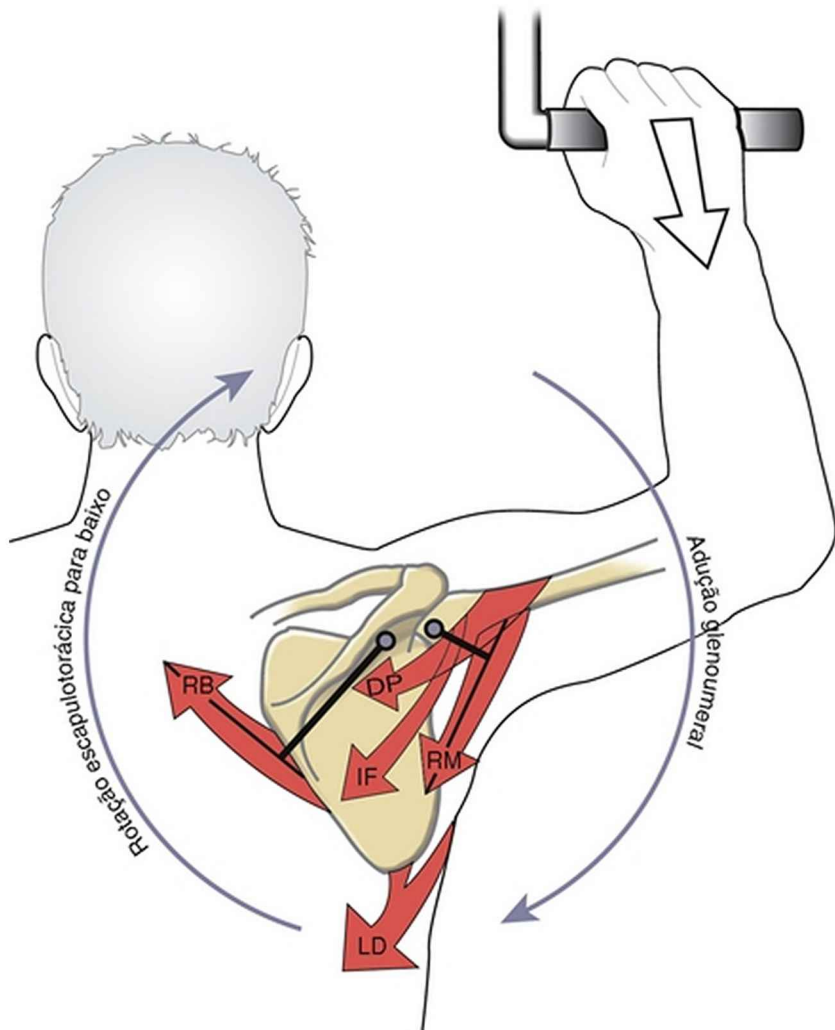
FIGURA 5-56 Gráfico com uma amostra de dados de pico de torque produzidos por seis grupos musculares do ombro de um grupo de homens não atletas, saudáveis (N = 15, idade 22 a 35 anos). Os picos de torques estão mostrados em ordem decendente. Os dados foram colhidos usando-se um aparelho mecânico isocinético em uma velocidade angular de 60 graus por segundo. Os dados foram relatados como médias de três repetições de esforços máximos tanto para ativações excêntricas quanto para concêntricas. Os significados foram expressos em metros de Newton; colchetes indicam desvio-padrão do significado. Consulte a fonte de referência para mais informações de dados em mulheres e outras velocidades angulares.

(Dados de Shklar A, Dvir Z: *Isokinetic strength measurements in shoulder muscles*, *J Biomech* 10:369, 1995.)

Mantendo o úmero estável, a contração do latíssimo do dorso pode elevar a pelve. Pessoas com paraplegia

frequentemente usam essa ação durante a deambulação assistida com bengala e muleta como um substituto para flexores de quadril paralisados ou enfraquecidos.

Cinco de sete músculos adutores e extensores têm suas inserções proximais primárias na escápula, que é inerentemente instável. A estabilização da escápula durante a adução e extensão da articulação GU é responsabilidade principal dos músculos romboides. Essa função de estabilização é evidenciada pela rotação para baixo e retração da escápula que naturalmente ocorre com adução e extensão combinadas do ombro. A Figura 5-57 ressalta a relação de sinergia entre os romboides e o redondo maior durante um esforço de adução com forte resistência. Baseados em conexões ósseas, o peitoral menor (Fig. 5-42, *B*) e o latíssimo do dorso provavelmente têm uma linha de força que auxilia o romboide com rotação para baixo da escápula. Essa especulação é mais aparente quando observada com a escápula já rodada para cima e o ombro abduzido ou flexionado — posições que tipicamente precedem uma adução vigorosa do ombro e um esforço de extensão, como em um ataque propulsor de natação.



**FIGURA 5-57** Visão posterior do ombro mostrando a interação muscular entre os rotadores para baixo escapulotorácicos e os adutores (e extensores) glenoumerais do ombro direito. Para tornar mais claro, a cabeça longa do tríceps não é mostrada. O redondo maior é mostrado com seu braço de momento interno (*linha escura*) se estendendo a partir da articulação glenoumeral. Os romboides são mostrados com o

braço de momento interno se estendendo a partir do eixo da escápula (ver o texto para detalhes adicionais). IF, infraespinal e redondo menor; LD, latíssimo do dorso; DP, deltoide posterior; RB, romboides; RM, redondo maior.

Como fica evidente por meio de palpação, a extensão ativa completa do ombro para além da posição neutra está associada à inclinação anterior da escápula. Esse movimento escapular, que é provavelmente conduzido principalmente pelo peitoral menor, aumenta funcionalmente a extensão do alcance para trás.

Todo o grupo do manguito rotador está ativo durante a adução e extensão do ombro.<sup>98</sup> Forças produzidas por esses músculos auxiliam diretamente a ação ou estabilizam a cabeça do úmero contra a cavidade glenoide.<sup>172</sup>

## **Músculos que Rodam Interna e Externamente o Ombro**

### **MÚSCULOS ROTADORES INTERNOS**

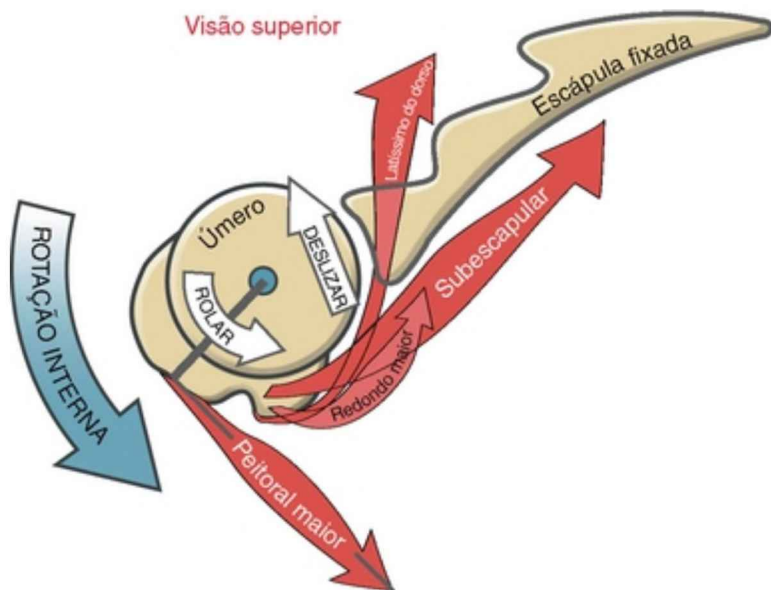
Os principais músculos que rodam internamente a articulação GU são o *subescapular*, o *deltoide anterior*, o *peitoral maior*, o *latíssimo do dorso* e o *redondo maior*. Muitos desses rotadores internos são também poderosos extensores e adutores, como os usados durante a fase propulsora da natação.

A massa muscular total dos rotadores internos do ombro excede em muito a dos rotadores externos. Esse fato se reflete pelo maior torque de esforço máximo produzido pelos rotadores internos, tanto durante a ativação concêntrica quanto durante a excêntrica (Fig. 5-56).<sup>52,136,173</sup>

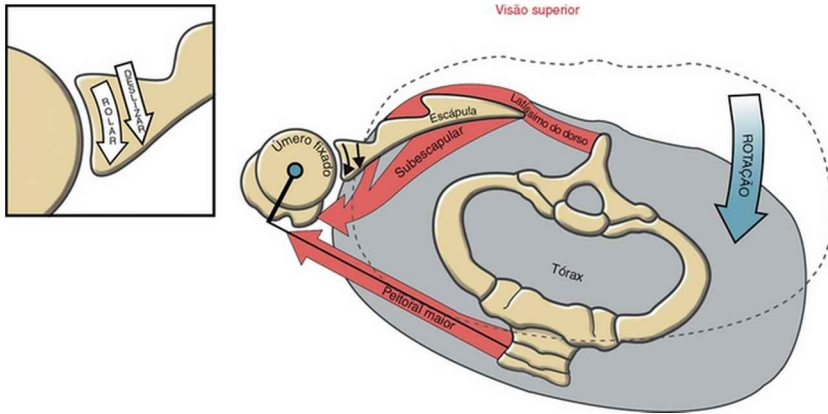
Uma atividade que exige torques maiores pelos músculos rotadores internos é o arremesso de alta velocidade. De particular interesse na medicina do esporte é o amplo torque gerado por esses músculos em lançadores profissionais de beisebol logo antes da fase de rotação externa máxima (final do arremesso) do lançamento sobre a cabeça. Nessa fase do lançamento, os músculos rotadores internos devem desacelerar fortemente um torque de rotação externa grande que atinge o ponto máximo em aproximadamente 70 a 90 Nm.<sup>58,168</sup> Os torques de oposição à rotação criam um cisalhamento em torção na epífise do úmero. Essa magnitude de cisalhamento está provavelmente envolvida na patomecânica da “fratura de arremessador de bola” — uma lesão envolvendo uma fratura espontânea em espiral dos terços médio e distal do úmero.<sup>168</sup> Estudos biomecânicos similares têm focado a fase tardia do arremesso em arremessadores de elite de beisebol de 12 anos de idade. Embora o cisalhamento torsional seja muito menor porque a velocidade de

arremesso está grandemente reduzida, as forças estão provavelmente relacionadas com a patomecânica da epifisiólise proximal umeral (“liga do pequeno ombro”) e o desenvolvimento de retroversão excessiva do úmero da criança.<sup>167</sup>

Os músculos que rodam internamente a articulação GU são muitas vezes descritos como rotadores do úmero relativamente à escápula (Fig. 5-58). A artrocinemática desse movimento se baseia na cabeça umeral convexa rodando na cavidade glenoide fixa. Considere, contudo, a função muscular e a cinemática que ocorre quando o úmero está contido em uma posição fixa e a escápula está livre para rodar. Como destacado na Figura 5-60, com força muscular suficiente, a escápula e o tronco podem rodar em torno de um úmero fixo. Note que a artrocinemática da rotação da escápula no úmero envolve uma cavidade glenoide côncava rolando e deslizando em direções similares na cabeça umeral convexa (Fig. 5-60; Quadro).



**FIGURA 5-58** Visão superior do ombro direito mostrando a ação do grupo de rotadores internos em torno do eixo de rotação da articulação glenoumeral. Neste caso, a escápula está fixada e o úmero está livre para rodar. A linha de força do peitoral maior é mostrada com seu braço de momento interno. Note a artrocinemática de rolar e deslizar do movimento côncavo no convexo. Para tornar mais claro, o deltoide anterior não é mostrado.



**FIGURA 5-60** Visão superior do ombro direito mostrando as ações dos três rotadores internos quando o segmento distal (umeral) está fixado e o tronco está livre para rodar. A linha de força do peitoral maior é mostrada com seu braço de momento interno se originando em torno do eixo vertical da articulação glenoumeral. A inserção mostra a artrocinemática de rolar e deslizar durante o movimento côncavo no convexo.

## MÚSCULOS ROTADORES EXTERNOS

Os principais músculos que rodam externamente a articulação GU são o *infraespalhal*, o *redondo menor* e o *deltoide posterior* (Figs. 5-40 e 5-51). O *supraespalhal* pode auxiliar com a rotação externa, contanto que a articulação GU esteja entre rotação externa neutra e completa.<sup>104</sup>

Os músculos rotadores externos constituem uma porcentagem relativamente pequena da massa muscular total do ombro. Os rotadores externos, portanto, produzem o menor torque de esforço máximo de qualquer grupo



muscular do ombro (Fig. 5-56). Independentemente de os músculos terem um potencial de torque máximo relativamente baixo, eles são frequentemente usados para gerar contrações concêntricas de alta velocidade, como durante a fase do arremesso de beisebol. Durante a ativação excêntrica, esses mesmos músculos devem desacelerar a rotação interna do ombro na fase de liberação do arremesso, que pode alcançar uma velocidade próxima a 7.000 graus/segundo.<sup>45</sup> Essa demanda por grande força colocada no alongamento rápido do infraespinal e do redondo menor pode causar rasgos e inflamação crônica no ponto de sua inserção distal, possivelmente levando a uma síndrome do manguito rotador.<sup>81</sup>

#### **ENFOQUE ESPECIAL 5-9 Um Olhar Cuidadoso sobre o Deltoide Posterior**

O deltoide posterior é um extensor, adutor e rotador externo do ombro. Além disso, esse músculo é também o principal extensor horizontal do ombro. A contração vigorosa do deltoide posterior durante a extensão horizontal completa exige que a escápula esteja firmemente estabilizada pela parte descendente do músculo trapézio (Fig. 5-59).

Rights were not granted to include this figure in electronic media.  
Please refer to the printed publication.

**FIGURA 5-59** A hipertrofia do deltoide posterior direito em um homem índio tirio engajado em pescar com o arco. Note a forte ação sinérgica entre a parte descendente do músculo trapézio direito (*TT*) e o deltoide posterior direito (*DP*). A parte descendente do músculo trapézio deve ancorar a escápula à coluna e fornecer uma conexão proximal fixa para o deltoide posterior fortemente ativado.

*(Cortesia de Plotkin MJ: Tales of a shaman's apprentice, Nova Iorque, 1993, Viking-Penguin.)*

A paralisia completa do deltoide posterior pode ocorrer a partir de um estiramento excessivo do nervo axilar. Pessoas com paralisia frequentemente relatam dificuldade na combinação da extensão completa do ombro com a extensão horizontal, como é necessário para posicionar o braço em uma manga de casaco.

## RESUMO

---

As quatro articulações do complexo do ombro normalmente interagem harmoniosamente para maximizar o volume, a estabilidade e facilitar o alcance na extremidade superior. Cada articulação contribui como um elemento único para essas funções. Mais proximalmente, a articulação EC conecta firmemente o ombro ao esqueleto axial. Essa articulação é bem estabilizada pelas suas superfícies integradas em forma de sela, combinadas com cápsula e disco articular fortes. A articulação EC serve como ponto de pivô basal para virtualmente todos os movimentos do ombro.

A cinemática total da escápula é guiada primeiramente pelo movimento da clavícula. O caminho mais específico da escápula, porém, é governado pelos movimentos adicionais e igualmente importantes da articulação AC. Essa articulação relativamente plana e igualmente rasa é dependente dos ligamentos capsulares locais, assim como do ligamento coracoclavicular extrinsecamente localizado para sua estabilidade. Ao contrário da articulação EC mais estável, a articulação AC frequentemente se desloca após uma intensa força direcionada medial e inferiormente no ombro. Tanto o deslocamento como a osteoartrite degenerativa são mais comuns na articulação AC do que na articulação EC.

A articulação escapulotorácica serve como uma plataforma mecânica importante para todos os movimentos ativos do úmero. Considere a abdução completa do ombro, por exemplo, que consiste de aproximadamente 60 graus de rotação escapular para cima. Combinada com os movimentos mecanicamente ligados nas articulações EC e AC, a escápula rodada para cima fornece uma base móvel e, ainda assim, estável para a abdução da cabeça umeral e maximiza o volume dentro do espaço subacromial.

A articulação GU é a ligação mais distal e móvel dentro do complexo do ombro. A mobilidade é acentuada pela frouxidão natural da cápsula articular, em conjunção com uma cavidade glenoide relativamente plana e pequena. Paradoxalmente, essas mesmas características que promovem mobilidade na articulação GU frequentemente a predisõem à instabilidade, especialmente quando associadas a movimentos repetitivos e vigorosos, próximos ao final da amplitude de movimento. Consequentemente, a articulação GU está frequentemente envolvida em condições clínicas que envolvem frouxidão excessiva, deslocamento ou subluxação — geralmente referidas como *instabilidade do ombro*.

Além de estar predisposta à instabilidade, a articulação GU é frequentemente afetada por patologias relacionadas a degeneração. Um fator causal comum

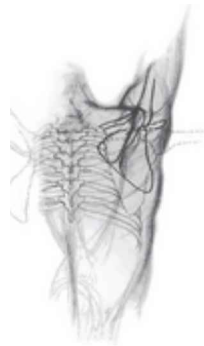
subjacente a muitas dessas patologias é o estresse excessivo colocado sobre os tecidos conectivos periarticulares e os músculos do manguito rotador adjacente. Tecidos estressados e danificados frequentemente se tornam inflamados e dolorosos, como demonstrado na bursite subacromial, na tendinite do manguito rotador e na capsulite adesiva.

Os objetivos do tratamento conservador de muitas das condições degenerativas ou inflamatórias mencionadas anteriormente são voltados para a redução dos estresses primários e secundários na articulação, normalizando a artrocinemática; a restauração da amplitude de movimento ativo e passivo, a melhoria da força e a redução da dor e da inflamação. A realização desses objetivos tipicamente conduz a um aumento da função do ombro.

Dezesseis músculos capacitam e controlam a grande amplitude de movimentos disponível para o complexo do ombro. Em vez de trabalhar isoladamente, esses músculos frequentemente interagem em sinergia para melhorar seu controle sobre as múltiplas articulações da região. Considere, por exemplo, as interações musculares necessárias para abduzir o ombro no plano da escápula. Músculos como o deltoide e o manguito rotador exigem coativação do serrátil anterior e do trapézio para efetivamente estabilizar a escápula e a clavícula. Além

disso, esses músculos escapulotorácicos podem estabilizar a escápula e a clavícula somente se suas inserções proximais esqueléticas (crânio, costelas e coluna) estiverem bem estabilizadas. A fraqueza em qualquer lugar ao longo dessas ligações reduz a força, a facilidade e o controle da abdução ativa do ombro. Fatores que direta ou indiretamente interrompem essas ligações de direção muscular incluem trauma, rigidez excessiva dos tecidos conectivos, postura anormal, instabilidade articular, dor, lesões em nervos ou na medula espinal e doenças afetando o sistema nervoso ou muscular.

A apreciação sobre como os músculos naturalmente interagem através do ombro prepara o terapeuta para prestar um diagnóstico exato sobre a patomecânica subjacente de postura e movimento anormais do ombro. Esse conhecimento é essencial para o esquema de reabilitação eficaz e o programa de tratamento para a perda de função muscular normal.



CONEXÕES

CLÍNICAS

ADICIONAIS

### CONEXÃO CLÍNICA 5-1 Síndrome do Impacto Subacromial: um Olhar Cuidadoso sobre a Patomecânica Subjacente

A síndrome do impacto está entre as desordens dolorosas mais comuns do ombro.<sup>195</sup> A patomecânica dessa síndrome está associada principalmente à compressão repetida e não natural dos tecidos dentro do espaço subacromial. Especificamente, o tendão do supraespal, o tendão da cabeça longa do bíceps, a cápsula superior e a bursa subacromial são comprimidos entre a cabeça umeral e o arco coracoacromial. Neer, quem primeiro introduziu esse assunto em 1972, relatou a possibilidade de 95% de todos os rasgos dentro do manguito rotador serem atribuídos ao trauma repetitivo causado por impacto subacromial.<sup>146</sup> Embora isso possa parecer exagerado, a maioria dos pesquisadores nessa área acredita que o impacto é, pelo menos, um fator muito importante na causa da doença do manguito rotador.<sup>135</sup> Como o local do impacto está na superfície externa do manguito rotador, ele é muitas vezes mencionado como uma síndrome de impacto “externa”. Ao contrário, uma síndrome de impacto “interna” é caracterizada por compressão das superfícies

internas do manguito rotador entre o tubérculo maior e a borda adjacente da cavidade glenoide.

A dor causada pelo impacto subacromial está tipicamente concentrada na região anterior do ombro, usualmente agravada por abdução ativa de 60 a 120 graus.<sup>69</sup> Os tecidos são provavelmente mais comprimidos dentro desse arco de abdução porque o tubérculo maior do úmero se torna mais próximo ao acrômio anterior.<sup>57</sup> De fato, pressões subacromiais em pacientes sintomáticos têm mostrado um aumento da intensidade da dor por todo este arco.<sup>149</sup> Devido à importância da elevação do braço sobre a cabeça, a síndrome do impacto do ombro pode causar limitações funcionais significativas.<sup>112</sup> Essa condição é mais comum em atletas e trabalhadores que abduzem repetidamente seus ombros acima de 90 graus,<sup>184</sup> mas pode também ocorrer em pessoas relativamente sedentárias. O impacto subacromial pode ser detectado em exame radiográfico padrão (Fig. 5-61).





FIGURA 5-61 Uma radiografia de uma pessoa com síndrome do impacto subacromial tentando a abdução do ombro. As pequenas setas marcam o impacto da cabeça umeral contra a superfície abaixo do acrômio.

*(Cortesia de Gary L. Soderberg.)*

Michener e colegas apresentam uma meticulosa revisão dos fatores que podem predispor uma pessoa à síndrome do impacto subacromial.<sup>135</sup> Um fator cinesiológico relevante envolve a artrocinemática anormal na articulação GU. Como foi ressaltado, a migração superior excessiva da cabeça umeral durante abdução pode comprimir o conteúdo dentro do espaço subacromial.<sup>43</sup> A razão pela qual a cabeça umeral migra excessivamente para cima

não é conhecida com certeza, mas pode estar associada à inabilidade dos músculos, como no grupo do manguito rotador, em coordenar a artrocinemática natural.<sup>72,111,127</sup>

Pesquisas sobre as causas da síndrome de impacto subacromial incluíram o estudo da artrocinemática anormal na articulação GU tanto da perspectiva umeral a escapular quanto da perspectiva escapular a umeral.\* Teoricamente, ambas as perspectivas cinemáticas podem comprimir o conteúdo dentro do espaço subacromial. Uma parte considerável da literatura tem implicado a cinemática escapulotorácica anormal como o possível fator contribuinte para o impacto.<sup>14,116,135</sup>

Como descrito anteriormente neste capítulo, em um ombro saudável, a abdução da articulação GU ocorre em conjunção com a rotação para cima escapulotorácica, geralmente combinada com mais movimentos sutis de ajuste escapular de inclinação posterior e rotação externa. A maioria dos estudos mostrou que pessoas com síndrome do impacto subacromial demonstram menos rotação para cima do que o normal, menos inclinação posterior e menos rotação externa da escápula durante a abdução do ombro.<sup>111,117,123</sup> Acredita-se que essa cinemática anormal contribua para o impacto subacromial, uma vez que ela reduz a liberação entre a cabeça umeral e o arco coracoacromial.<sup>57,91,117,135,174</sup> Alguns grupos de pessoas com histórico de síndrome do impacto subacromial, porém, mostraram uma leve rotação aumentada para cima e inclinação posterior da escápula durante a abdução. Essa cinemática aparentemente paradoxal deve provavelmente ser um mecanismo compensatório empregado para aumentar o espaço subacromial e assim reduzir a severidade do impacto. Independentemente do padrão específico da cinemática escapular, um ponto importante é que somente um pequeno desvio na cinemática escapular provavelmente tem um efeito desproporcional grande no volume,

que é tão pequeno como o do espaço subacromial, especialmente em fatores concomitantes como o edema da bursa.<sup>49</sup>

A postura “defeituosa” da escápula em repouso também foi implicada como um fator contribuinte para a redução do volume do espaço subacromial.<sup>14,94,108,116</sup> A “má” postura ou postura preguiçosa, ao contrário, em pessoas neurologicamente intactas, frequentemente está associada à inclinação anterior excessiva e rotação interna da escápula. Tal postura tem, de fato, sido correlacionada com um músculo peitoral menor encurtado ou tenso.<sup>15</sup> Como foi descrito no parágrafo precedente, essa postura escapular anormal pode contribuir para o desenvolvimento da síndrome do impacto subacromial. Por anos, evidências baseadas em observações sugeriram tal relacionamento causal. Somente mais recentemente têm emergido evidências objetivas que apoiam essa noção clínica fortemente arraigada.

A patomecânica subjacente à postura má ou anormal da articulação escapulotorácica é complexa e não foi completamente compreendida. Além de um peitoral menor tenso, outras causas podem incluir postura alterada da cervical e da coluna torácica; postura sentada anormal; fuga da dor; fadiga, tensão ou fraqueza dos músculos do ombro, como nos músculos serrátil anterior e no grupo do manguito rotador; e coordenação reduzida dos músculos que naturalmente sequenciam a cinemática entre a escápula e o úmero.<sup>†</sup>

A síndrome do impacto subacromial pode também ser causada por patologias que estão mais diretamente associadas à articulação GU. Essas patologias podem incluir instabilidade ligamentar, capsulite adesiva,<sup>133,166</sup> tensão excessiva na cápsula posterior (e migração excessiva anterior da cabeça umeral associada em direção à parte inferior do arco coracoacromial), tensão muscular seletiva em torno da articulação GU e mudanças estruturalmente induzidas no volume do espaço subacromial.<sup>135</sup> O último fator pode resultar

em osteófitos se formando em torno da articulação AC,<sup>118</sup> um acrómio anormal em forma de gancho ou edema e fragmentação das estruturas dentro e em torno do espaço subacromial.

Independentemente da causa, cada vez que o impacto ocorre, o delicado tendão supraespinal e a bursa subacromial se tornam mais traumatizados, muitas vezes levando à inflamação crônica ou até ruptura do tendão.<sup>18</sup> A cabeça longa do bíceps e a cápsula superior da articulação GU também podem sofrer traumas. Os objetivos terapêuticos para o tratamento da síndrome do impacto subacromial incluem diminuição da inflamação dentro do espaço subacromial, condicionando e aumentando o controle do manguito rotador e dos músculos escapulotorácicos, melhorando a percepção cinestésica do movimento e da postura da articulação escapulotorácica, e a tentativa de restaurar a amplitude de movimento natural do ombro e sua artrocinemática. A educação ergonômica é também um dos objetivos.

Idealmente, o conhecimento conquistado durante a pesquisa sobre as causas do impacto subacromial irá ajudar a guiar a construção da decisão clínica, basicamente aumentando a qualidade da intervenção terapêutica para pessoas com esta patologia.‡

### **Dez Possíveis Causas Diretas ou Indiretas da Síndrome do Impacto do Ombro**

- Cinemática anormal nas articulações glenoumeral (GU) e escapulotorácica.
- “Má” postura que afeta o alinhamento da articulação esca-pulotorácica.
- Fadiga, fraqueza, baixo controle ou tensão dos músculos que governam os movimentos nas articulações GU ou escapulo-torácica.
- Inflamação e edema dos tecidos dentro e em torno do espaço subacromial.
- Uso excessivo e subsequente degeneração dos tendões dos músculos do

manguito rotador.

- Instabilidade da articulação GU.
- Adesões dentro da cápsula inferior da articulação GU.
- Tensão excessiva na cápsula posterior da articulação GU (e migração anterior associada da cabeça umeral em direção à margem inferior do arco coracoacromial).
- Osteófitos se formando em torno da articulação acromio-clavicular.
- Forma anormal do acrômio ou arco coracoacromial.

## REFERÊNCIAS

---

- 1 Abboud JA, Soslowky LJ. Interplay of the static and dynamic restraints in glenohumeral instability. *Clin Orthop Relat Res.* 2002;48-57.
- 2 Alberta FG, Elattrache NS, Mihata T, et al. Arthroscopic anteroinferior suture plication resulting in decreased glenohumeral translation and external rotation. Study of a cadaver model. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88:179-187.
- 3 An KN, Browne AO, Korinek S, et al. Three-dimensional kinematics of glenohumeral elevation. *J Orthop Res.* 1991;9:143-149.
- 4 Andrews JR, Carson WGJr, McLeod WD. Glenoid labrum tears related to the long head of the biceps. *Am J Sports Med.* 1985;13:337-341.
- 5 Bagg SD, Forrest WJ. A biomechanical analysis of scapular rotation during arm abduction in the scapular plane. *Am J Phys Med Rehabil.* 1988;67:238-245.
- 6 Bagg SD, Forrest WJ. Electromyographic study of the scapular rotators during arm abduction in the scapular plane. *Am J Phys Med.* 1986;65:111-124.
- 7 Barber FA, Ryu RK, Tauro JC. Should first time anterior shoulder dislocations be surgically stabilized? *Arthroscopy.* 2003;19:305-309.

- 8 Barnes CJ, Van Steyn SJ, Fischer RA. The effects of age, sex, and shoulder dominance on range of motion of the shoulder. *J Shoulder Elbow Surg.* 2001;10:242-246.
- 9 Basmajian JV, Bazant FJ. Factors preventing downward dislocation of the adducted shoulder joint. *J Bone Joint Surg Am.* 1959;41:1182-1186.
- 10 Bey MJ, Elders GJ, Huston LJ, et al. The mechanism of creation of superior labrum, anterior, and posterior lesions in a dynamic biomechanical model of the shoulder: The role of inferior subluxation. *J Shoulder Elbow Surg.* 1998;7:397-401.
- 11 Bigliani LU, Kelkar R, Flatow EL, et al. Glenohumeral stability. Biomechanical properties of passive and active stabilizers. *Clin Orthop Relat Res.* 1996;330:13-30.
- 12 Bigliani LU, Kurzweil PR, Schwartzbach CC, et al. Inferior capsular shift procedure for anterior-inferior shoulder instability in athletes. *Am J Sports Med.* 1994;22:578-584.
- 13 Boardman ND, Debski RE, Warner JJ, et al. Tensile properties of the superior glenohumeral and coracohumeral ligaments. *J Shoulder Elbow Surg.* 1996;5:249-254.
- 14 Borstad JD. Resting position variables at the shoulder: Evidence to support a posture-impairment association. *Phys Ther.* 2006;86:549-557.
- 15 Borstad JD, Ludewig PM. The effect of long versus short pectoralis minor resting length on scapular kinematics in healthy individuals. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2005;35:227-238.
- 16 Brophy RH, Marx RG. Osteoarthritis following shoulder instability. *Clin Sports Med.* 2005;24:47-56.
- 17 Brunnstrom S. Muscle testing around the shoulder girdle. *J Bone Joint Surg Am.* 1941;23:263-272.
- 18 Budoff JE, Nirschl RP, Guidi EJ. Debridement of partial-thickness tears of the rotator cuff without acromioplasty. Long-term follow-up and

- review of the literature. *J Bone Joint Surg Am.* 1998;80:733-748.
- 19 Burkart AC, Debski RE. Anatomy and function of the glenohumeral ligaments in anterior shoulder instability. *Clin Orthop Relat Res.* 2002;32-39.
- 20 Burkhart SS, Morgan CD, Kibler WB. The disabled throwing shoulder: Spectrum of pathology. Part I: Pathoanatomy and biomechanics. *Arthroscopy.* 2003;19:404-420.
- 21 Burkhead WZJr, Rockwood CAJr. Treatment of instability of the shoulder with an exercise program. *J Bone Joint Surg Am.* 1992;74:890-896.
- 22 Buttaci CJ, Stitik TP, Yonclas PP, Foye PM. Osteoarthritis of the acromioclavicular joint: A review of anatomy, biomechanics, diagnosis, and treatment. *Am J Phys Med Rehabil.* 2004;83:791-797.
- 23 Chansky HA, Iannotti JP. The vascularity of the rotator cuff. *Clin Sports Med.* 1991;10:807-822.
- 24 Chant CB, Litchfield R, Griffin S, Thain LM. Humeral head retroversion in competitive baseball players and its relationship to glenohumeral rotation range of motion. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007;37:514-520.
- 25 Chen S, Haen PS, Walton J, Murrell GA. The effects of thermal capsular shrinkage on the outcomes of arthroscopic stabilization for primary anterior shoulder instability. *Am J Sports Med.* 2005;33:705-711.
- 26 Churchill RS, Brems JJ, Kotschi H. Glenoid size, inclination, and version: An anatomic study. *J Shoulder Elbow Surg.* 2001;10:327-332.
- 27 Conway AM. Movements at the sternoclavicular and acromioclavicular joints. *Phys Ther.* 1961;41:421-432.
- 28 Cools AM, Witvrouw EE, Declercq GA, et al. Scapular muscle recruitment patterns: Trapezius muscle latency with and without impingement symptoms. *Am J Sports Med.* 2003;31:542-549.
- 29 Cooper DE, Arnoczky SP, O'Brien SJ, et al. Anatomy, histology, and vascularity of the glenoid labrum. An anatomical study. *J Bone Joint*

*Surg Am.* 1992;74:46-52.

- 30 Corteen DP, Teitge RA. Stabilization of the clavicle after distal resection: A biomechanical study. *Am J Sports Med.* 2005;33:61-67.
- 31 Costic RS, Vangura AJr, Fenwick JA, et al. Viscoelastic behavior and structural properties of the coracoclavicular ligaments. *Scand J Med Sci Sports.* 2003;13:305-310.
- 32 Crosbie J, Kilbreath SL, Hollmann L, York S. Scapulohumeral rhythm and associated spinal motion. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2008;23:184-192.
- 33 Curl LA, Warren RF. Glenohumeral joint stability. Selective cutting studies on the static capsular restraints. *Clin Orthop Relat Res.* 1996;330:54-65.
- 34 de Freitas V, Vitti M, Furlani J. Electromyographic analysis of the levator scapulae and rhomboideus major muscle in movements of the shoulder. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 1979;19:335-342.
- 35 DePalma AF. Degenerative changes in sternoclavicular and acromioclavicular joints in various decades. Springfield, Ill: Charles C Thomas, 1957.
- 36 Debski RE, Parsons IM, Woo SL, Fu FH. Effect of capsular injury on acromioclavicular joint mechanics. *J Bone Joint Surg.* 2001;83:1344-1351.
- 37 Debski RE, Sakone M, Woo SL, et al. Contribution of the passive properties of the rotator cuff to glenohumeral stability during anterior-posterior loading. *J Shoulder Elbow Surg.* 1999;8:324-329.
- 38 Debski RE, Weiss JA, Newman WJ, et al. Stress and strain in the anterior band of the inferior glenohumeral ligament during a simulated clinical examination. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005;14:24S-31S.
- 39 Debski RE, Wong EK, Woo SL, et al. An analytical approach to determine the in situ forces in the glenohumeral ligaments. *J Biomech Eng.* 1999;121:311-315.



- 40 Decker MJ, Hintermeister RA, Faber KJ, Hawkins RJ. Serratus anterior muscle activity during selected rehabilitation exercises. *Am J Sports Med.* 1999;27:784-791.
- 41 Decker MJ, Tokish JM, Ellis HB, et al. Subscapularis muscle activity during selected rehabilitation exercises. *Am J Sports Med.* 2003;31:126-134.
- 42 Dessaur WA, Magarey ME. Diagnostic accuracy of clinical tests for superior labral anterior posterior lesions: A systematic review. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38:341-352.
- 43 Deutsch A, Altchek DW, Schwartz E, et al. Radiologic measurement of superior displacement of the humeral head in the impingement syndrome. *J Shoulder Elbow Surg.* 1996;5:186-193.
- 44 Diederichsen LP, Nørregaard J, Krogsgaard M, et al. Reflexes in the shoulder muscles elicited from the human coracoacromial ligament. *J Orthop Res.* 2004;22:976-983.
- 45 Dillman CJ, Fleisig GS, Andrews JR. Biomechanics of pitching with emphasis upon shoulder kinematics. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1993;18:402-408.
- 46 Dvir Z, Berme N. The shoulder complex in elevation of the arm: a mechanism approach. *J Biomech.* 1978;11:219-225.
- 47 Ebaugh DD, McClure PW, Karduna AR. Effects of shoulder muscle fatigue caused by repetitive overhead activities on scapulothoracic and glenohumeral kinematics. *J Electromyogr Kinesiol.* 2006;16:224-235.
- 48 Ebaugh DD, McClure PW, Karduna AR. Scapulothoracic and glenohumeral kinematics following an external rotation fatigue protocol. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2006;36:557-571.
- 49 Ebaugh DD, McClure PW, Karduna AR. Three-dimensional scapulothoracic motion during active and passive arm elevation. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2005;20:700-709.
- 50 Ekstrom RA, Bifulco KM, Lopau CJ, et al. Comparing the function of the

- upper and lower parts of the serratus anterior muscle using surface electromyography. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2004;34:235-243.
- 51 Ekstrom RA, Donatelli RA, Soderberg GL. Surface electromyographic analysis of exercises for the trapezius and serratus anterior muscles. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2003;33:247-258.
- 52 Ellenbecker TS, Mattalino AJ. Concentric isokinetic shoulder internal and external rotation strength in professional baseball pitchers. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1997;25:323-328.
- 53 Endo K, Yukata K, Yasui N. Influence of age on scapulo-thoracic orientation. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2004;19:1009-1013.
- 54 Ferrari DA. Capsular ligaments of the shoulder. Anatomical and functional study of the anterior superior capsule. *Am J Sports Med.* 1990;18:20-24.
- 55 Finley MA, Lee RY. Effect of sitting posture on 3-dimensional scapular kinematics measured by skin-mounted electromagnetic tracking sensors. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003;84:563-568.
- 56 Finley MA, McQuade KJ, Rodgers MM. Scapular kinematics during transfers in manual wheelchair users with and without shoulder impingement. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2005;20:32-40.
- 57 Flatow EL, Soslowsky LJ, Ticker JB, et al. Excursion of the rotator cuff under the acromion. Patterns of subacromial contact. *Am J Sports Med.* 1994;22:779-788.
- 58 Fleisig GS, Barrentine SW, Zheng N, et al. Kinematic and kinetic comparison of baseball pitching among various levels of development. *J Biomech.* 1999;32:1371-1375.
- 59 Fraser-Moodie JA, Shortt NL, Robinson CM. Injuries to the acromioclavicular joint. *J Bone Joint Surg Br.* 2008;90:697-707.
- 60 Freedman L, Munro RR. Abduction of the arm in the scapular plane: Scapular and glenohumeral movements. A roentgenographic study. *J Bone Joint Surg Am.* 1966;48:1503-1510.

- 61 Fukuda K, Craig EV, An KN, et al. Biomechanical study of the ligamentous system of the acromioclavicular joint. *J Bone Joint Surg Am.* 1986;68:434-440.
- 62 Fung M, Kato S, Barrance PJ, et al. Scapular and clavicular kinematics during humeral elevation: A study with cadavers. *J Shoulder Elbow Surg.* 2001;10:278-285.
- 63 Gelber PE, Reina F, Monllau JC, et al. Innervation patterns of the inferior glenohumeral ligament: Anatomical and biomechanical relevance. *Clin Anat.* 2006;19:304-311.
- 64 Gerber C, Blumenthal S, Curt A, Werner CM. Effect of selective experimental suprascapular nerve block on abduction and external rotation strength of the shoulder. *J Shoulder Elbow Surg.* 2007;16:815-820.
- 65 Gohlke F. The pattern of the collagen fiber bundles of the capsule of the glenohumeral joint. *J Shoulder Elbow Surg.* 1994;3:111-128.
- 66 Gomoll AH, Katz JN, Warner JJ, Millett PJ. Rotator cuff disorders: Recognition and management among patients with shoulder pain. *Arthritis Rheum.* 2004;50:3751-3761.
- 67 Graichen H, Bonel H, Stammberger T, et al. Three-dimensional analysis of the width of the subacromial space in healthy subjects and patients with impingement syndrome. *AJR Am J Roentgenol.* 1999;172:1081-1086.
- 68 Graichen H, Englmeier KH, Reiser M, Eckstein F. An in vivo technique for determining 3D muscular moment arms in different joint positions and during muscular activation—application to the supraspinatus. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2001;16:389-394.
- 69 Graichen H, Hinterwimmer S, von Eisenhart-Rothe R, et al. Effect of abducting and adducting muscle activity on glenohumeral translation, scapular kinematics and subacromial space width in vivo. *J Biomech.* 2005;38:755-760.

- 70 Graichen H, Stammberger T, Bonél H, et al. Magnetic resonance–based motion analysis of the shoulder during elevation. *Clin Orthop Relat Res.* 2000;370:154-163.
- 71 Graichen H, Stammberger T, Bonél H, et al. Three-dimensional analysis of shoulder girdle and supraspinatus motion patterns in patients with impingement syndrome. *J Orthop Res.* 2001;19:1192-1198.
- 72 Halder AM, Zhao KD, Odriscoll SW, et al. Dynamic contributions to superior shoulder stability. *J Orthop Res.* 2001;19:206-212.
- 73 Hallaceli H, Gunal I. Normal range of scapular elevation and depression in healthy subjects. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2002;122:99-101.
- 74 Hara H, Ito N, Iwasaki K. Strength of the glenoid labrum and adjacent shoulder capsule. *J Shoulder Elbow Surg.* 1996;5:263-268.
- 75 Harryman DT, Sidles JA, Clark JM, et al. Translation of the humeral head on the glenoid with passive glenohumeral motion. *J Bone Joint Surg Am.* 1990;72:1334-1343.
- 76 Hayes K, Callanan M, Walton J, et al. Shoulder instability: Management and rehabilitation. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2002;32:497-509.
- 77 Holzbaur KR, Delp SL, Gold GE, Murray WM. Moment-generating capacity of upper limb muscles in healthy adults. *J Biomech.* 2007;40:2442-2449.
- 78 Hovelius L, Eriksson K, Fredin H, et al. Recurrences after initial dislocation of the shoulder. Results of a prospective study of treatment. *J Bone Joint Surg Am.* 1983;65:343-349.
- 79 Howell SM, Galinat BJ. The glenoid-labral socket. A constrained articular surface. *Clin Orthop Relat Res.* 1989:122-125.
- 80 Howell SM, Imobersteg AM, Seger DH, Marone PJ. Clarification of the role of the supraspinatus muscle in shoulder function. *J Bone Joint Surg Am.* 1986;68:398-404.
- 81 Hughes RE, An KN. Force analysis of rotator cuff muscles. *Clin Orthop Relat Res.* 1996;330:75-83.

- 82 Hughes RE, Bryant CR, Hall JM, et al. Glenoid inclination is associated with full-thickness rotator cuff tears. *Clin Orthop Relat Res*. 2003;407:86-91.
- 83 Hunt SA, Kwon YW, Zuckerman JD. The rotator interval: Anatomy, pathology, and strategies for treatment. *J Am Acad Orthop Surg*. 2007;15:218-227.
- 84 Inman VT, Saunders M, Abbott LC. Observations on the function of the shoulder joint. *J Bone Joint Surg Am*. 1944;26:1-32.
- 85 Inokuchi W, Sanderhoff OB, Sjøbjerg JO, Sneppen O. The relation between the position of the glenohumeral joint and the intraarticular pressure: An experimental study. *J Shoulder Elbow Surg*. 1997;6:144-149.
- 86 Itoi E, Berglund LJ, Grabowski JJ, et al. Superior-inferior stability of the shoulder: Role of the coracohumeral ligament and the rotator interval capsule. *Mayo Clin Proc*. 1998;73:508-515.
- 87 Itoi E, Motzkin NE, Morrey BF, An KN. Bulk effect of rotator cuff on inferior glenohumeral stability as function of scapular inclination angle: A cadaver study. *Tohoku J Exp Med*. 1993;171:267-276.
- 88 Johnson AJ, Godges JJ, Zimmerman GJ, Ounanian LL. The effect of anterior versus posterior glide joint mobilization on external rotation range of motion in patients with shoulder adhesive capsulitis. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2007;37:88-99.
- 89 Johnson GR, Pandyan AD. The activity in the three regions of the trapezius under controlled loading conditions—an experimental and modelling study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2005;20:155-161.
- 90 Johnson GR, Spalding D, Nowitzke A, Bogduk N. Modelling the muscles of the scapula morphometric and coordinate data and functional implications. *J Biomech*. 1996;29:1039-1051.
- 91 Karduna AR, Kerner PJ, Lazarus MD. Contact forces in the subacromial space: Effects of scapular orientation. *J Shoulder Elbow Surg*.

2005;14:393-399.

- 92 Karduna AR, McClure PW, Michener LA, Sennett B. Dynamic measurements of three-dimensional scapular kinematics: A validation study. *J Biomech Eng.* 2001;123:184-190.
- 93 Kebaetse M, McClure P, Pratt NA. Thoracic position effect on shoulder range of motion, strength, and three-dimensional scapular kinematics. *Arch Phys Med Rehabil.* 1999;80:945-950.
- 94 Kibler WB, McMullen J. Scapular dyskinesis and its relation to shoulder pain. *J Am Acad Orthop Surg.* 2003;11:142-151.
- 95 Kibler WB, Sciascia AD, Uhl TL, et al. Electromyographic analysis of specific exercises for scapular control in early phases of shoulder rehabilitation. *Am J Sports Med.* 2008;36:1789-1798.
- 96 Kido T, Itoi E, Lee SB, et al. Dynamic stabilizing function of the deltoid muscle in shoulders with anterior instability. *Am J Sports Med.* 2003;31:399-403.
- 97 Kim TK, McFarland EG. Internal impingement of the shoulder in flexion. *Clin Orthop Relat Res.* 2004;421:112-119.
- 98 Kronberg M, Nemeth G, Brostrom LA. Muscle activity and coordination in the normal shoulder. An electromyographic study. *Clin Orthop Relat Res.* 1990;257:76-85.
- 99 Kuechle DK, Newman SR, Itoi E, et al. Shoulder muscle moment arms during horizontal flexion and elevation. *J Shoulder Elbow Surg.* 1997;6:429-439.
- 100 Kuhn JE, Huston LJ, Soslowsky LJ, et al. External rotation of the glenohumeral joint: Ligament restraints and muscle effects in the neutral and abducted positions. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005;14:39S-48S.
- 101 Kumar VP, Balasubramaniam P. The role of atmospheric pressure in stabilising the shoulder. An experimental study. *J Bone Joint Surg Br.* 1985;67:719-721.

- 102 Kvitne RS, Jobe FW. The diagnosis and treatment of anterior instability in the throwing athlete. *Clin Orthop Relat Res.* 1993;291:107-123.
- 103 Labriola JE, Lee TQ, Debski RE, McMahon PJ. Stability and instability of the glenohumeral joint: The role of shoulder muscles. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005;14:32S-38S.
- 104 Langenderfer JE, Patthanacharoenphon C, Carpenter JE, Hughes RE. Variation in external rotation moment arms among subregions of supraspinatus, infraspinatus, and teres minor muscles. *J Orthop Res.* 2006;24:1737-1744.
- 105 Lee KW, Debski RE, Chen CH, et al. Functional evaluation of the ligaments at the acromioclavicular joint during anteroposterior and superoinferior translation. *Am J Sports Med.* 1997;25:858-862.
- 106 Lee SB, An KN. Dynamic glenohumeral stability provided by three heads of the deltoid muscle. *Clin Orthop Relat Res.* 2002;400:40-47.
- 107 Lewis JS, Green A, Wright C. Subacromial impingement syndrome: The role of posture and muscle imbalance. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005;14:385-392.
- 108 Lewis JS, Wright C, Green A. Subacromial impingement syndrome: The effect of changing posture on shoulder range of movement. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2005;35:72-87.
- 109 Liu J, Hughes RE, Smutz WP, et al. Roles of deltoid and rotator cuff muscles in shoulder elevation. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1997;12:32-38.
- 110 Ludewig PM, Behrens SA, Meyer SM, et al. Three-dimensional clavicular motion during arm elevation: Reliability and descriptive data. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2004;34:140-149.
- 111 Ludewig PM, Cook TM. Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Phys Ther.* 2000;80:276-291.
- 112 Ludewig PM, Cook TM. Translations of the humerus in persons with

shoulder impingement symptoms. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2002;32:248-259.

- 113 Ludewig PM, Cook TM, Nawoczenski DA. Three-dimensional scapular orientation and muscle activity at selected positions of humeral elevation. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1996;24:57-65.
- 114 Ludewig PM, Hoff MS, Osowski EE, et al. Relative balance of serratus anterior and upper trapezius muscle activity during push-up exercises. *Am J Sports Med.* 2004;32:484-493.
- 115 Ludewig PM, Phadke V, Braman JP, et al. Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. *J Bone Joint Surg Am.* 2009;91:378-389.
- 116 Ludewig PM, Reynolds JF. The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. *J Orthop. Phys Ther.* 2009;39:90-104.
- 117 Lukasiewicz AC, McClure P, Michener L, et al. Comparison of 3-dimensional scapular position and orientation between subjects with and without shoulder impingement. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1999;29:574-583.
- 118 Mahakkanukrauh P, Surin P. Prevalence of osteophytes associated with the acromion and acromioclavicular joint. *Clin Anat.* 2003;16:506-510.
- 119 Mandalidis DG, Mc Glone BS, Quigley RF, et al. Digital fluoroscopic assessment of the scapulohumeral rhythm. *Surg Radiol Anat.* 1999;21:241-246.
- 120 Matias R, Pascoal AG. The unstable shoulder in arm elevation: A three-dimensional and electromyographic study in subjects with glenohumeral instability. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2006;21(Suppl 1):S52-S58.
- 121 Mazzocca AD, Arciero RA, Bicos J. Evaluation and treatment of acromioclavicular joint injuries. *Am J Sports Med.* 2007;35:316-329.
- 122 McClure P, Balaicuis J, Heiland D, et al. A randomized controlled comparison of stretching procedures for posterior shoulder tightness. *J*



*Orthop Sports Phys Ther.* 2007;37:108-114.

- 123 McClure PW, Bialker J, Neff N, et al. Shoulder function and 3-dimensional kinematics in people with shoulder impingement syndrome before and after a 6-week exercise program. *Phys Ther.* 2004;84:832-848.
- 124 McClure PW, Michener LA, Karduna AR. Shoulder function and 3-dimensional scapular kinematics in people with and without shoulder impingement syndrome. *Phys Ther.* 2006;86:1075-1090.
- 125 McClure PW, Michener LA, Sennett B, Karduna AR. Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo. *J Shoulder Elbow Surg.* 2001;10:269-277.
- 126 McCully SP, Suprak DN, Kosek P, Karduna AR. Suprascapular nerve block disrupts the normal pattern of scapular kinematics. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2006;21:545-553.
- 127 McCully SP, Suprak DN, Kosek P, Karduna AR. Suprascapular nerve block results in a compensatory increase in deltoid muscle activity. *J Biomech.* 2007;40:1839-1846.
- 128 McMahan PJ, Dettling J, Sandusky MD, et al. The anterior band of the inferior glenohumeral ligament. Assessment of its permanent deformation and the anatomy of its glenoid attachment. *J Bone Joint Surg Br.* 1999;81:406-413.
- 129 McMahan PJ, Tibone JE, Cawley PW, et al. The anterior band of the inferior glenohumeral ligament: Biomechanical properties from tensile testing in the position of apprehension. *J Shoulder Elbow Surg.* 1998;7:467-471.
- 130 McQuade KJ. Effects of local muscle fatigue on the 3-dimensional scapulohumeral rhythm. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1995;10:144-148.
- 131 McQuade KJ, Dawson J, Smidt GL. Scapulothoracic muscle fatigue associated with alterations in scapulohumeral rhythm kinematics

- during maximum resistive shoulder elevation. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1998;28:74-80.
- 132 McQuade KJ, Smidt GL. Dynamic scapulohumeral rhythm: The effects of external resistance during elevation of the arm in the scapular plane. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1998;27:125-133.
- 133 Mengiardi B, Pfirrmann CW, Gerber C, et al. Frozen shoulder: MR arthrographic findings. *Radiology.* 2004;233:486-492.
- 134 Meskers CG, van der Helm FC, Rozing PM. The size of the supraspinatus outlet during elevation of the arm in the frontal and sagittal plane: A 3-D model study. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2002;17:257-266.
- 135 Michener LA, McClure PW, Karduna AR. Anatomical and biomechanical mechanisms of subacromial impingement syndrome (review). *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2003;18:369-379.
- 136 Mikesky AE, Edwards JE, Wigglesworth JK, Kunkel S. Eccentric and concentric strength of the shoulder and arm musculature in collegiate baseball pitchers. *Am J Sports Med.* 1995;23:638-642.
- 137 Miller MD, Larsen KM, Luke T, et al. Anterior capsular shift volume reduction: An in vitro comparison of 3 techniques. *J Shoulder Elbow Surg.* 2003;12:350-354.
- 138 Mizuno N, Yoneda M, Hayashida K, et al. Recurrent anterior shoulder dislocation caused by a midsubstance complete capsular tear. *J Bone Joint Surg Am.* 2005;87:2717-2723.
- 139 Moore SM, Musahl V, McMahon PJ, Debski RE. Multidirectional kinematics of the glenohumeral joint during simulated simple translation tests: Impact on clinical diagnoses. *J Orthop Res.* 2004;22:889-894.
- 140 Moseley HF. The clavicle: Its anatomy and function. *Clin Orthop Relat Res.* 1968;58:17-27.
- 141 Moseley JBJr, Jobe FW, Pink M, et al. EMG analysis of the scapular

- muscles during a shoulder rehabilitation program. *Am J Sports Med.* 1992;20:128-134.
- 142 Mura N, O'Driscoll SW, Zobitz ME, et al. The effect of infraspinatus disruption on glenohumeral torque and superior migration of the humeral head: A biomechanical study. *J Shoulder Elbow Surg.* 2003;12:179-184.
- 143 Myers JB, Laudner KG, Pasquale MR, et al. Scapular position and orientation in throwing athletes. *Am J Sports Med.* 2005;33:263-271.
- 144 Myers TH, Zemanovic JR, Andrews JR. The resisted supination external rotation test: A new test for the diagnosis of superior labral anterior posterior lesions. *Am J Sports Med.* 2005;33:1315-1320.
- 145 Nam EK, Snyder SJ. The diagnosis and treatment of superior labrum, anterior and posterior (SLAP) lesions. *Am J Sports Med.* 2003;31:798-810.
- 146 Neer CS. Anterior acromioplasty for the chronic impingement syndrome in the shoulder. *J Bone Joint Surg Am.* 1972;87:1399.
- 147 Neer CS. Impingement lesions. *Clin Orthop Relat Res.* 1983;173:70-77.
- 148 Neumann DA. Polio: Its impact on the people of the United States and the emerging profession of physical therapy. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2004;34:479-492.
- 149 Nordt WEIII, Garretson RBIII, Plotkin E. The measurement of subacromial contact pressure in patients with impingement syndrome. *Arthroscopy.* 1999;15:121-125.
- 150 Nyland JA, Caborn DN, Johnson DL. The human glenohumeral joint. A proprioceptive and stability alliance. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1998;6:50-61.
- 151 O'Brien SJ, Neves MC, Arnoczky SP, et al. The anatomy and histology of the inferior glenohumeral ligament complex of the shoulder. *Am J Sports Med.* 1990;18:449-456.
- 152 O'Brien SJ, Schwartz RS, Warren RF, Torzilli PA. Capsular restraints to

- anterior-posterior motion of the abducted shoulder: A biomechanical study. *J Shoulder Elbow Surg.* 1995;4:298-308.
- 153 Ozaki J. Glenohumeral movements of the involuntary inferior and multidirectional instability. *Clin Orthop Relat Res.* 1989:107-111.
- 154 Pagnani MJ, Deng XH, Warren RF, et al. Role of the long head of the biceps brachii in glenohumeral stability: A biomechanical study in cadavera. *J Shoulder Elbow Surg.* 1996;5:255-262.
- 155 Paletta GAJr, Warner JJ, Warren RF, et al. Shoulder kinematics with two-plane x-ray evaluation in patients with anterior instability or rotator cuff tearing. *J Shoulder Elbow Surg.* 1997;6:516-527.
- 156 Panossian VR, Mihata T, Tibone JE, et al. Biomechanical analysis of isolated type II SLAP lesions and repair. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005;14:529-534.
- 157 Petersson C. Degeneration of the acromioclavicular joint. *Acta Orthop Scand.* 1983;54:434.
- 158 Pollock RG, Wang VM, Bucchieri JS, et al. Effects of repetitive subfailure strains on the mechanical behavior of the inferior glenohumeral ligament. *J Shoulder Elbow Surg.* 2000;9:427-435.
- 159 Poppen NK, Walker PS. Forces at the glenohumeral joint in abduction. *Clin Orthop Relat Res.* 1978:165-170.
- 160 Poppen NK, Walker PS. Normal and abnormal motion of the shoulder. *J Bone Joint Surg Am.* 1976;58:195-201.
- 161 Reddy AS, Mohr KJ, Pink MM, Jobe FW. Electromyographic analysis of the deltoid and rotator cuff muscles in persons with subacromial impingement. *J Shoulder Elbow Surg.* 2000;9:519-523.
- 162 Reinold MM, Wilk KE, Hooks TR, et al. Thermal-assisted capsular shrinkage of the glenohumeral joint in overhead athletes: a 15- to 47-month follow-up. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2003;33:455-467.
- 163 Reis FP, de Camargo AM, Vitti M, de Carvalho CA. Electromyographic study of the subclavius muscle. *Acta Anat (Basel).* 1979;105:284-290.

- 164 Robinson CM. Fractures of the clavicle in the adult. Epidemiology and classification. *J Bone Joint Surg Br.* 1998;80:476-484.
- 165 Robinson CM, Jenkins PJ, White TO, et al. Primary arthroscopic stabilization for a first-time anterior dislocation of the shoulder. A randomized, double-blind trial. *J Bone Joint Surg Am.* 2008;90:708-721.
- 166 Rundquist PJ, Anderson DD, Guancho CA, Ludewig PM. Shoulder kinematics in subjects with frozen shoulder. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003;84:1473-1479.
- 167 Sabick MB, Kim YK, Torry MR, et al. Biomechanics of the shoulder in youth baseball pitchers: Implications for the development of proximal humeral epiphysiolysis and humeral retrotorsion. *Am J Sports Med.* 2005;33:1716-1722.
- 168 Sabick MB, Torry MR, Kim YK, Hawkins RJ. Humeral torque in professional baseball pitchers. *Am J Sports Med.* 2004;32:892-898.
- 169 Sahara W, Sugamoto K, Murai M, Yoshikawa H. Three-dimensional clavicular and acromioclavicular rotations during arm abduction using vertically open MRI. *J Orthop Res.* 2007;25:1243-1249.
- 170 Saito H, Itoi E, Sugaya H, et al. Location of the glenoid defect in shoulders with recurrent anterior dislocation. *Am J Sports Med.* 2005;33:889-893.
- 171 Sharkey NA, Marder RA. The rotator cuff opposes superior translation of the humeral head. *Am J Sports Med.* 1995;23:270-275.
- 172 Sharkey NA, Marder RA, Hanson PB. The entire rotator cuff contributes to elevation of the arm. *J Orthop Res.* 1994;12:699-708.
- 173 Shklar A, Dvir Z. Isokinetic strength measurements in shoulder muscles. *J Biomech.* 1995;10:369-373.
- 174 Solem-Bertoft E, Thuomas KA, Westerberg CE. The influence of scapular retraction and protraction on the width of the subacromial space. An MRI study. *Clin Orthop Relat Res.* 1993;296:99-103.

- 175 Soslowsky LJ, Flatow EL, Bigliani LU, et al. Quantification of in situ contact areas at the glenohumeral joint: A biomechanical study. *J Orthop Res.* 1992;10:524-534.
- 176 Soslowsky LJ, Malicky DM, Blasier RB. Active and passive factors in inferior glenohumeral stabilization: A biomechanical model. *J Shoulder Elbow Surg.* 1997;6:371-379.
- 177 Spencer EE, Kuhn JE, Huston LJ, et al. Ligamentous restraints to anterior and posterior translation of the sternoclavicular joint. *J Shoulder Elbow Surg.* 2002;11:43-47.
- 178 Standring S. Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice, ed 40. St Louis: Elsevier, 2009.
- 179 Steindler A. Kinesiology of the human body: under normal and pathological conditions. Springfield: Charles C Thomas, 1955.
- 180 Steinmann SP, Wood MB. Pectoralis major transfer for serratus anterior paralysis. *J Shoulder Elbow Surg.* 2003;12:555-560.
- 181 Stokdijk M, Eilers PH, Nagels J, Rozing PM. External rotation in the glenohumeral joint during elevation of the arm. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2003;18:296-302.
- 182 Sugalski MT, Wiater JM, Levine WN, Bigliani LU. An anatomic study of the humeral insertion of the inferior glenohumeral capsule. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005;14:91-95.
- 183 Sugamoto K, Harada T, Machida A, et al. Scapulohumeral rhythm: Relationship between motion velocity and rhythm. *Clin Orthop Relat Res.* 2002;401:119-124.
- 184 Svendsen SW, Gelineck J, Mathiassen SE, et al. Work above shoulder level and degenerative alterations of the rotator cuff tendons: A magnetic resonance imaging study. *Arthritis Rheum.* 2004;50:3314-3322.
- 185 Teece RM, Lunden JB, Lloyd AS, et al. Three-dimensional acromioclavicular joint motions during elevation of the arm. *J Orthop*

*Sports Phys Ther.* 2008;38:181-190.

- 186 Terrier A, Reist A, Vogel A, Farron A. Effect of supraspinatus deficiency on humerus translation and glenohumeral contact force during abduction. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2007;22:645-651.
- 187 Thigpen CA, Gross MT, Karas SG, et al. The repeatability of scapular rotations across three planes of humeral elevation. *Res Sports Med.* 2005;13:181-198.
- 188 Ticker JB, Bigliani LU, Soslowsky LJ, et al. Inferior glenohumeral ligament: geometric and strain-rate dependent properties. *J Shoulder Elbow Surg.* 1996;5:269-279.
- 189 Tillander B, Norlin R. Intraoperative measurements of the subacromial distance. *Arthroscopy.* 2002;18:347-352.
- 190 Torg JS, Balduini FC, Bonci C, et al. A modified Bristow-Helfet-May procedure for recurrent dislocation and subluxation of the shoulder. Report of two hundred and twelve cases. *J Bone Joint Surg Am.* 1987;69:904-913.
- 191 Tsai NT, McClure PW, Karduna AR. Effects of muscle fatigue on 3-dimensional scapular kinematics. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003;84:1000-1005.
- 192 Tyler TF, Nicholas SJ, Roy T, Gleim GW. Quantification of posterior capsule tightness and motion loss in patients with shoulder impingement. *Am J Sports Med.* 2000;28:668-673.
- 193 Urayama M, Itoi E, Sashi R, et al. Capsular elongation in shoulders with recurrent anterior dislocation. Quantitative assessment with magnetic resonance arthrography. *Am J Sports Med.* 2003;31:64-67.
- 194 van der Helm FC, Pronk GM. Three-dimensional recording and description of motions of the shoulder mechanism. *J Biomech Eng.* 1995;117:27-40.
- 195 van der Windt DA, Koes BW, de Jong BA, Bouter LM. Shoulder disorders in general practice: Incidence, patient characteristics, and

- management. *Ann Rheum Dis*. 1995;54:959-964.
- 196 Vangsness CTJr, Ennis M, Taylor JG, Atkinson R. Neural anatomy of the glenohumeral ligaments, labrum, and subacromial bursa. *Arthroscopy*. 1995;11:180-184.
- 197 Vangsness CTJr, Jorgenson SS, Watson T, Johnson DL. The origin of the long head of the biceps from the scapula and glenoid labrum. An anatomical study of 100 shoulders. *J Bone Joint Surg Br*. 1994;76:951-954.
- 198 Veeger HE, van der Helm FC. Shoulder function: The perfect compromise between mobility and stability. *J Biomech*. 2007;40:2119-2129.
- 199 von Eisenhart-Rothe R, Matsen FAIII, Eckstein F, et al. Pathomechanics in atraumatic shoulder instability: Scapular positioning correlates with humeral head centering. *Clin Orthop Relat Res*. 2005;433:82-89.
- 200 Walker PS, Poppen NK. Biomechanics of the shoulder joint during abduction in the plane of the scapula (proceedings). *Bull Hosp Joint Dis*. 1977;38:107-111.
- 201 Wang VM, Flatow EL. Pathomechanics of acquired shoulder instability: A basic science perspective. *J Shoulder Elbow Surg*. 2005;14:2S-11S.
- 202 Wang VM, Sugalski MT, Levine WN, et al. Comparison of glenohumeral mechanics following a capsular shift and anterior tightening. *J Bone Joint Surg Am*. 2005;87:1312-1322.
- 203 Ward SR, Hentzen ER, Smallwood LH, et al. Rotator cuff muscle architecture: implications for glenohumeral stability. *Clin Orthop Relat Res*. 2006;448:157-163.
- 204 Warner JJ, Deng XH, Warren RF, Torzilli PA. Static capsuloligamentous restraints to superior-inferior translation of the glenohumeral joint. *Am J Sports Med*. 1992;20:675-685.
- 205 Warner JJ, Micheli LJ, Arslanian LE, et al. Scapulothoracic motion in normal shoulders and shoulders with glenohumeral instability and



impingement syndrome. A study using Moire topographic analysis.  
*Clin Orthop Relat Res.* 1992;285:191-199.

206 Werner AW, Lichtenberg S, Schmitz H, et al. Arthroscopic findings in atraumatic shoulder instability. *Arthroscopy.* 2004;20:268-272.

207 Werner CM, Weishaupt D, Blumenthal S, et al. Effect of experimental suprascapular nerve block on active glenohumeral translations in vivo. *J Orthop Res.* 2006;24:491-500.

208 Wilk KE, Reinold MM, Dugas JR, et al. Current concepts in the recognition and treatment of superior labral (SLAP) lesions. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2005;35:273-291.

209 Williams GRJr, Shakil M, Klimkiewicz J, Iannotti JP. Anatomy of the scapulothoracic articulation. *Clin Orthop Relat Res.* 1999;359:237-246.

210 Yamaguchi K, Ditsios K, Middleton WD, et al. The demographic and morphological features of rotator cuff disease. A comparison of asymptomatic and symptomatic shoulders. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88:1699-1704.

211 Yanagawa T, Goodwin CJ, Shelburne KB, et al. Contributions of the individual muscles of the shoulder to glenohumeral joint stability during abduction. *J Biomech Eng.* 2008;130:021024.

212 Yanai T, Fuss FK, Fukunaga T. In vivo measurements of subacromial impingement: substantial compression develops in abduction with large internal rotation. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2006;21:692-700.

## QUESTÕES PARA ESTUDO

1 Como a morfologia (forma) da articulação esternoclavicular influencia sua artrocinemática durante a elevação e a depressão e durante a protração e retração?

2 Quais tecidos conectivos periarticulares e músculos associados à articulação esternoclavicular se tornam tensos após a depressão

completa da clavícula?

- 3 Descreva como a osteocinemática das articulações esternoclavicular e acromioclavicular podem se combinar para aumentar a protração da articulação escapulotorácica. Inclua eixos de rotação e planos de movimento na sua resposta.
- 4 Compare a artrocinemática na articulação glenoumeral durante a rotação interna a partir da (a) posição anatômica e (b) posição de 90 graus de abdução.
- 5 A lesão em quais raízes nervosas espinhais deve mais provavelmente enfraquecer com severidade o movimento de protração da articulação escapulotorácica? Dica: mencione o Apêndice II, Parte A.
- 6 Com o braço bem estabilizado, descreva a postura provável da escápula seguindo a ativação completa do músculo redondo maior *sem* a ativação dos músculos romboides ou peitoral menor.
- 7 A Figura 5-58 mostra alguns músculos rotadores internos da articulação glenoumeral. Qual função, se houver alguma, os músculos têm no direcionamento do deslizamento posterior do úmero?
- 8 Liste todos os músculos do complexo do ombro que estão provavelmente contraídos durante a abdução ativa do ombro a partir da posição anatômica. Consultando o Apêndice II, Parte A, qual par de raízes nervosas espinhais está mais provavelmente associado à inervação da maioria destes músculos ativos?
- 9 Liste os músculos do ombro que, se estiverem tensos ou fracos,

podem teoricamente favorecer uma postura de *rotação interna* da escápula.

- 10 Liste os músculos do ombro que, se estiverem tensos ou fracos, podem teoricamente favorecer uma postura de *inclinação anterior* da escápula.
- 11 Na teoria, quanta abdução ativa do ombro é possível com a articulação glenoumeral completamente fundida?
- 12 Qual movimento aumenta a tensão em todas as partes do ligamento glenoumeral inferior?
- 13 Descreva o caminho exato da cabeça longa do bíceps, de sua conexão distal para a proximal. Onde o tendão está vulnerável a um encarceramento e inflamação associada?
- 14 Qual(is) movimento(s) ativo(s) são essencialmente impossíveis após uma lesão por avulsão do tronco superior do plexo braquial?
- 15 Como a postura da escápula no tórax afeta a estabilidade estática na articulação glenoumeral?

*As respostas a essas questões para estudo podem ser encontradas no final do livro.*

---

\* Nota da Revis<sup>2</sup> o Cient<sup>2</sup> fica: muitos fisioterapeutas n<sup>2</sup> o concordam com a express<sup>2</sup> o “fortalece” no contexto que <sup>2</sup> aqui apresentada. Isso porque a rela<sup>22</sup> o de for<sup>2</sup> a se d<sup>2</sup> com o m<sup>2</sup> sculo, e n<sup>2</sup> o com tais estruturas. Talvez fosse mais adequado o entendimento da express<sup>2</sup> o como “refor<sup>2</sup> a a estrutura” da articula<sup>22</sup> o.

\* Referências 47, 84, 113, 115, 123, 130, 135, 185, 194.

- \* Nota da Revisão Científica: Na verdade, o ligamento não executa movimento, mas ajuda na estabilidade para permitir um determinado movimento.
- \* Referências 15,32,49,68,119,132,183,191.
- \* Referências 5,60,70,115,125,160,183.
- \* Referências 47,113,115,123,124,125,134,169.
- \* Referências 92,115,123,125,135,174.
- \* Também inervado pelas raízes nervosas de C<sup>3</sup> e C<sup>4</sup> do plexo braquial.

---

## CAPÍTULO 6

# Cotovelo e Antebraço

DONALD A. NEUMANN, PT, PhD,  
FAPTA

### VISÃO GERAL DO CAPÍTULO

#### **OSTEOLOGIA,**

Úmero Médio-Distal,  
Ulna,  
Rádio,

#### **ARTROLOGIA,**

##### **Articulações do Cotovelo,**

Características Gerais das Articulações Úmero-Ulnar  
e Umerorradial,

Tecido Conjuntivo Periarticular,  
Cinemática,

##### **Estrutura e Função da Membrana Interóssea,**

##### **Articulações do Antebraço,**

Características Gerais das Articulações Rádio-Ulnar  
Proximal e Distal,

Estrutura Articular e Tecido Conjuntivo  
Periarticular,  
Cinemática,

**INTERAÇÃO MÚSCULO E ARTICULAÇÃO,**  
**Revisão Neuroanatômica: Vias dos Nervos**  
**Musculocutâneo, Radial, Mediano e Ulnar**  
**através do Cotovelo, Antebraço, Punho e Mão,**  
**Inervação dos Músculos e Articulações do Cotovelo**  
**e Antebraço,**  
Inervação Muscular,  
Inervação Sensorial das Articulações,  
**Função dos Músculos do Cotovelo,**  
Flexores do Cotovelo,  
Extensores do Cotovelo,  
**Função dos Músculos Supinadores e Pronadores,**  
Músculos Supinadores,  
Músculos Pronadores,  
**RESUMO,**  
**CONEXÕES CLÍNICAS ADICIONAIS,**  
**REFERÊNCIAS,**  
**QUESTÕES PARA ESTUDO,**

O complexo do cotovelo e antebraço é formado por três ossos e quatro articulações (Fig. 6-1). As *articulações úmero-ulnar* e *umerorradial* formam o cotovelo. Os movimentos de flexão e extensão do cotovelo permitem o ajuste do comprimento funcional total do membro superior. Este mecanismo é usado em muitas atividades importantes, como comer, alcançar objetos, arremessar e fazer a higiene pessoal.

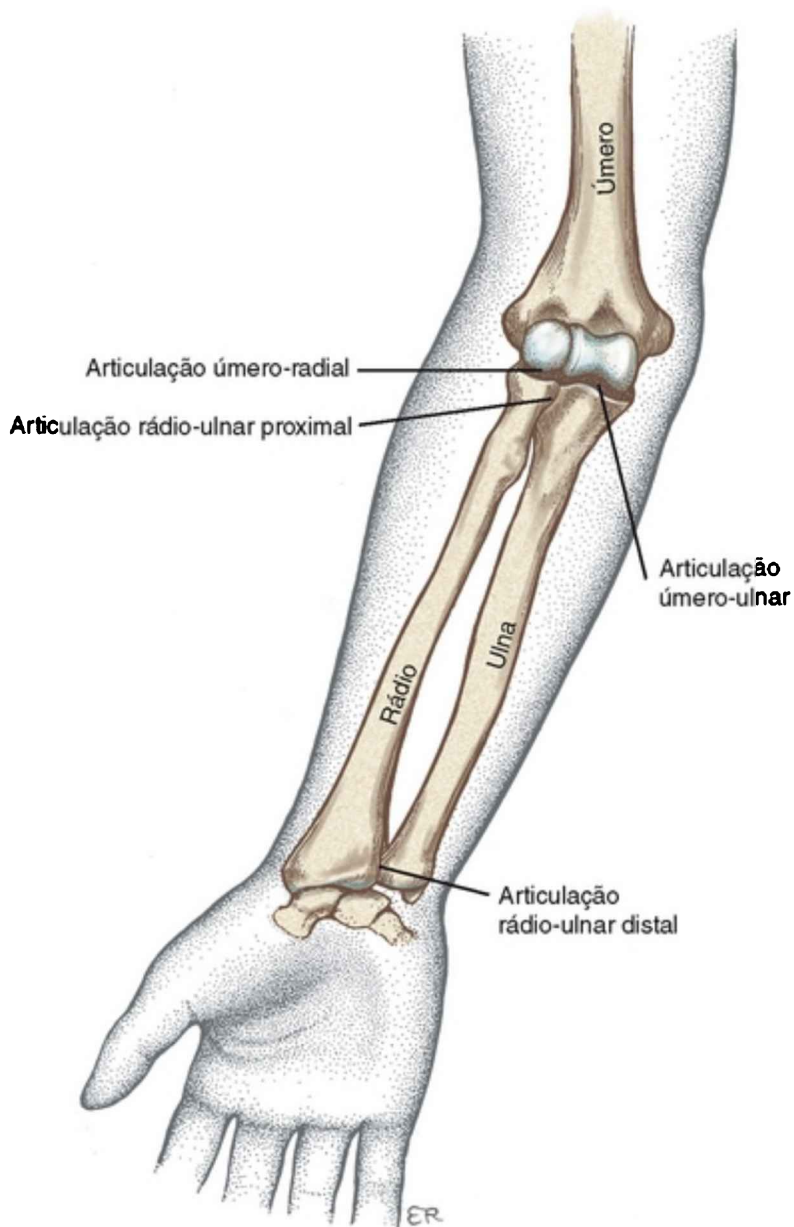


FIGURA 6-1 As articulações do complexo cotovelo-antebraço.

No antebraço, o rádio e a ulna se articulam nas *articulações rádio-ulnares proximal e distal*. Este par de articulações permite que a palma da mão seja virada para cima (supinação) ou para baixo (pronação), sem necessidade de movimentação do ombro. A supinação e a pronação podem ser realizadas conjuntamente à flexão e extensão do cotovelo ou ainda de forma independente. A interação entre as articulações do cotovelo e do antebraço aumenta bastante a variedade dos posicionamentos eficazes da mão.

### Quatro Articulações do Complexo Cotovelo-antebraço

---

1. Articulação úmero-ulnar
2. Articulação umerorradial
3. Articulação rádio-ulnar proximal
4. Articulação rádio-ulnar distal

## **OSTEOLOGIA**

---

### **Úmero Médio-distal**

As superfícies anterior e posterior da porção médio-distal do úmero contêm as inserções proximais do músculo braquial e da cabeça medial do músculo tríceps braquial (Figs. 6-2 e 6-3). A extremidade distal do corpo do úmero termina medialmente, como a tróclea e o epicôndilo medial, e lateralmente, como o capitúlo e o epicôndilo lateral. A *tróclea* é similar a um carretel de linha redondo e vazio. As bordas medial e lateral da tróclea dilatam-se



levemente, formando as *projeções medial e lateral*. A projeção medial é proeminente e se estende mais distalmente do que a projeção lateral adjacente. Entre estas projeções medial e lateral, encontra-se a *fossa troclear*, que, vista da perspectiva posterior para anterior, gira levemente em direção medial (Fig. 6-4). A *fossa coronoide* está localizada imediatamente proximal ao aspecto anterior da tróclea (Fig. 6-2).

Vista anterior



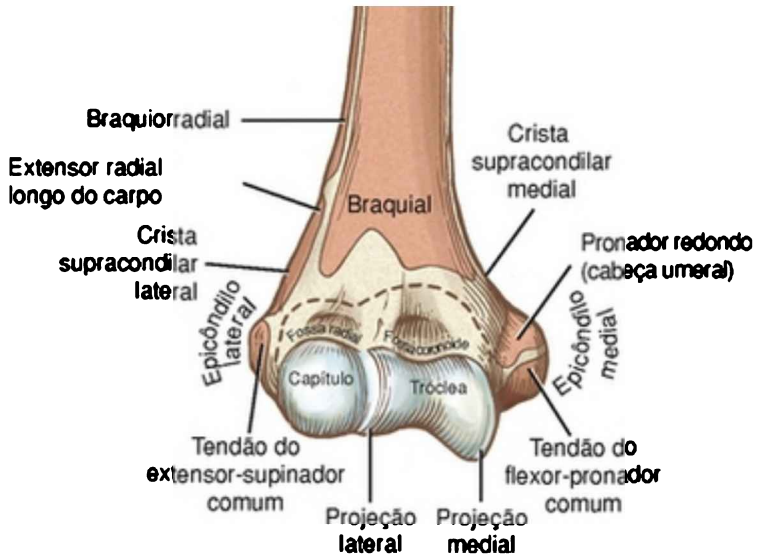
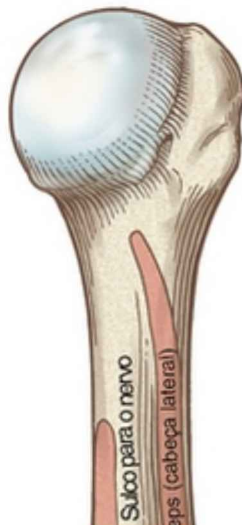
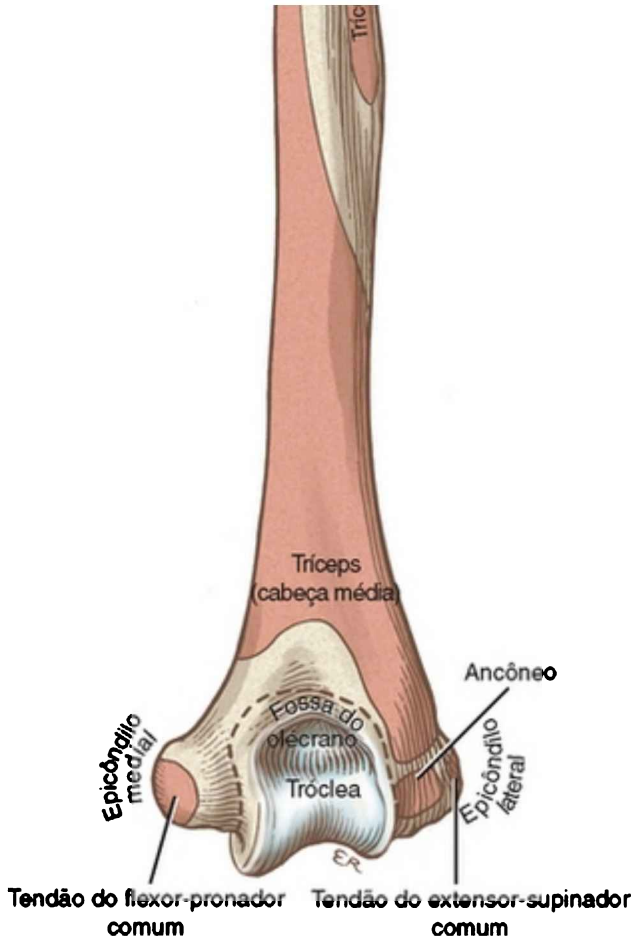


FIGURA 6-2 Aspecto anterior do úmero direito. As inserções musculares proximais são mostradas em ocre. As linhas pontilhadas mostram as inserções capsulares da articulação do cotovelo.

Vista posterior





**FIGURA 6-3** Aspecto posterior do úmero direito. As inserções musculares proximais são mostradas em ocre. As linhas pontilhadas mostram as inserções capsulares da articulação do cotovelo.

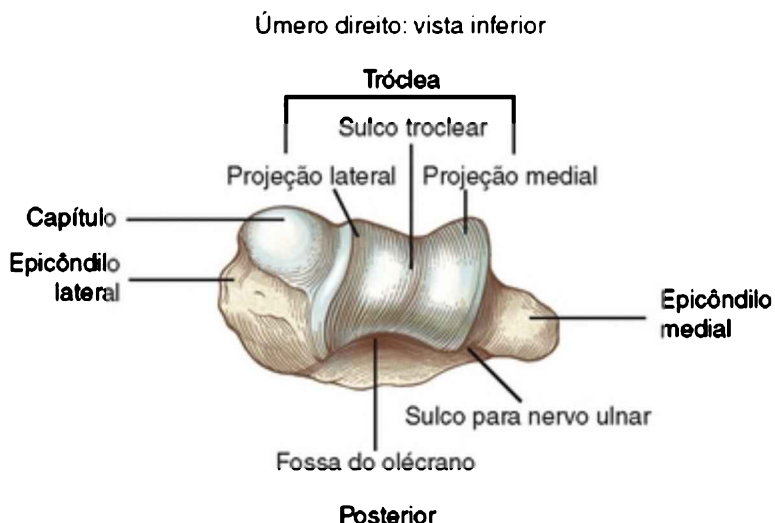


FIGURA 6-4 Extremidade distal do úmero direito, vista inferior.

### Características Osteológicas do Úmero Médio-distal

- Tróclea, incluindo sulco e projeções medial e lateral
- Fossa coronoide
- Capítulo
- Fossa radial
- Epicôndilos medial e lateral
- Cristas supracondilares medial e lateral
- Fossa do olécrano

Diretamente lateral à tróclea, encontra-se uma estrutura redonda, o *capítulo*. O capítulo corresponde a, aproximadamente, metade de uma esfera. Uma pequena *fossa radial* localiza-se proximal à superfície anterior do

capítulo.

O *epicôndilo medial* do úmero se projeta medialmente a partir da tróclea (Figs. 6-2 e 6-4). Esta estrutura proeminente e facilmente palpável serve como ponto de inserção proximal para o ligamento colateral medial do cotovelo, assim como para a maior parte do músculo pronador do antebraço e dos flexores do punho.

O *epicôndilo lateral* do úmero, menos proeminente do que o epicôndilo medial, serve como ponto de inserção proximal para o complexo do ligamento colateral lateral do cotovelo, assim como para a maior parte do supinador do antebraço e para os músculos extensores do punho. As *cristas supracondilares medial e lateral*, que são relativamente superficiais e facilmente palpáveis, estão imediatamente proximais aos dois epicôndilos.

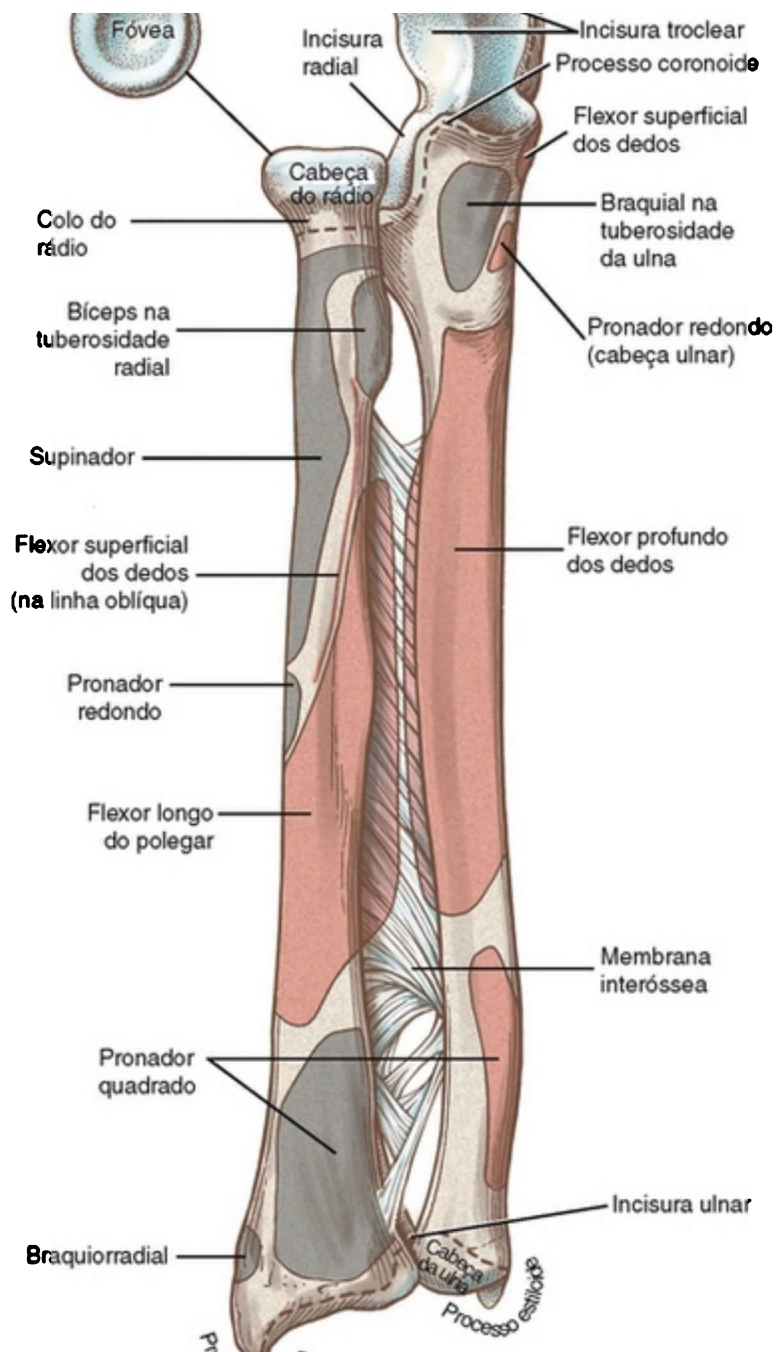
A *fossa do olécrano*, bastante profunda e ampla, está no aspecto posterior do úmero, imediatamente proximal à tróclea. Apenas uma fina lâmina de osso ou membrana separa a fossa do olécrano da fossa coronoide.

## Ulna

A extremidade proximal da ulna é bastante espessa e apresenta processos distintos (Figs. 6-5 e 6-6). O *olécrano* forma a extremidade proximal grande e arredondada da ulna, compondo a “ponta” do cotovelo (Fig. 6-7). A superfície áspera posterior do olécrano aceita a inserção do tríceps braquial. O *processo coronoide* se projeta bruscamente para o corpo anterior da ulna proximal.

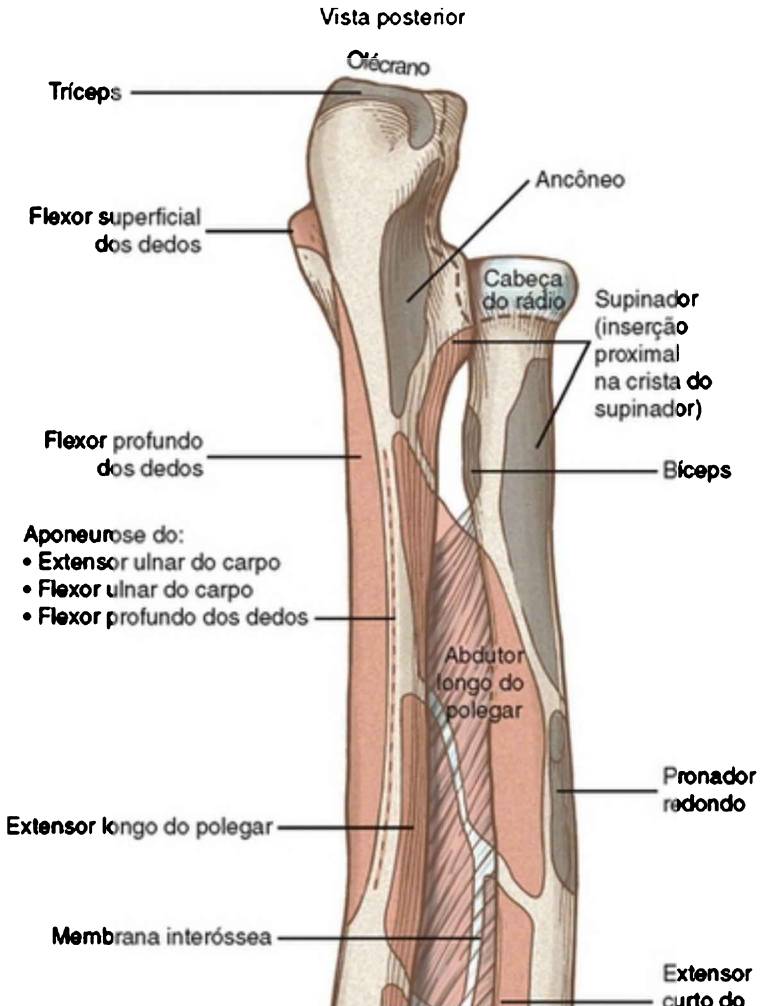
Vista anterior

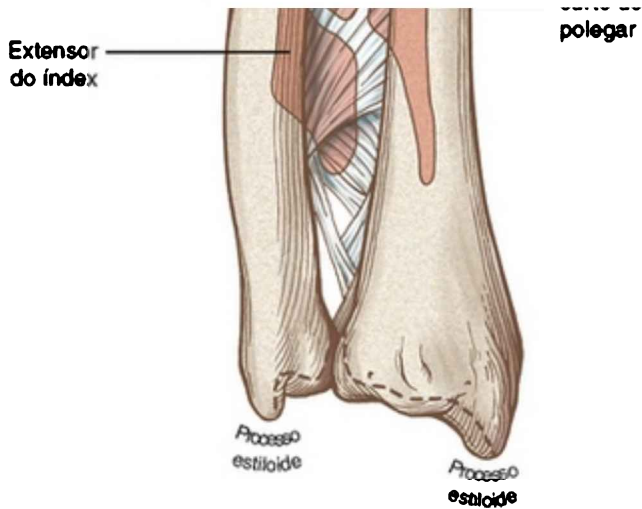






**FIGURA 6-5** Aspecto anterior do rádio e da ulna direitos. As inserções musculares proximais são mostradas em ocre e as distais, em cinza. As linhas pontilhadas mostram as inserções capsulares no cotovelo e no punho e as articulações rádio-ulnar proximal e distal. A cabeça do rádio é desenhada de cima, para mostrar a concavidade da fóvea.





**FIGURA 6-6** Aspecto posterior do rádio e da ulna direitos. As inserções musculares proximais são mostradas em ocre e as distais, em cinza. As linhas pontilhadas mostram as inserções capsulares no cotovelo e no punho e as articulações rádio-ulnar proximal e distal.



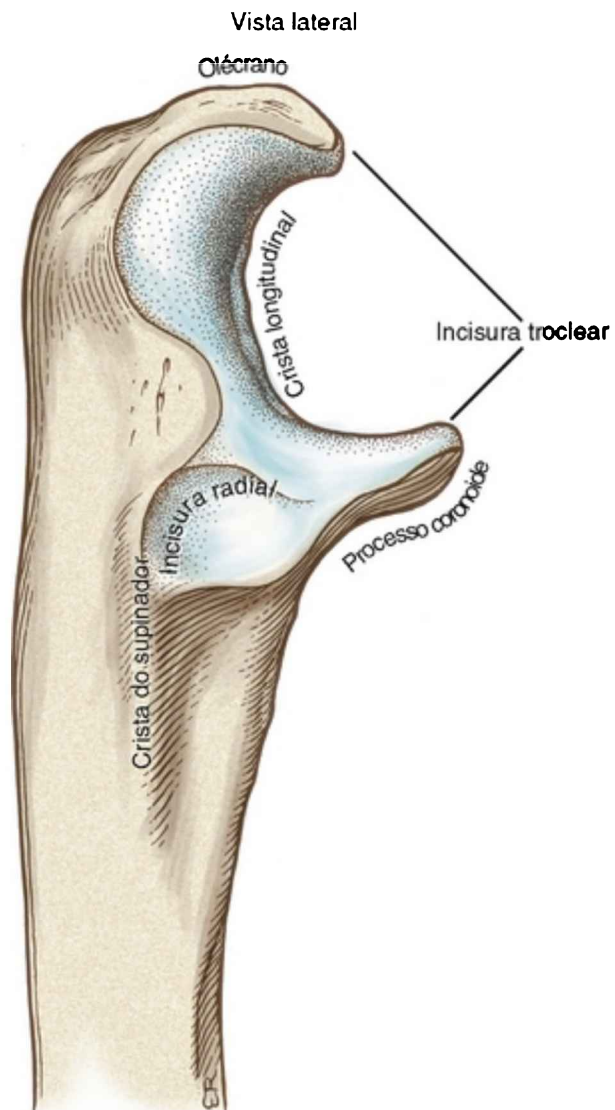


FIGURA 6-7 Vista lateral (radial) da ulna proximal direita, com o rádio removido. Note o formato de mandíbula da incisura troclear.

## Características Osteológicas da Ulna

- Olécrano
- Processo coronoide
- Incisura troclear e crista longitudinal
- Incisura radial
- Crista do supinador
- Tuberosidade da ulna
- Cabeça da ulna
- Processo estiloide

A *incisura troclear* da ulna é um grande processo em formato de mandíbula, localizado entre as pontas anteriores do olécrano e processo coronoide. Esta incisura côncava se articula, firmemente, com a tróclea do úmero, que tem formato recíproco, formando a articulação úmero-ulnar. Uma *crista longitudinal* delgada divide a incisura troclear em sua linha média.

A *incisura radial* da ulna é uma depressão articular imediatamente lateral ao aspecto inferior da incisura troclear (Figs. 6-5 e 6-7). A *crista do supinador* estende-se distalmente e um pouco dorsalmente a partir da incisura radial, que marca as inserções de parte do complexo do ligamento colateral lateral e do músculo supinador. A *tuberosidade da ulna* é uma impressão áspera imediatamente distal ao processo coronoide, formada pela inserção do músculo braquial (Fig. 6-5).

A *cabeça da ulna* está localizada na extremidade distal do osso (Fig. 6-8). A maior parte da cabeça arredondada da ulna é recoberta por cartilagem articular. O *processo*

*estiloide* pontiagudo (do grego *stylos*, pilar) se projeta distalmente a partir da região posteromedial da extremidade distal da ulna.

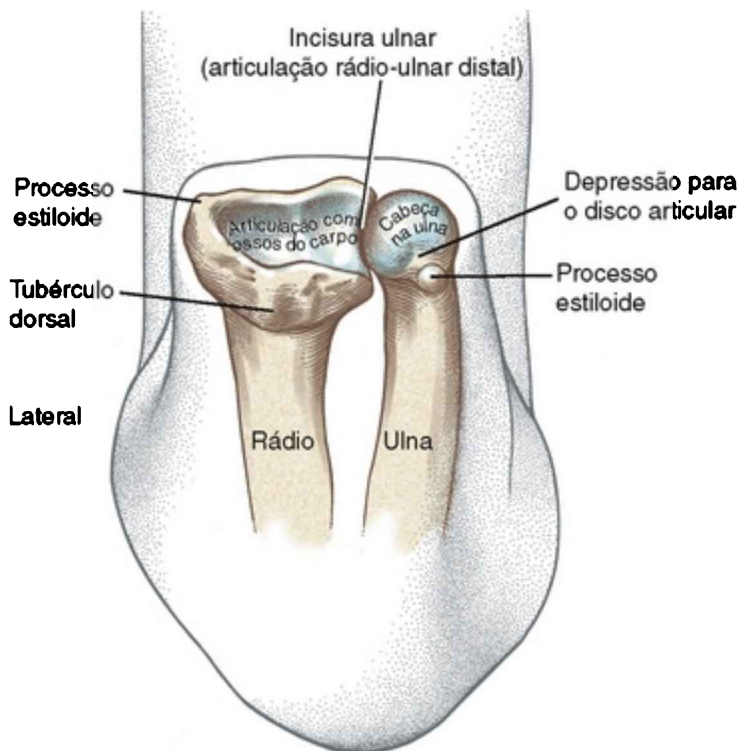


FIGURA 6-8 Extremidade distal do rádio e da ulna direitos após remoção dos ossos do carpo. O antebraço está em supinação completa. Note a proeminente cabeça da ulna e o processo estiloide ulnar adjacente.

## Rádio

Na posição de supinação completa, o rádio é paralelo e lateral à ulna (Figs. 6-5 e 6-6). A extremidade proximal do rádio é diminuta e, portanto, constitui um componente

estrutural relativamente pequeno do cotovelo. Sua extremidade distal, porém, é maior, formando grande parte da articulação do punho.

### Características Osteológicas do Rádio

- Cabeça
- Colo
- Fóvea
- Tuberosidade radial (bicipital)
- Incisura ulnar
- Processo estiloide

A *cabeça do rádio* é uma estrutura discoide localizada na extremidade proximal do rádio. A cartilagem articular recobre cerca de 280 graus a borda da cabeça do rádio.<sup>44</sup> Esta borda faz contato com a incisura radial da ulna, formando a articulação rádio-ulnar proximal. O delgado *colo* do rádio está imediatamente inferior à cabeça do rádio (Fig. 6-5).

A superfície superior da cabeça do rádio é composta por uma depressão rasa, em formato de taça, denominada *fóvea*. Esta concavidade recoberta por cartilagem se articula com o capítulo do úmero, formando a articulação umerorradial. O músculo bíceps braquial se insere no rádio na *tuberosidade radial (bicipital)*, uma região áspera localizada na borda anteromedial do rádio proximal.

A extremidade distal do rádio se articula com os ossos do carpo, formando a articulação radiocarpal do punho (Fig. 6-8). A *incisura ulnar* distal do rádio aceita a cabeça

da ulna na articulação rádio-ulnar distal. O proeminente *processo estilóide* se projeta da superfície lateral do rádio distal, estendendo-se a, aproximadamente, 1 cm mais distal do que o processo estilóide ulnar.

## **ARTROLOGIA**

---

### **Articulações do Cotovelo**

#### **CARACTERÍSTICAS GERAIS DAS ARTICULAÇÕES ÚMERO-ULNAR E UMERORRADIAL**

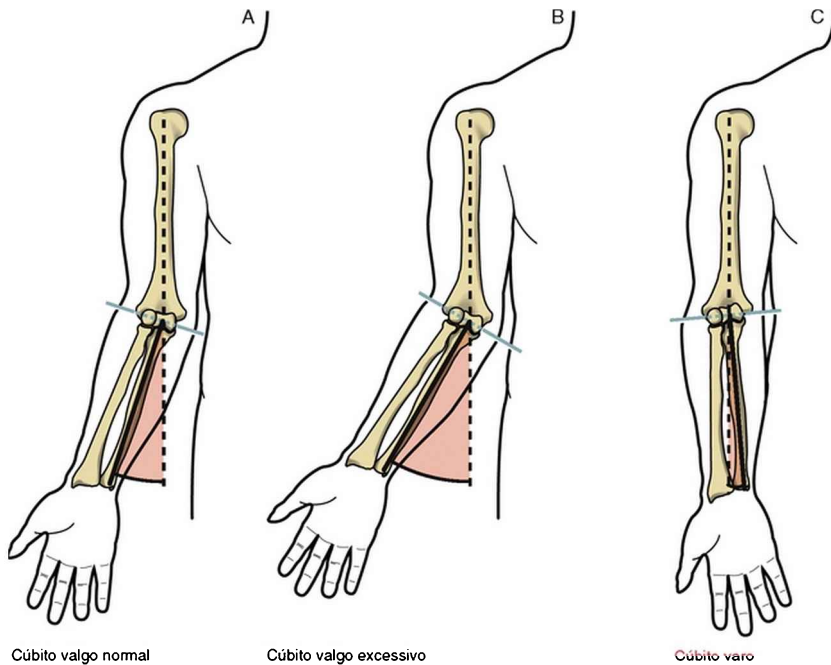
O cotovelo é composto pelas articulações úmero-ulnar e umerorradial. O encaixe firme entre a tróclea e a incisura troclear, na articulação úmero-ulnar, é majoritariamente responsável pela estabilidade estrutural do cotovelo.

Os primeiros anatomistas classificaram o cotovelo como *gínglimo* ou *articulação em dobradiça*, devido à sua movimentação uniplanar predominante de flexão e extensão. O termo *articulação em dobradiça modificada* é, na verdade, mais adequado, já que a ulna sofre uma leve rotação axial (ou seja, rotação por seu próprio eixo longitudinal) e movimenta-se lateralmente durante a extensão e flexão.<sup>48</sup> Os bioengenheiros devem considerar estes movimentos acessórios “extrassagitais” relativamente pequenos quando projetam próteses de cotovelo. Sem atenção a este detalhe, os implantes protéticos tendem a sofrer afrouxamento prematuro.<sup>13,29</sup>

#### **“Ângulo Valgo” do Cotovelo**

A flexão e a extensão do cotovelo ocorrem em um eixo de rotação mediolateral relativamente estacionário, passando

pelo epicôndilo lateral adjacente (Fig. 6-9, A).<sup>71</sup> De medial a lateral, o eixo segue em direção levemente superior, devido, em parte, ao prolongamento distal da borda medial da tróclea. Esta assimetria da tróclea faz com que a ulna se desvie lateralmente em relação ao úmero. O ângulo no plano frontal feito naturalmente pelo cotovelo estendido é denominado *cúbito valgo normal*. (O termo “ângulo de carregamento” é frequentemente usado, devido ao fato de que o ângulo do valgo tende a manter objetos carregados à distância da lateral da coxa durante o caminhar). Paraskevas e colaboradores relataram que, em indivíduos saudáveis, o ângulo médio do cúbito valgo é de cerca de 13 graus, com desvio-padrão de quase 6 graus.<sup>58</sup> Em média, as mulheres apresentam maior angulação do que homens, aumentada em cerca de 2 graus. Dois estudos, usando uma grande amostra de indivíduos normais, mostraram que, independente do sexo, o ângulo do valgo é maior no braço dominante.<sup>58,85</sup>



**FIGURA 6-9** A, O eixo de rotação do cotovelo (*linha verde*) se estende de forma levemente oblíqua em direção medial-lateral pelo capitúlo e a tróclea. O *cúbito valgo normal* do cotovelo é mostrado com um ângulo de cerca de 15 graus a partir do eixo longitudinal do úmero. B, A deformidade *cúbito valgo excessivo* é mostrada com o desvio lateral do antebraço em 30 graus. C, A deformidade *cúbito varo* é mostrada com o desvio medial do antebraço em 5 graus.

Ocasionalmente, o cotovelo estendido pode apresentar um *cúbito valgo excessivo*, com mais 20 a 25 graus (Fig. 6-9, B). Por outro lado, o antebraço pode, com menor frequência, apresentar uma deformidade em *cúbito varo* (ou em rifle), onde o antebraço é desviado em direção à linha média (Fig. 6-9, C). Os termos *valgo* e *varo* são derivados, respectivamente, das expressões latinas correspondentes a

*virado para fora* (abduzido) e *virado para dentro* (aduzido).

Uma acentuada deformidade em valgo ou varo pode ser provocada por traumas, como fraturas graves na “placa de crescimento” do úmero distal em crianças. O cúbito valgo excessivo pode estirar e danificar o nervo ulnar que segue medialmente ao cotovelo.<sup>11</sup>

## **TECIDO CONJUNTIVO PERIARTICULAR**

A *cápsula articular* do cotovelo contém a articulação úmero-ulnar, a articulação umerorradial e a articulação rádio-ulnar proximal (Fig. 6-10). A cápsula articular ao redor destas articulações é fina e reforçada anteriormente por bandas oblíquas de tecido fibroso. Uma *membrana sinovial* recobre a superfície interna da cápsula (Fig. 6-11).



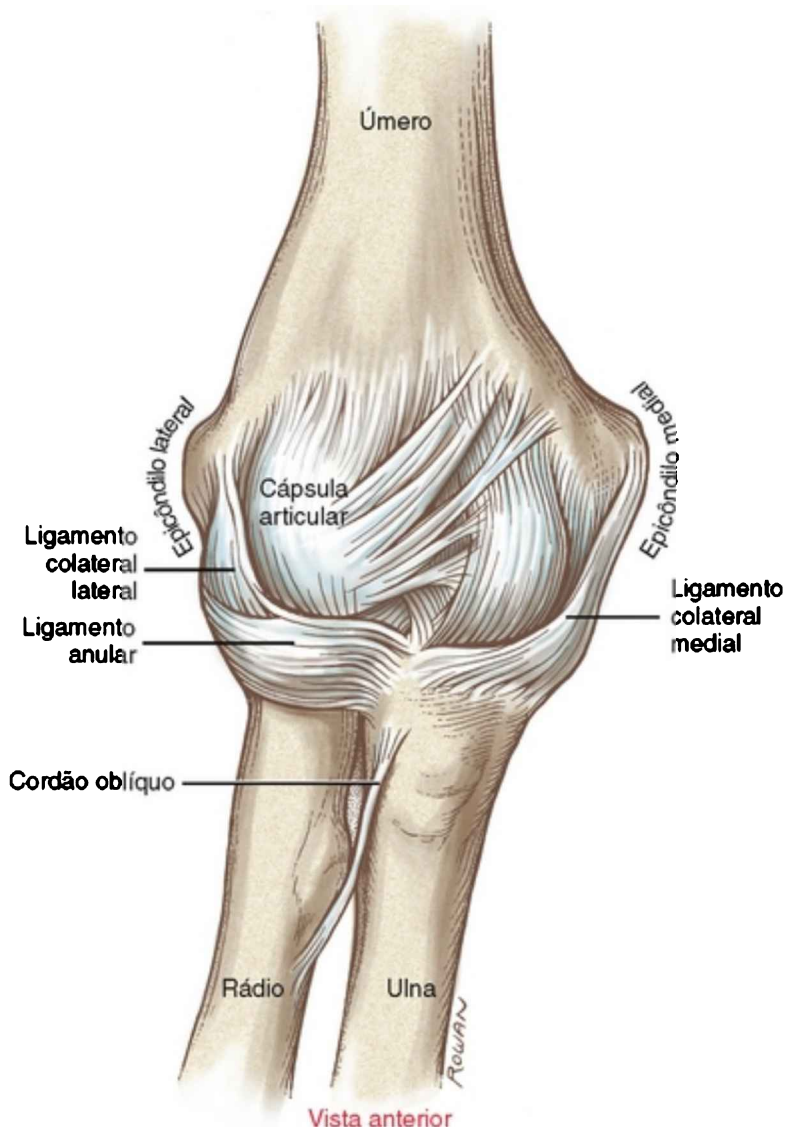
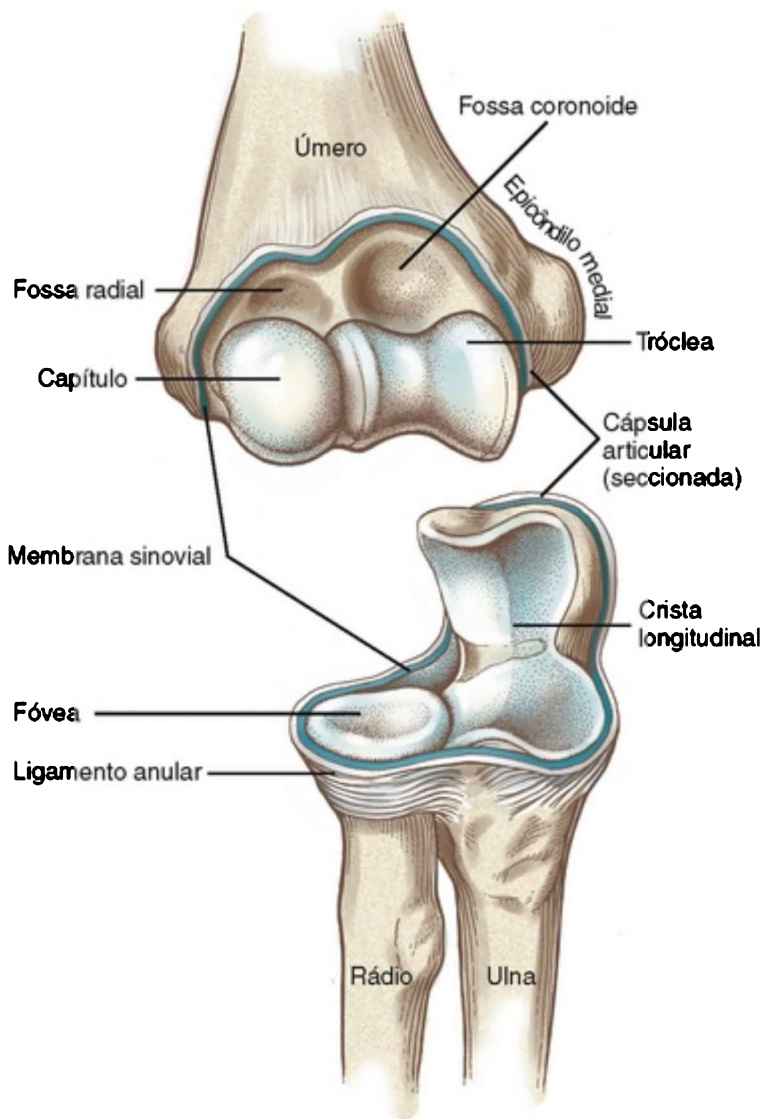


FIGURA 6-10 Vista anterior do cotovelo direito, mostrando a cápsula e os ligamentos colaterais.



**FIGURA 6-11** Vista anterior do cotovelo direito, desarticulado de modo a expor as articulações úmero-ulnar e umerorradial. A margem da articulação rádio-ulnar é mostrada na cápsula do cotovelo. Note a pequena área na incisura troclear que não possui cartilagem articular. A membrana sinovial que

recobre o lado interno da cápsula é mostrada em azul.

A cápsula articular do cotovelo é fortalecida pelos ligamentos colaterais. Estes ligamentos são uma importante fonte de estabilidade para a articulação do cotovelo. Os movimentos que aumentam a tensão nestes ligamentos estão listados na Tabela 6-1. O *ligamento colateral medial* é composto pelos feixes fibrosos anteriores, posteriores e transversos (Fig. 6-12). As *fibras anteriores* são as mais fortes e rígidas do ligamento colateral medial.<sup>63</sup> Assim, estas fibras são responsáveis pela resistência mais significativa contra a força valgo (de abdução) do cotovelo. As fibras anteriores são originárias da porção anterior do epicôndilo medial e se inserem na porção medial do processo coronoide da ulna.<sup>18</sup> Uma vez que as fibras anteriores se estendem pelos dois lados do eixo de rotação, pelo menos algumas são tensionadas no plano sagital de movimentação. As fibras anteriores, portanto, conferem estabilidade articular por toda a amplitude de movimento.<sup>10</sup>

**TABELA 6-1** Movimentos que Aumentam a Tensão nos Ligamentos Colaterais do Cotovelo

Ligamento	Movimentos que Aumentam a Tensão
Ligamento colateral medial (fibras anteriores)*	Valgo Extensão e flexão

Ligamento colateral medial (fibras posteriores)*	Valgo Flexão
Ligamento colateral radial	Varo Rotação externa
Ligamento colateral lateral (ulnar)*	Varo Rotação externa e flexão
Ligamento anular	Distração do rádio, rotação externa

\* Estabilizador primário valgo ou varo.

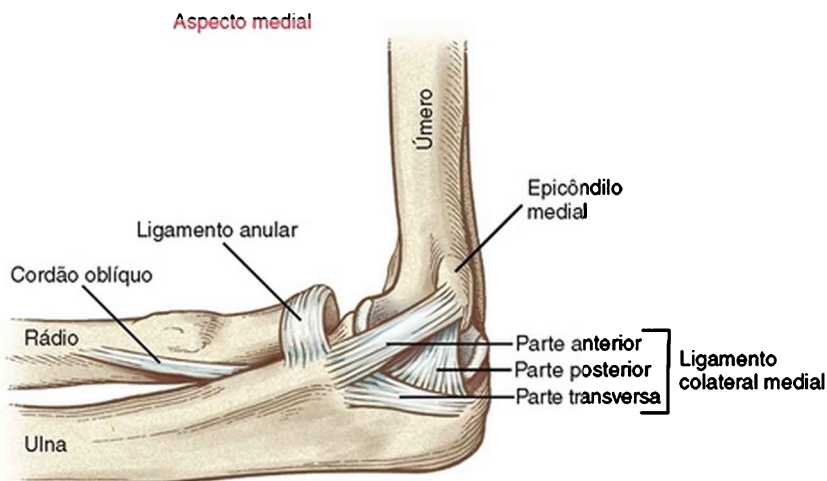


FIGURA 6-12 Componentes do ligamento colateral medial do cotovelo direito.

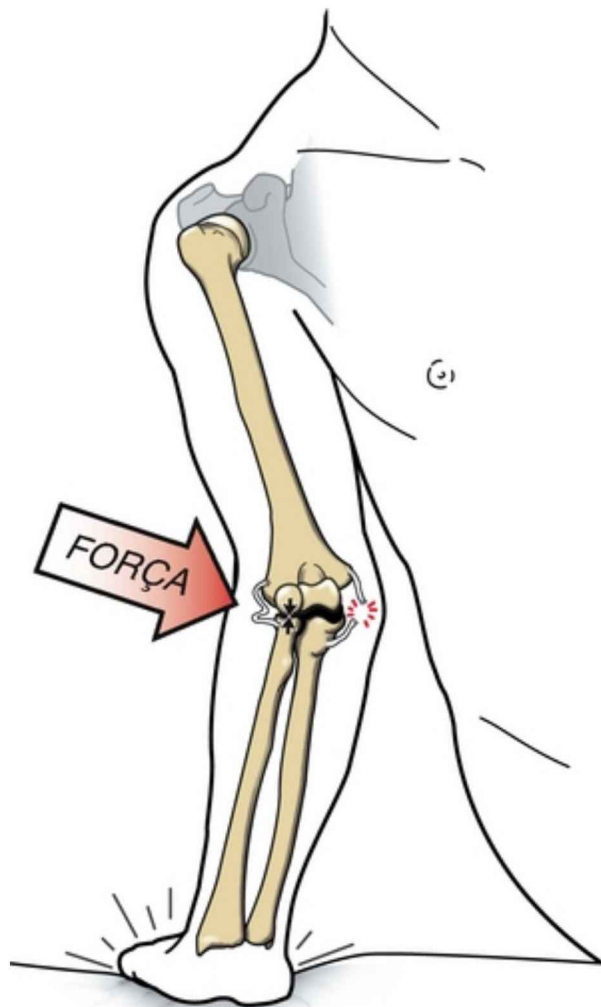
*As fibras posteriores* do ligamento colateral medial são

menos definidas do que as fibras anteriores e são, essencialmente, espessamentos da cápsula posteromedial. Conforme mostrado na Figura 6-12, as fibras posteriores se inserem na porção posterior do epicôndilo medial e na margem medial do olécrano. As fibras posteriores resistem à força do valgo e também se tornam tensas nos extremos da flexão do cotovelo.<sup>63</sup> Um terceiro grupo de *fibras transversas* mal-desenvolvidas passa do olécrano ao processo coronoide da ulna. Uma vez que estas fibras se originam e inserem no mesmo osso, não conferem estabilidade articular significativa.

Além dos ligamentos colaterais mediais, as fibras proximais dos grupos musculares flexores do punho e pronadores também resistem ao valgo excessivo do cotovelo, produtor de tensão, principalmente aquelas do flexor ulnar do carpo. Por esta razão, estes músculos são denominados *estabilizadores dinâmicos mediais* do cotovelo.<sup>38</sup>

O ligamento colateral medial é suscetível à lesão quando o cotovelo completamente estendido é violentamente forçado em valgo excessivo, o que ocorre com frequência devido a quedas sobre o braço e a mão estendida (Fig. 6-13).<sup>12</sup> A lesão ao ligamento pode ser associada à fratura na articulação umerorradial ou em qualquer ponto do comprimento do rádio – o osso do antebraço que absorve 80% da força de compressão aplicada através do punho. Uma grande força aplicada em valgo também pode lesionar o nervo ulnar ou as inserções proximais dos músculos pronadores e flexores do punho. A cápsula anterior também pode ser lesada caso a articulação seja excessivamente hiperestendida. O ligamento colateral medial é também suscetível a lesões provocadas por forças

repetitivas, aplicada em valgo no cotovelo em atividades onde não há sustentação de peso, tais como arremessar uma bola de beisebol ou bloquear uma bola de vôlei.<sup>65,83</sup>



Vista anterior

**FIGURA 6-13** As tentativas de se segurar durante uma queda podem criar um grave produtor de forças em valgo no cotovelo,

provocando a ruptura do ligamento colateral medial e uma força compressiva, potencialmente danosa, na articulação umerorradial.

O *complexo do ligamento colateral lateral* do cotovelo tem forma mais variável do que o ligamento colateral medial (Fig. 6-14). O complexo ligamentoso se origina no epicôndilo lateral e imediatamente se divide em dois feixes fibrosos. Um deles, tradicionalmente conhecido como *ligamento colateral radial*, segue para se fundir ao ligamento anular. Um segundo feixe fibroso, denominado *ligamento colateral lateral (ulnar)*, se insere distalmente na crista do supinador. Estas fibras são tensionadas durante a flexão total.<sup>63</sup> Inserindo-se na ulna, o ligamento colateral lateral (ulnar) e as fibras anteriores do ligamento colateral medial funcionam como “guias” colaterais ao cotovelo, conferindo estabilidade mediolateral à ulna durante a movimentação no plano sagital.

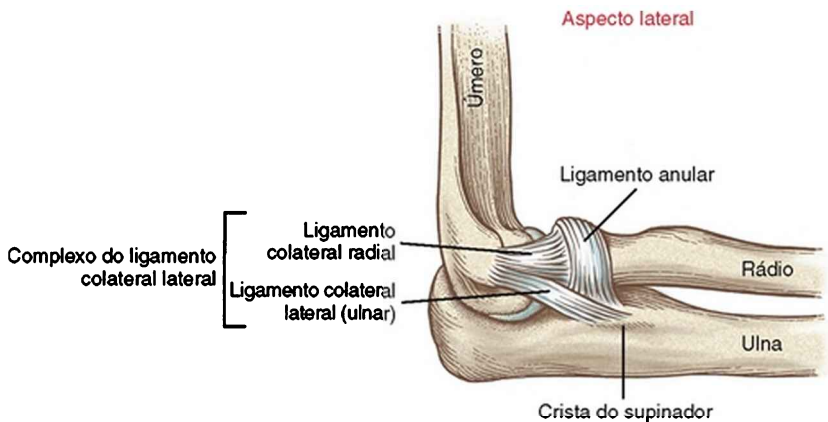


FIGURA 6-14 Componentes do complexo do ligamento colateral lateral do cotovelo direito.

O complexo do ligamento colateral lateral e o aspecto posterolateral da cápsula são estabilizadores primários contra forças produzidas em varo.<sup>56</sup> Frequentemente, após um único evento esportivo traumático, a ruptura deste sistema de ligamentos pode não apenas aumentar o varo (“adução”) do cotovelo, como também gerar instabilidade rotatória posterolateral. Esta instabilidade é expressa como uma rotação externa excessiva do antebraço, com posterior luxação das articulações úmero-ulnar e umerorradial.<sup>19,54</sup>

Os ligamentos ao redor do cotovelo são dotados de mecanorreceptores compostos por órgãos de Golgi, terminais de Ruffini, corpúsculos de Pacini e terminações nervosas livres.<sup>59</sup> Estes receptores podem fornecer importantes informações ao sistema nervoso, aumentando a propriocepção e detectando os limites seguros para a tensão passiva das estruturas ao redor do cotovelo.

Como em todas as articulações, a articulação do cotovelo possui pressão de ar intracapsular. Esta pressão, determinada pela relação entre o volume de ar e o volume do espaço, é menor em cerca de 80 graus de flexão.<sup>24</sup> Esta posição articular é, muitas vezes, considerada a “posição de conforto” por indivíduos com inflamação e edema articulares. Manter o cotovelo edemaciado em posição flexionada pode melhorar o conforto, mas predispõe ao desenvolvimento de *contractura* em flexão do cotovelo (da raiz latina *contractura*, significa aproximar).

## CINEMÁTICA

### Considerações Funcionais sobre Flexão e Extensão

A flexão do cotovelo realiza importantes funções



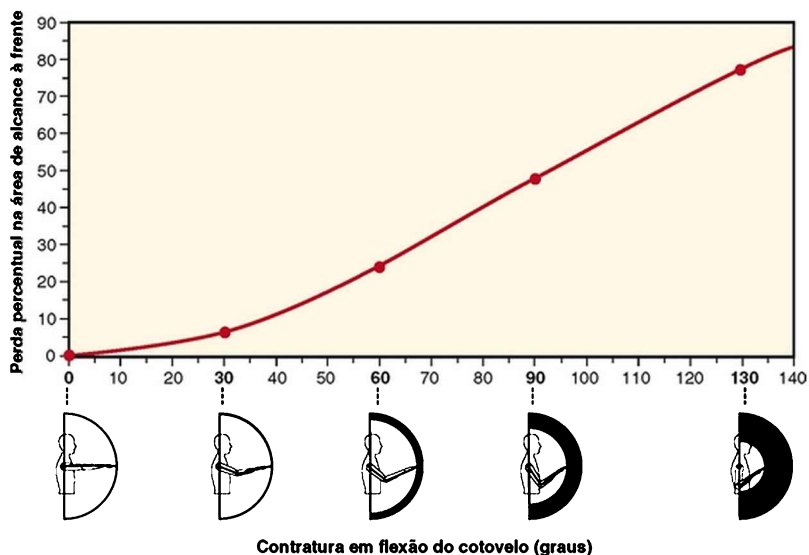
fisiológicas, como empurrar ou levantar objetos, alimentar-se e pentear-se.<sup>77</sup> A incapacidade de trazer, por exemplo, a mão à boca ativamente para se alimentar limita de forma significativa o nível de independência funcional. Indivíduos com lesão medular acima da raiz nervosa C<sup>5</sup> podem sentir esta profunda deficiência funcional, devido à paralisia dos músculos flexores do cotovelo.

A extensão do cotovelo ocorre em atividades como arremessar, puxar e alcançar. A perda da extensão completa, devido a uma contratura da flexão do cotovelo, é frequentemente causada por uma marcante rigidez dos músculos responsáveis por este movimento. Os músculos se tornam anormalmente rígidos após longos períodos de imobilização em posição flexionada e encurtada. A flexão prolongada pode ser resultante do engessamento de um osso fraturado ou de uma ossificação heterotópica pós-traumática, formação de osteófito, inflamação e efusão da articulação, espasticidade muscular, paralisia do músculo tríceps ou cicatrização da pele sobre a porção anterior do cotovelo. Além do retesamento dos músculos flexores, uma rigidez maior pode ser observada na cápsula anterior e em algumas fibras anteriores do ligamento colateral medial.

#### ENFOQUE ESPECIAL 6-1 Contratura em Flexão do Cotovelo e Perda do Alcance à frente

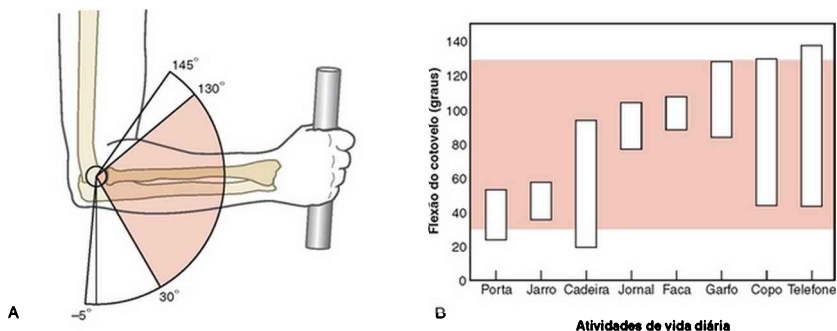
Uma *contratura em flexão* é um enrijecimento de tecidos musculares ou não musculares que restringe a extensão passiva normal. Uma das consequências mais debilitantes de uma contratura em flexão do cotovelo é a redução do alcance. A perda de alcance à frente varia conforme o grau de contratura em flexão do cotovelo. Conforme mostrado na Figura 6-15, o

cotovelo completamente estendido (ou seja, com grau 0 de contratura) apresenta perda de 0 grau na área de alcance à frente. Esta área diminui pouco (menos de 6%) quando a contratura em flexão é inferior a 30 graus. Uma flexão em contratura maior do que 30 graus, porém, resulta em uma perda de alcance à frente muito maior. Como observado no gráfico, uma contratura em flexão de 90 graus reduz o alcance total em quase 50%. Portanto, minimizar a contratura em flexão a menos de 30 graus é um objetivo funcional importante para o paciente. A terapia geralmente usada na redução de uma contratura em flexão do cotovelo inclui a diminuição da inflamação e do edema, o posicionamento da articulação em maior extensão (através do uso de *órteses*, máquinas de movimentação passiva contínua ou de encorajamento frequente), o uso de estruturas de estiramento localizadas anteriormente ao eixo medial-lateral de rotação, a imobilização manual da articulação e o fortalecimento dos músculos que produzem a extensão do cotovelo. Se estes tratamentos relativamente conservadores forem ineficazes, a liberação cirúrgica pode ser indicada.<sup>79</sup> A intervenção mais eficaz para a contratura em flexão do cotovelo, porém, é sua prevenção.



**FIGURA 6-15** Gráfico mostrando a perda percentual na área de alcance à frente do braço, do ombro ao dedo, em função da gravidade da contratura em flexão do cotovelo. Note o brusco aumento na redução do alcance quando a contratura em flexão é maior do que 30 graus. As ilustrações na porção inferior da FIGURA mostram a perda progressiva de alcance, indicada pela maior área semicircular, conforme a contratura em flexão é agravada.

A amplitude máxima de movimentação passiva do cotovelo é de 5 graus além da extensão neutra (0 grau) a 145 graus de flexão (Fig. 6-16). As pesquisas indicam, contudo, que diversas atividades comuns da vida diária usam um “arco funcional” mais limitado, geralmente entre 30 e 130 graus de flexão.<sup>47</sup> Diferentemente das articulações dos membros inferiores, como o joelho, a perda dos extremos de movimentação do cotovelo tende a provocar deficiências funcionais mínimas.

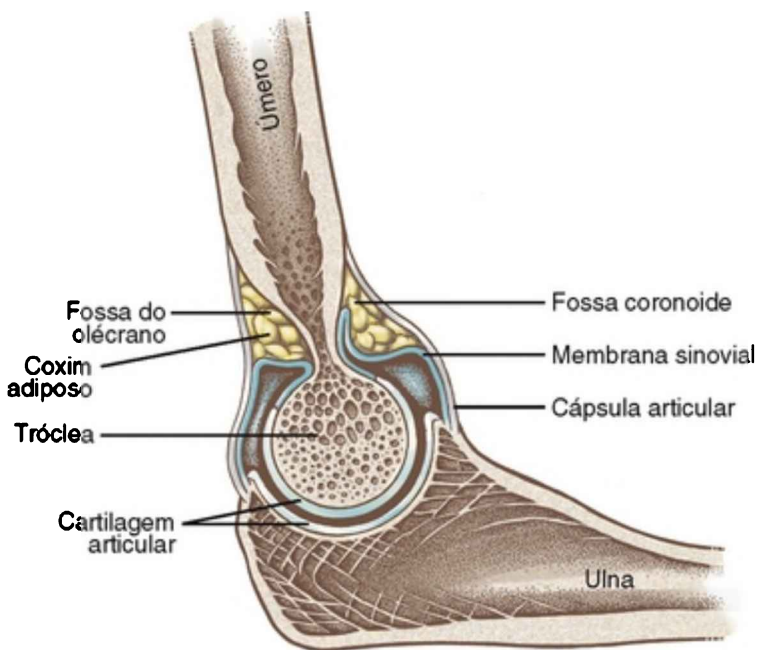


**FIGURA 6-16** Amplitude de movimentação do cotovelo. **A**, Um indivíduo saudável mostra a amplitude média de movimentação do cotovelo, indo de 5 graus além da extensão neutra a 145 graus de flexão. O “arco funcional” de 100 graus, de 30 a 130 graus de flexão (em salmão) é baseado nos dados do histograma. **B**, O histograma mostra a amplitude de movimento do cotovelo que geralmente é necessária para realização das seguintes atividades diárias: abrir uma *porta*, pegar água de uma *jarra*, levantar de uma *cadeira*, segurar um *jornal*, usar uma *faca*, levar um *garfo* à boca, beber de um *copo* e segurar o *telefone*.

(Modificado de Morrey, B.F., Askew, L.J., Chao, E.Y.: *A biomechanical study of normal functional elbow motion*, *J Bone Joint Surg Am* 63:872, 1981.)

### Artrocinemática da Articulação Úmero-ulnar

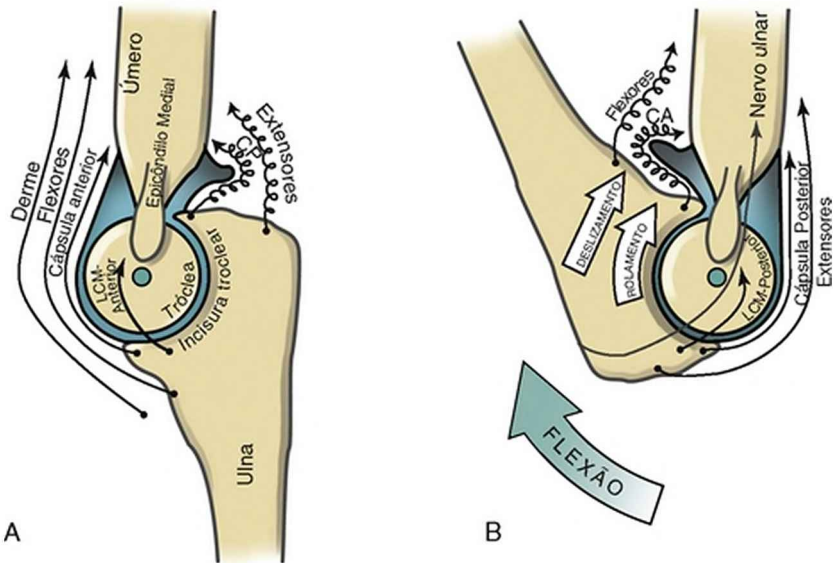
A articulação úmero-ulnar é a articulação entre a incisura troclear côncava da ulna e a tróclea convexa do úmero (Fig. 6-17). A cartilagem hialina recobre cerca de 300 graus da superfície articular da tróclea, mas apenas 180 graus da incisura troclear. A congruência natural e o formato desta articulação limitam a movimentação, principalmente no plano sagital.



**FIGURA 6-17** Corte sagital da articulação úmero-ulnar, mostrando as superfícies articulares bem-ajustadas entre a incisura troclear e a tróclea. A membrana sinovial que recobre o lado interno da cápsula é mostrada em azul.

Para que a articulação úmero-ulnar seja completamente estendida, é necessário que a derme anterior ao cotovelo, os músculos flexores, a cápsula anterior e as fibras anteriores ao ligamento colateral medial possam ser suficientemente estendidos (Fig. 6-18, A). A extensão total também requer que a ponta proeminente do olécrano seja encaixada na fossa do olécrano. A formação óssea ectópica (do grego *ecto*, fora, + *topos*, local) excessiva pode, portanto, limitar a extensão total. Em condições normais, a articulação úmero-ulnar saudável é estabilizada, quando em extensão,

principalmente pela congruência articular e também pela maior tensão dos tecidos conjuntivos estirados.



Repouso em extensão

**FIGURA 6-18** Corte sagital pela articulação úmero-ulnar. **A**, A articulação repousa em extensão total. **B**, A articulação é passivamente colocada em flexão completa. Note que, em flexão completa, o processo coronoide da ulna se encaixa na fossa coronoide do úmero. O eixo medial-lateral de rotação é mostrado através do centro da tróclea. As estruturas estiradas (tensas) são mostradas como finas setas alongadas e as estruturas relaxadas são indicadas por setas enroladas. *CA*, cápsula anterior; *LCM-Anterior*, algumas das fibras anteriores do ligamento colateral medial; *LCM-Posterior*, fibras posteriores do ligamento colateral medial; *CP*, cápsula posterior.

Durante a flexão da articulação úmero-ulnar, a superfície côncava da incisura troclear rola e desliza pela

tróclea convexa (Fig. 6-18, *B*). A flexão total do cotovelo requer o alongamento da cápsula posterior, dos músculos extensores, do nervo ulnar,<sup>68,73</sup> e de certas porções dos ligamentos colaterais, principalmente as fibras posteriores do ligamento colateral medial. O estiramento do nervo ulnar pela flexão prolongada ou repetida do cotovelo pode causar neuropatia. O tratamento cirúrgico normal para esta enfermidade é a transferência do nervo ulnar anterior ao epicôndilo medial, reduzindo, assim, a tensão sobre a estrutura durante a flexão.<sup>43</sup>

Em lesões graves, a incisura troclear da ulna pode ser posteriormente deslocada em relação à tróclea do úmero. Este deslocamento é, com frequência, causado pela queda sobre o braço e a mão estendida e, portanto, pode ser associado à fratura do rádio.

### **Artrocinemática da Articulação Umerorrádial**

A articulação umerorrádial é composta pela fôvea em formato de taça, na cabeça do rádio, e o capítulo, de conformação redonda recíproca. A artrocinemática da flexão e extensão consiste do rolamento e deslizamento da fôvea do rádio pela convexidade do capítulo (Fig. 6-19). Durante a flexão ativa, a fôvea radial é firmemente tracionada contra o capítulo pelos músculos em contração.<sup>46</sup>

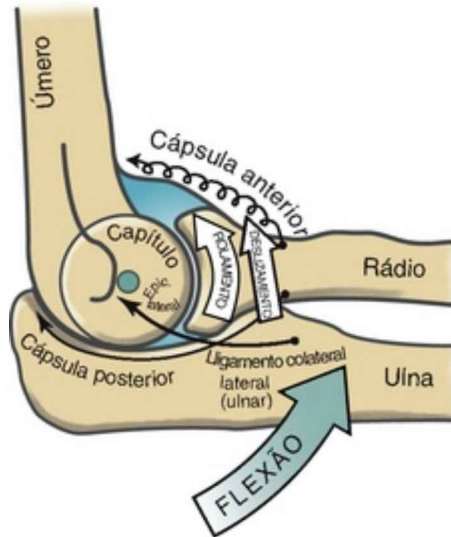


FIGURA 6-19 Corte sagital pela articulação umerorrádial durante a flexão passiva. Note o eixo mediolateral de rotação, no centro do capítulo. As estruturas estiradas (tensas) são mostradas como finas setas alongadas e as estruturas relaxadas são indicadas por setas enroladas. Note o alongamento do ligamento colateral lateral (ulnar) durante a flexão.

Comparada à articulação úmero-ulnar, a articulação umerorrádial confere estabilidade mínima no plano sagital ao cotovelo. A articulação umerorrádial, porém, confere cerca de 50% de resistência contra uma força produtora de valgo no cotovelo.<sup>49</sup>

### Estrutura e Função da Membrana Interóssea

O rádio e a ulna são unidos pela *membrana interóssea* do antebraço (Fig. 6-20). Embora diversas fibras acessórias tenham sido descritas, as *bandas centrais*, mais proeminentes, são direcionadas disto-medialmente ao rádio, intersectando o corpo da ulna em cerca de 20



graus.<sup>69</sup> As bandas centrais são cerca de duas vezes mais espessas do que as demais fibras, e apresentam força tensora final similar à do tendão patelar do joelho.<sup>61</sup> Algumas bandas esparsas e mal-definidas seguem perpendicularmente às bandas centrais da membrana interóssea. Uma destas bandas, o *cordão oblíquo*, segue da lateral da tuberosidade da ulna até imediatamente distal à tuberosidade do rádio. Outra banda sem nome se localiza na extremidade mais distal da membrana interóssea.

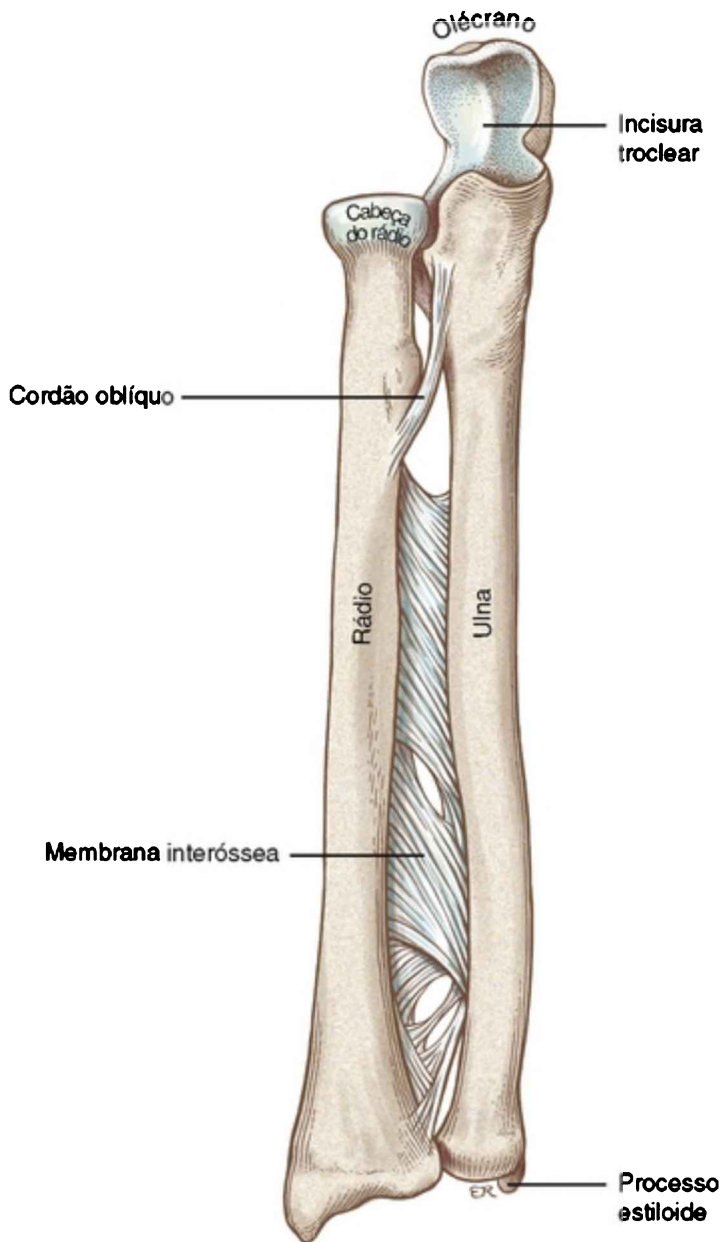
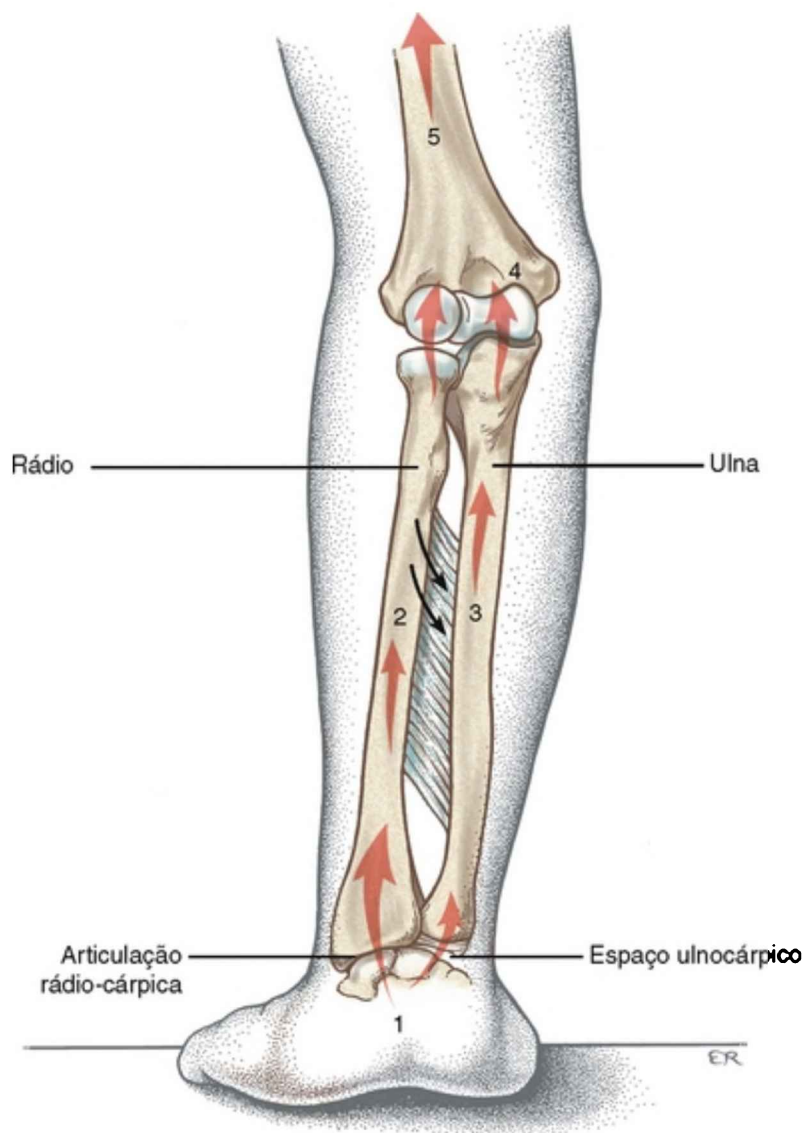


FIGURA 6-20 Vista anterior do antebraço direito, destacando os componentes da membrana interóssea.

As funções primárias da membrana interóssea são: ligar o rádio à ulna, ser uma inserção estável para diversos músculos extrínsecos da mão e compor um mecanismo de transmissão de força proximalmente pelo membro superior. Conforme mostrado na Figura 6-21, cerca de 80% da força de compressão que cruza o punho é direcionada através da articulação rádio-cárpica. (Fato que é parcialmente responsável pela probabilidade relativamente alta de fratura do rádio em quedas com a mão espalmada.) Os 20% restantes de força cruzam a porção medial do punho, através dos tecidos moles localizados no “espaço ulnocárpico”.<sup>57</sup> Devido à direção das fibras das bandas centrais da membrana interóssea, parte da força proximal dirigida pelo rádio é transferida pela membrana *até a ulna*.<sup>60</sup> Este mecanismo permite que uma porção significativa da força de compressão que age naturalmente sobre o rádio cruze o cotovelo através da articulação úmero-ulnar.<sup>46</sup> Desta maneira, tanto a articulação úmero-ulnar quanto a articulação umerorradial “compartilham”, de forma mais equânime, as forças de compressão que cruzam o cotovelo, reduzindo, assim, o desgaste de cada uma delas a longo prazo.



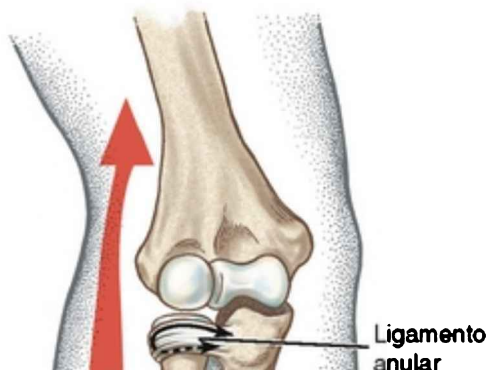
---

FIGURA 6-21 Uma *força de compressão* através da mão é transmitida primariamente para o punho (1), na articulação rádio-cárpica, e para o rádio (2). Esta força puxa a membrana interóssea, tensionando-a (mostrada pelas *duas setas pretas*), e transferindo, assim, uma parte significativa da força de compressão para a ulna (3) e através do cotovelo, na articulação úmero-ulnar (4). As forças de compressão que cruzam o cotovelo são finalmente dirigidas ao ombro (5). As estruturas estiradas (tensas) são mostradas como *finas setas alongadas*.

A maioria dos flexores do cotovelo e quase todos os músculos supinadores e pronadores primários têm sua inserção distal no rádio. Em consequência disso, a contração destes músculos puxa o rádio proximalmente contra o capítulo do úmero, principalmente quando o cotovelo está em extensão quase completa. A análise biomecânica indica que, durante atividades de força máxima, a força de compressão resultante na articulação umerorradial chega a três a quatro vezes o peso do corpo.<sup>2</sup> Com base no mecanismo descrito na Figura 6-21, a membrana interóssea ajuda a desviar parte das forças de compressão produzidas pelo músculo *do rádio para a ulna*. Desta forma, a membrana interóssea ajuda a proteger a articulação umerorradial de grandes forças miogênicas de compressão. Lacerações na membrana interóssea podem causar uma migração proximal mensurável do rádio, devida à ativação de músculos regionais, que aumenta a carga e, possivelmente, degeneram a articulação umerorradial.<sup>32,55</sup> Nos casos em que a cabeça do rádio foi cirurgicamente removida devido a traumas, esta migração proximal é, caracteristicamente, acentuada.<sup>26</sup> Com o passar do tempo, este “desvio” proximal do rádio pode

provocar assimetria óssea no punho ou na articulação rádio-ulnar distal, causando muita dor e perda de função.<sup>16</sup>

As direções predominantes das fibras da membrana interóssea *não são* alinhadas para resistir a forças *distalmente aplicadas* sobre o rádio. Por exemplo, carregar uma mala pesada com o cotovelo estendido, provoca uma força de distração quase que inteiramente através do rádio (Fig. 6-22). A tração distal do rádio puxa, e não tensiona, a maior parte da membrana interóssea, impondo grandes demandas a outros tecidos, como o cordão oblíquo e o ligamento anular, para aceitação do peso da carga. A contração do braquiorradial e de outros músculos normalmente envolvidos podem auxiliar a manter o rádio e a carga firmemente contra o capitulo do úmero. A dor intensa no antebraço em indivíduos que carregam cargas pesadas por longos períodos pode ser causada por fadiga destes músculos. O suporte de cargas pelo antebraço à altura do ombro, como, por exemplo, um garçom carregando uma bandeja, direciona o peso proximalmente pelo rádio, de modo que a membrana interóssea possa auxiliar a dispersão da carga de forma mais equânime.



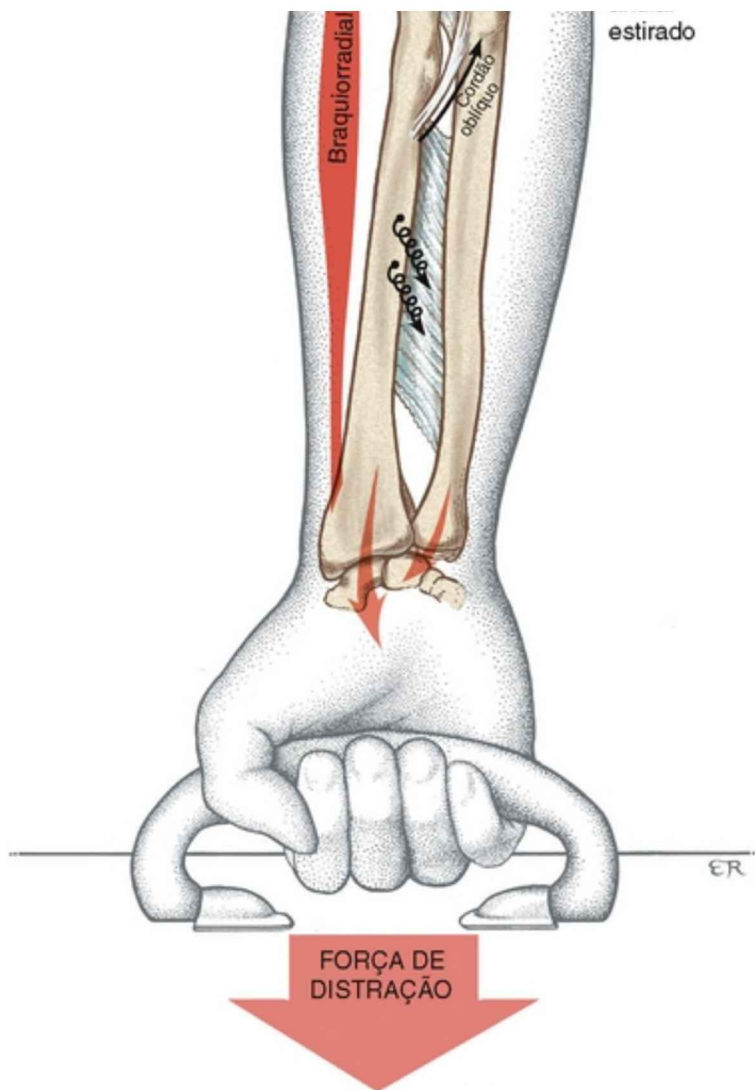


FIGURA 6-22 Segurar uma carga, como uma mala, impõe uma *força de distração*, predominantemente através do rádio. Esta distração relaxa a maior parte da membrana interóssea (mostrada pelas *setas enroladas* sobre a membrana). Outras estruturas, como o cordão oblíquo, o ligamento anular e o braquiorradial, devem auxiliar a sustentação da carga. As

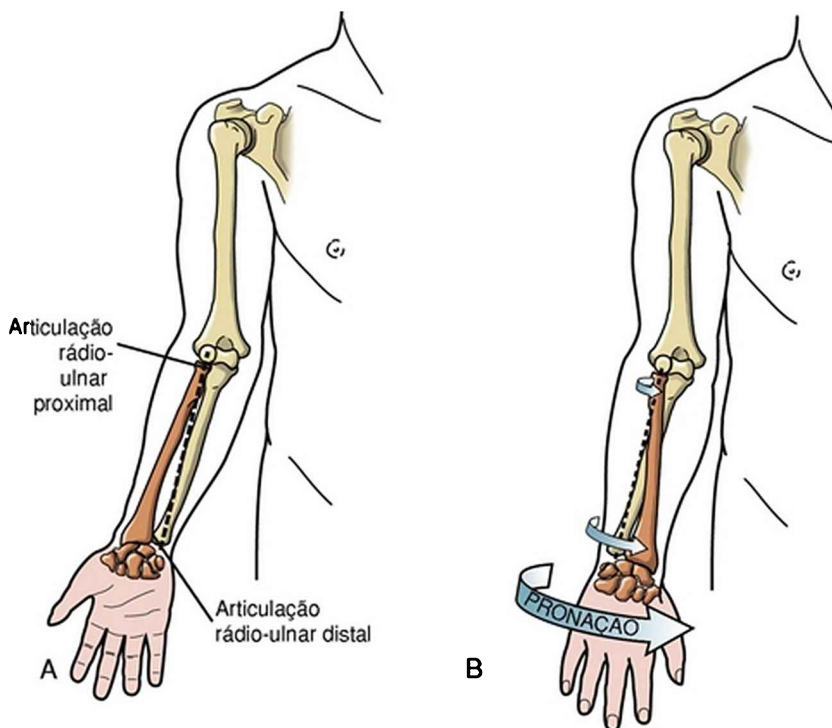
estruturas estiradas (tensas) são mostradas como *finas setas alongadas* e as estruturas relaxadas são indicadas por *setas enroladas*.

## **Articulações do Antebraço**

### **CARACTERÍSTICAS GERAIS DAS ARTICULAÇÕES RÁDIO-ULNAR PROXIMAL E DISTAL**

O rádio e a ulna são unidos pela membrana interóssea e pelas articulações rádio-ulnares proximal e distal. Este conjunto de articulações, situadas em cada extremidade do antebraço, permite que este seja rotacionado em pronação e supinação. A supinação do antebraço coloca a palma da mão para cima e a pronação, para baixo. Esta rotação do antebraço ocorre por um *eixo* que se estende da cabeça do rádio à cabeça da ulna, intersectando e conectando as duas articulações rádio-ulnares (Fig. 6-23).<sup>31</sup> A pronação e a supinação formam um mecanismo que permite a “rotação” independente da mão sem a rotação obrigatória da ulna ou do úmero.





**FIGURA 6-23** Vista anterior do antebraço direito. **A**, Em supinação completa, o rádio e a ulna são paralelos. **B**, Movendo-se em pronação total, o rádio cruza a ulna. O eixo de rotação (*linha pontilhada*) se estende obliquamente através do antebraço, da cabeça do rádio à cabeça da ulna. O rádio e os ossos do carpo (mostrados em marrom) formam o segmento distal do complexo do antebraço. O úmero e a ulna (mostrados em amarelo) formam o segmento proximal do complexo do antebraço. Note que o polegar permanece com o rádio durante a pronação.

A cinemática da rotação do antebraço é mais complicada do que implica a simples terminologia “palma para cima, palma para baixo”. A palma realmente é rotacionada, mas somente porque a mão e o punho estão

firmemente conectados *ao rádio*, e não à ulna. O espaço entre a ulna distal e o lado medial dos carpos permite que estes ossos sejam livremente rotacionados, sem interferência da ulna distal.

Na posição anatômica, o antebraço é completamente supinado quando a ulna e o rádio são paralelos um ao outro (Fig. 6-23, A). Durante a pronação, o segmento distal do complexo do antebraço (ou seja, o rádio e a mão) é rotacionado e cruza a ulna, praticamente fixa (Fig. 6-23, B). Durante um movimento isolado de pronação ou supinação, a ulna, através de sua ligação firme com a articulação úmero-ulnar, permanece quase estacionária. Uma articulação úmero-ulnar estável é um elo rígido, que pode ser usado como pivô pelo rádio, pelo punho e pela mão. A movimentação da articulação úmero-ulnar durante a pronação e a supinação foi descrita, mas somente como uma leve rotação contrária da ulna em relação ao rádio.<sup>35</sup> A ulna pode rotacionar livremente durante a supinação e a pronação, mas apenas se o úmero também puder fazê-lo na articulação glenoumeral.

## **ESTRUTURA ARTICULAR E TECIDO CONJUNTIVO PERIARTICULAR**

### **Articulação Rádio-ulnar Proximal**

A articulação rádio-ulnar proximal, a articulação úmero-ulnar e a articulação umerorradial compartilham uma única cápsula articular. Nesta cápsula, a cabeça do rádio é mantida contra a porção proximal da ulna por meio de um anel fibro-ósseo. Este anel é formado pela incisura radial da ulna e pelo ligamento anular (Fig. 6-24, A). Cerca de 75% deste anel é formado pelo ligamento anular e 25%

pela incisura radial da ulna.



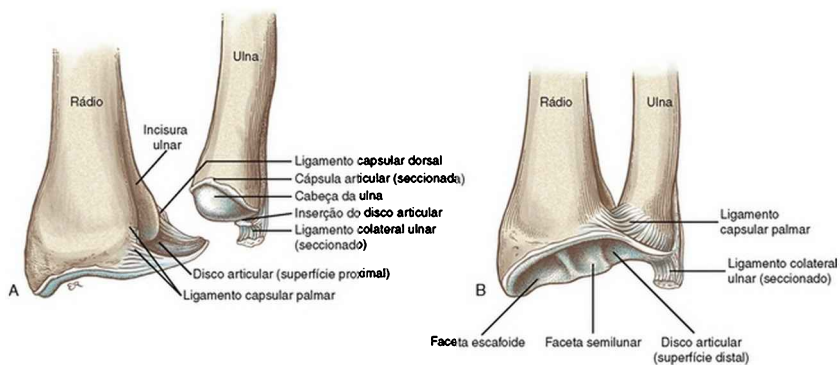
**FIGURA 6-24** Articulação rádio-ulnar proximal direita vista de cima. **A**, O rádio é mantido contra a incisura radial pelo ligamento anular. **B**, O rádio é removido, expondo a superfície interna do componente côncavo da articulação rádio-ulnar proximal. Note a cartilagem revestindo todo anel fibro-ósseo. O ligamento quadrado é seccionado próximo à sua inserção no colo do rádio.

O *ligamento anular* (do latim *annulus*, anel) é uma banda circular espessa de tecido conjuntivo que se insere na ulna dos dois lados da incisura radial (Fig. 6-24, B). O ligamento envolve a cabeça do rádio, aproximando a porção proximal deste osso da ulna. A circunferência interna do ligamento anular é recoberta por cartilagem, reduzindo a fricção contra a cabeça do rádio durante a pronação e a supinação. A superfície externa do ligamento recebe inserções da cápsula do cotovelo, do ligamento colateral radial e do músculo supinador.<sup>8</sup> O *ligamento quadrado* é um fino ligamento fibroso que surge abaixo da incisura radial da ulna e se liga à superfície medial do colo do rádio (Fig. 6-24, B). A função deste ligamento é pouco definida e não foi esclarecida, embora possa ser o apoio da cápsula da articulação rádio-ulnar proximal durante a

rotação do antebraço.<sup>70</sup>

## Articulação Rádio-ulnar Distal

A articulação rádio-ulnar distal é composta pela cabeça convexa da ulna, que repousa na concavidade rasa formada pela incisura ulnar no rádio e na superfície proximal de um disco articular (Fig. 6-26). Esta importante articulação conecta, firmemente, as extremidades distais do rádio e da ulna. A incisura ulnar é rasa, tem frequentemente formato irregular, e permite somente a retenção óssea marginal da articulação. A estabilidade da articulação rádio-ulnar distal é dada pela ativação de músculos<sup>28</sup> e por um elaborado grupo local de tecidos conjuntivos.



**FIGURA 6-26** Vista anterior da articulação rádio-ulnar distal direita. **A**, A cabeça da ulna foi retirada da concavidade formada pela superfície proximal do disco articular e da incisura ulnar do rádio. **B**, O antebraço distal foi levemente inclinado para expor parte da superfície distal do disco articular e suas conexões com o ligamento capsular palmar da articulação rádio-ulnar distal. As facetas escafoide e semilunar, na porção distal do rádio, apresentam impressões feitas por estes ossos do carpo na articulação rádio-cárpica do punho.

O disco articular da articulação rádio-ulnar distal é também conhecido como *fibrocartilagem triangular*, indicando seu formato e tipo tecidual predominante. Conforme mostrado na Figura 6-26, A, a lateral do disco se liga à borda inteira da incisura ulnar do rádio. O corpo principal do disco abre-se horizontalmente em uma forma triangular, com seu ápice medialmente ligado à depressão localizada na cabeça da ulna e no processo estiloide adjacente. As bordas anteriores e posteriores do disco são contínuas aos *ligamentos capsulares palmar (anterior)* e *dorsal (posterior)* da *articulação rádio-ulnar* (Fig. 6-26). A superfície proximal do disco e seus ligamentos capsulares seguram, firmemente, a cabeça da ulna contra a incisura ulnar do rádio durante a supinação e a pronação.<sup>51,81</sup> Experimentalmente, a secção dos ligamentos capsulares em espécimes cadavéricos frescos produz grandes aumentos das translações multidirecionais do rádio distal em todas as posições de supinação e pronação.<sup>80</sup>

### **Introdução ao Complexo Triangular de Fibrocartilagem**

O disco articular é parte de um grande grupo de tecidos conjuntivos conhecido como *complexo triangular de fibrocartilagem*, tipicamente abreviado como *CTFC*.<sup>25,34,67</sup> O CTFC ocupa a maior parte do “espaço ulnocárpico” entre a cabeça da ulna e o lado ulnar do punho. Diversos tecidos conjuntivos adjacentes são incluídos neste complexo, como os ligamentos capsulares da articulação rádio-ulnar distal e o ligamento colateral ulnar (Fig. 6-26, B). O CTFC é o estabilizador primário da articulação rádio-ulnar distal.<sup>80</sup>

Outras estruturas que também conferem estabilidade à articulação rádio-ulnar são o pronador quadrado, o tendão

do extensor ulnar do carpo e as fibras mais distais da membrana interóssea.<sup>22,82</sup> Lacerações ou rupturas do CTFC, principalmente do disco,<sup>39</sup> podem causar deslocamento completo ou instabilidade generalizada da articulação rádio-ulnar distal, tornando os movimentos de pronação e supinação, assim como os do punho, dolorosos e difíceis de executar. (O complexo triangular de fibrocartilagem é anatômica e funcionalmente associado a outras estruturas do punho, sendo discutido em maior profundidade no Cap. 7.)

#### ENFOQUE ESPECIAL 6-2 Deslocamentos da Articulação Rádio-ulnar Proximal: a Síndrome do Estiramento do Cotovelo

Um puxão forte do antebraço, pela mão, pode fazer com que a cabeça do rádio deslize pela extremidade distal do ligamento anular. Crianças pequenas são particularmente suscetíveis a esta síndrome do cotovelo estirado, devido à lassidão do ligamento, à não ossificação da cabeça do rádio, à força relativamente reduzida e aos reflexos mais lentos, além da maior probabilidade de outros puxarem seus braços – como um dos pais ou mesmo um cachorro de estimação (Fig. 6-25). Uma das melhores maneiras de prevenir este deslocamento é explicar aos pais que puxar a mão da criança com força pode provocá-lo.



FIGURA 6-25 Um exemplo de causa de síndrome do cotovelo estirado em uma criança.

*(Redesenhado de Letts RM: Dislocations of the child's elbow. In Morrey, B.F., ed: The elbow and its disorders, ed 3, Philadelphia, 2000, Saunders. Com permissão da Mayo Foundation for Medical Education and Research).*

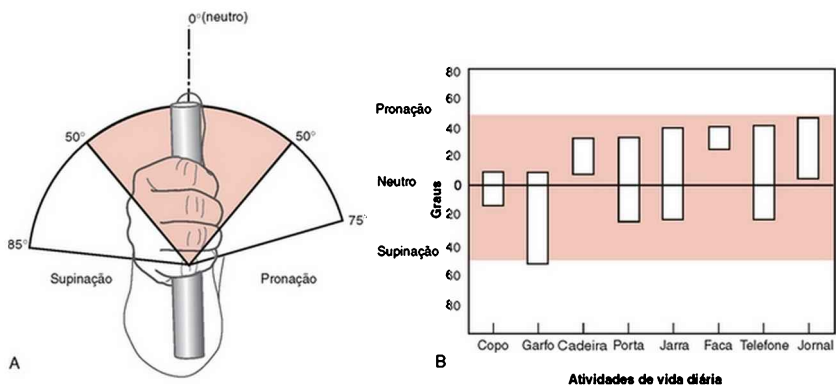
## CINEMÁTICA

### Considerações Funcionais sobre a Pronação e a Supinação

A supinação do antebraço ocorre durante muitas atividades que envolvem a rotação da superfície palmar da mão em direção à face, como se alimentar, lavar-se e barbear-se. A pronação do antebraço, por outro lado, é usada para colocar a superfície palmar da mão para baixo em um objeto, como pegar uma moeda ou empurrar uma cadeira.

A posição de referência zero ou neutra de rotação do antebraço é a de “sinal de positivo”, com o polegar para cima, a meio-caminho entre a pronação e a supinação completas. Em média, o antebraço é rotacionado a cerca de 75 graus de pronação e 85 graus de supinação (Fig. 6-27, A). Conforme mostrado na Figura 6-27, B, diversas atividades da vida diária requerem apenas cerca de 100 graus de rotação do antebraço – cerca de 50 graus de

pronação e 50 graus de supinação.<sup>47</sup> Assim como na articulação do cotovelo, há um arco funcional de 100 graus, que não inclui as amplitudes terminais de movimentação. Os indivíduos que não apresentam os últimos 30 graus de rotação completa do antebraço, por exemplo, ainda são capazes de realizar muitas das atividades rotineiras da vida diária. Até certo ponto, a redução da pronação e da supinação pode ser compensada pela rotação interna e externa do ombro, respectivamente.



**FIGURA 6-27** Amplitude de movimento do complexo do antebraço. **A**, Um indivíduo saudável geralmente permite 0 a 85 graus de supinação e 0 a 75 graus de pronação. A posição neutra, de 0 grau, é mostrada com o polegar apontando para cima. Como no cotovelo, há um “arco funcional” de 100 graus (mostrado em salmão). Este arco é derivado dos dados do histograma mostrado em **B**. **B**, Histograma mostrando a quantidade de rotação do antebraço geralmente requerida por indivíduos saudáveis para realização das seguintes atividades de vida diárias: beber de um *copo*, levar um *garfo* à boca, levantar de uma *cadeira*, abrir uma *porta*, pegar água de uma *jarra*, usar uma *faca*, segurar o *telefone* e ler um *jornal*.

(Modificado de Morrey, B.F., Askew, L.J., Chao, E.Y.: *A biomechanical study of*



*normal functional elbow motion, J Bone Joint Surg Am 63:872, 1981.)*

## **Artrocinemática das Articulações Rádio-ulnares Proximal e Distal**

A pronação e a supinação requerem a movimentação simultânea das articulações rádio-ulnares proximal e distal. Como será explicado adiante, a pronação e a supinação também requerem o movimento da articulação umerorradial adjacente. Restrições em qualquer uma destas articulações limitam a movimentação geral da rotação do antebraço. As restrições da amplitude passiva de movimentação podem ser provocadas pelo enrijecimento dos tecidos musculares e/ou conjuntivos. A Tabela 6-2 lista exemplos destes tecidos.

**TABELA 6-2** Estruturas que Podem Restringir a Supinação e a Pronação

<b>Restrição</b>	<b>Estruturas</b>
Supinação limitada	Pronador redondo, pronador quadrado, CTFC, principalmente o ligamento capsular palmar da articulação rádio-ulnar distal  Membrana interóssea
Pronação limitada	Bíceps ou músculos supinadores  CTFC, principalmente o ligamento capsular dorsal da articulação rádio-ulnar distal

CTFC, complexo triangular de fibrocartilagem

## Supinação

Na *articulação rádio-ulnar proximal*, a supinação ocorre como uma rotação da cabeça medial do rádio no anel fibro-ósseo formado pelo ligamento anular e pela incisura radial da ulna (Fig. 6-28, quadro inferior). O encarceramento da cabeça do rádio pelo anel fibro-ósseo impede a artrocinemática padrão de rolamento e deslizamento.<sup>5</sup>

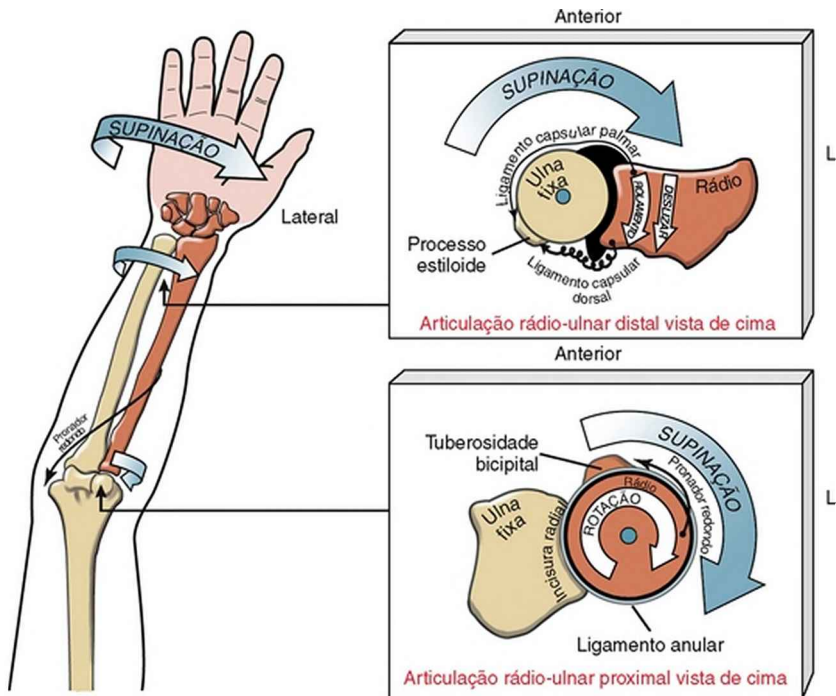


FIGURA 6-28 A ilustração à esquerda mostra o aspecto anterior de um antebraço direito após completar uma *supinação*. Durante a supinação, o rádio e os ossos do carpo se movem ao redor do úmero e da ulna fixos. O pronador redondo inativo,

porém alongado, é também mostrado. *Vistos como se olhando seu próprio antebraço direito*, os dois quadro suplementares mostram a artrocinemática nas articulações rádio-ulnares proximal e distal. As estruturas estiradas (alongadas) são mostradas como *setas finas alongadas* e as estruturas relaxadas são indicadas por *setas enroladas*. Veja maiores detalhes no texto.

Na *articulação rádio-ulnar distal*, a supinação ocorre conforme a incisura ulnar côncava do rádio rola e desliza em direções similares sobre a cabeça da ulna (Fig. 6-28, quadro superior).<sup>5</sup> Durante a supinação, a superfície proximal do disco articular permanece em contato com a cabeça da ulna. Ao final da amplitude de supinação, o ligamento capsular palmar é estirado a seu comprimento máximo, criando uma rigidez que estabiliza, naturalmente, a articulação.<sup>17,67,78</sup> Esta rigidez aumenta a estabilidade em uma posição de menor congruência articular. Nos extremos de supinação e pronação, somente cerca de 10% da superfície da incisura ulnar está em contato direto com a cabeça da ulna.<sup>20</sup> Este valor é bastante diferente dos 60% de área de contato na posição neutra (média) de pronação e supinação.

### **Pronação**

A artrocinemática da pronação nas articulações rádio-ulnares proximal e distal ocorre por meio de mecanismos similares aos descritos para a supinação (Fig. 6-29). Conforme mostrado no quadro suplementar superior da Figura 6-29, a pronação completa alonga o ligamento capsular dorsal da articulação rádio-ulnar distal, aumentando a tensão.<sup>17</sup> A pronação total relaxa o ligamento capsular palmar a cerca de 70% de seu

comprimento original.<sup>67</sup> Além disso, a pronação total expõe a superfície articular da cabeça da ulna (veja o asterisco na Fig. 6-29, quadro suplementar superior), tornando-a facilmente palpável.

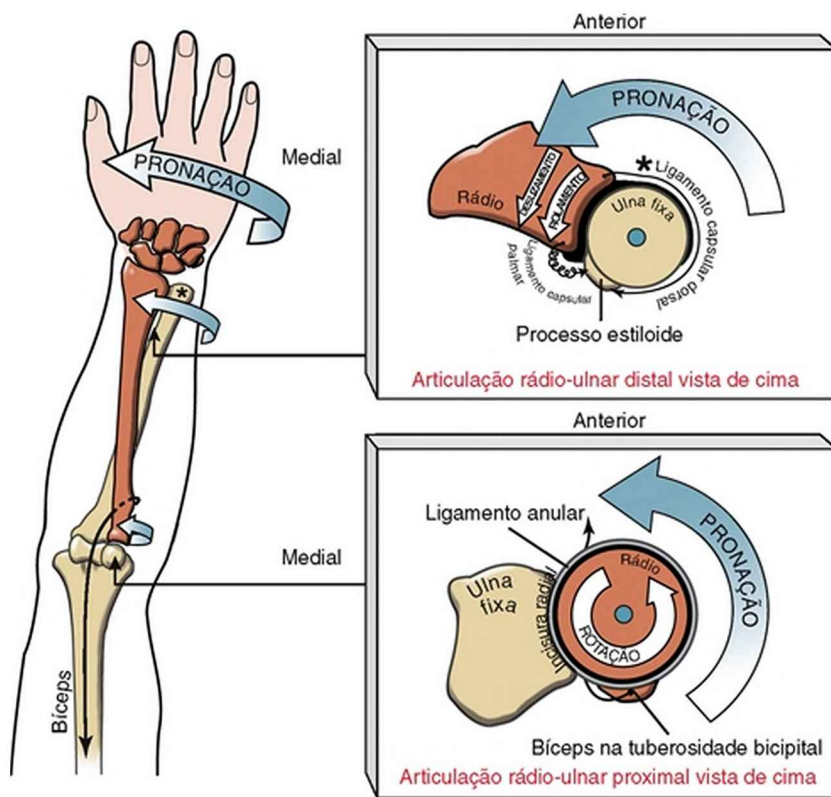
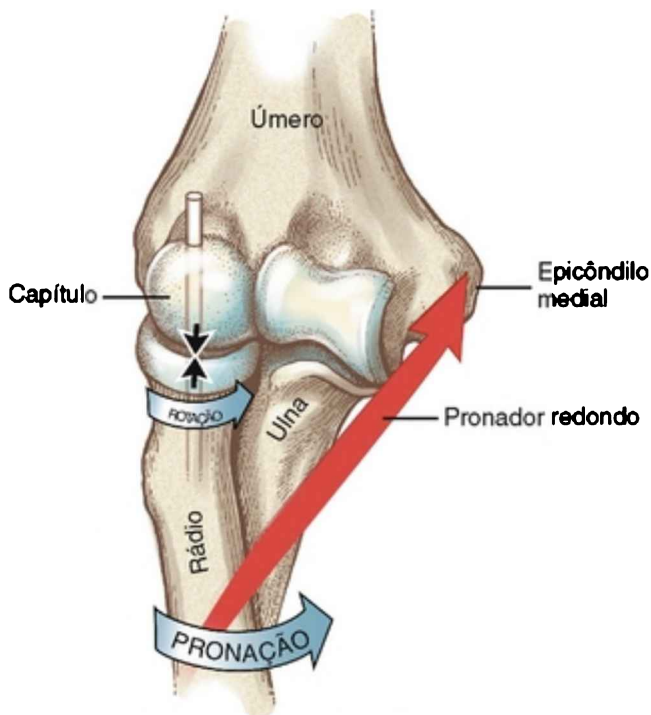


FIGURA 6-29 A ilustração à esquerda mostra o antebraço direito após completar uma *pronação* completa. Durante a pronação, o rádio e os ossos do carpo se movem ao redor do úmero e da ulna fixos. O bíceps inativo, porém alongado, é também mostrado. *Visto como se olhando seu próprio antebraço direito*, os dois quadro suplementares mostram a artrocinemática nas articulações rádio-ulnares proximal e distal vistas de cima. As estruturas estiradas (alongadas) são mostradas como setas

*finas alongadas* e as estruturas relaxadas são indicadas por *setas enroladas*. Os asteriscos marcam o ponto exposto no aspecto anterior da cabeça da ulna, aparente após a rotação completa do rádio sobre a ulna em pronação completa. Veja maiores detalhes no texto.

### **Articulação Umerorradiar: uma Articulação “Compartilhada” pelo Cotovelo e pelo Antebraço**

Durante a pronação e a supinação, a extremidade proximal do rádio é rotacionada pelas *articulações rádio-ulnar proximal e umerorradiar*. Estas duas articulações apresentam artrocinemáticas distintas durante a supinação e a pronação. A artrocinemática da articulação rádio-ulnar proximal já foi explicada anteriormente. A artrocinemática da articulação umerorradiar envolve a *rotação* da fôvea da cabeça do rádio contra o capítulo redondo do úmero. A Figura 6-30 mostra a artrocinemática durante a pronação ativa, sob o poder do músculo pronador redondo. A contração deste músculo, assim como dos outros que se inserem no rádio, pode gerar forças compressivas significativas sobre a articulação umerorradiar, principalmente quando a articulação está em quase extensão. Esta força de compressão é associada à migração proximal do rádio, que é maior durante a *pronação* ativa do que durante a supinação.<sup>46</sup> Uma vez que a membrana interóssea, como um todo, está relaxada durante a pronação,<sup>32,42</sup> tende a ser menos resistente à tração proximal do rádio provocada pela contração do músculo pronador. Durante a pronação ativa, a migração proximal natural do rádio e a maior compressão da articulação umerorradiar associada são consideradas o mecanismo de rosca do cotovelo.<sup>45</sup>



**FIGURA 6-30** Vista anterior da articulação umerorradial direita durante a pronação ativa do antebraço. Durante a pronação, a fôvea da cabeça do rádio gira contra um capítulo. A rotação ocorre em um eixo quase coincidente com o das articulações rádio-ulnares proximal e distal. O músculo pronador redondo é mostrado ativo, conforme faz a pronação do antebraço e puxa o rádio contra o capítulo. As pequenas setas em oposição indicam o aumento da força de compressão na articulação umerorradial.

### **ENFOQUE ESPECIAL 6-3** Prevenção de Contraturas por Pronação do Antebraço

O eixo de rotação de pronação e supinação é orientado quase paralelamente às bandas centrais da membrana interóssea

(compare as Figs. 6-20 e 6-23, A), desviando-se apenas 10 a 12 graus. Esta disposição relativamente paralela limita a alteração de comprimento (ou tensão) da membrana durante um movimento de pronação a supinação. (Lembre-se do Capítulo 1: qualquer força que aja exatamente *paralela a* um eixo de rotação não produz torque de resistência.) Uma vez que o eixo e a membrana não são exatamente paralelos, porém, há certa alteração de comprimento durante o arco completo de rotação do antebraço. Embora alguns resultados sejam conflitantes, a maioria dos estudos indica que a membrana interóssea, como um todo, está mais relaxada durante a *pronação*.<sup>32,42</sup> O uso prolongado de *tala* ou gesso no antebraço geralmente requer a imobilização em pronação parcial, de modo a otimizar a função da mão. Uma membrana relativamente relaxada em pronação é, teoricamente, mais suscetível ao desenvolvimento de rigidez com o passar do tempo, predispondo o indivíduo a uma contratura em pronação. As contraturas em pronação também podem ocorrer devido ao enrijecimento do pronador redondo, do pronador quadrado e dos músculos flexores extrínsecos dos dedos, assim como pelo relaxamento dos ligamentos capsulares palmares da articulação rádio-ulnar. Embora nem sempre seja prático ou mesmo exequível, os clínicos devem conhecer o possível benefício terapêutico da imobilização do antebraço em posição neutra ou parcialmente supinada, em que a membrana interóssea está relativamente alongada.<sup>16,41,82</sup> O aumento da tensão em repouso da membrana interóssea, apesar de pequeno, deve, teoricamente, limitar o encurtamento adaptativo do tecido observado com o passar do tempo.

Com base em sua localização, a articulação umerorradial é mecanicamente associada à cinemática do

cotovelo e do antebraço. *Qualquer* movimento realizado pelo cotovelo ou antebraço requer a movimentação desta articulação. Um estudo conduzido com 32 cadáveres (com idade à morte entre 70 e 95 anos) mostrou que a degeneração da articulação umerorracial é mais frequente e grave do que a observada na articulação úmero-ulnar.<sup>1</sup> O maior desgaste do compartimento lateral do cotovelo pode ser explicado, em parte, pela artrocinemática frequente e complexa (rotação e rolamento-deslizamento), combinada a quantidades variáveis de força de compressão de origem muscular. A dor ou a limitação da movimentação da articulação umerorracial pode reduzir, de forma significativa, a mobilidade funcional de toda porção distal do membro superior.

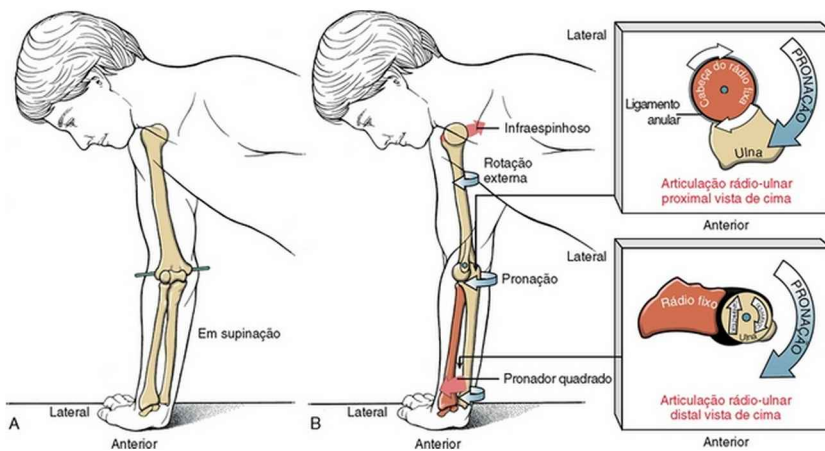
### **Pronação e Supinação com o Rádio e a Mão Fixos**

Até este ponto do capítulo, a cinemática da pronação e da supinação foi descrita como a *rotação do rádio e da mão* em relação ao úmero e à ulna estacionários, ou seja, fixos (Figs. 6-28 e 6-29). A rotação do antebraço ocorre quando o membro superior está em uma *posição sem suporte de peso*. A pronação e a supinação descritas a seguir são realizadas com o membro superior em posição de suporte de peso. Neste caso, o úmero e a ulna são rotacionados em relação ao rádio e à mão estacionários, ou fixos.

Considere um indivíduo segurando um peso no membro superior, com o cotovelo e o punho estendidos (Fig. 6-31, A). A articulação glenoumeral direita do indivíduo é mantida em rotação interna parcial. Na supinação total, a ulna e o rádio são paralelos. (O “bastão” colocado através dos epicôndilos do úmero auxilia a



orientação desta posição.) Com o rádio e a mão firmemente fixos ao chão, a pronação do antebraço ocorre pela *rotação externa* do úmero e da ulna (Fig. 6-31, B). Devido ao encaixe naturalmente firme da articulação úmero-ulnar, a rotação do úmero é transferida, quase grau a grau, à ulna em rotação. A movimentação de volta à posição de supinação total envolve a rotação interna do úmero e da ulna em relação ao rádio e à mão fixos. É importante notar que estas cinemáticas de pronação e supinação são, em essência, *uma expressão da rotação ativa, respectivamente, interna e externa, da articulação glenoumeral*.



**FIGURA 6-31** A, Um indivíduo é mostrado apoiando o peso da porção superior de seu corpo pelo antebraço direito, que está em supinação completa (ou seja, os ossos do antebraço estão paralelos). O rádio é mantido fixo ao chão, através do punho; o úmero e a ulna, porém, podem se rotacionar livremente. B, O úmero e a ulna foram externamente rotacionados a 80 a 90 graus a partir da posição inicial mostrada em A. Esta rotação produz a pronação do antebraço, conforme a ulna se movimenta

ao redor do rádio fixo. Note a atividade apresentada pelos músculos infraespinhoso e pronador quadrado. Os dois quadros suplementares mostram a vista superior da artrocinemática nas articulações rádio-ulnares proximal e distal.

A Figura 6-31, *B*, mostra um interessante músculo que “acopla forças” usado na pronação do antebraço da posição com suporte de peso. O infraespinhoso rotaciona o úmero em relação à escápula fixa, enquanto o pronador quadrado rotaciona a ulna em relação ao rádio fixo. Estes dois músculos, agindo nas duas extremidades do membro superior, produzem forças que participam do torque de pronação do antebraço. Da perspectiva terapêutica, a compreensão da mecânica muscular da pronação e supinação desta perspectiva de suporte de peso confere mais estratégias de exercício para o fortalecimento ou alongamento dos músculos do antebraço e do ombro.

O lado direito da Figura 6-31, *B*, ilustra a artrocinemática das articulações rádio-ulnares durante a pronação, com o rádio e a mão estacionários. Na *articulação rádio-ulnar proximal*, o ligamento anular e a incisura radial da ulna se movimentam ao redor da cabeça do rádio, fixa (Fig. 6-31, *B*, quadro suplementar superior). Embora não seja mostrado na figura, o capítulo do úmero gira em relação à fôvea do rádio fixo. Na *articulação rádio-ulnar distal*, a cabeça da ulna se movimenta ao redor da incisura ulnar do rádio, que está fixa (Fig. 6-31, quadro suplementar inferior). A Tabela 6-3 resume e compara a artrocinemática nas articulações rádio-ulnares em condições de suporte de peso ou não pelo membro superior.

**TABELA 6-3 Artrocinemática da Pronação e da Supinação**

	<b>Com Suporte de peso (Rádio e Mão Fixos)</b>	<b>Sem Suporte de Peso (Rádio e Mão Livres para Rotação)</b>
Articulação rádio-ulnar proximal	Ligamento anular e incisura radial da ulna giram ao redor da cabeça do rádio fixa	A cabeça do rádio é rotacionada através do anel formado pelo ligamento anular e pela incisura radial da ulna
Articulação rádio-ulnar distal	A cabeça da ulna, convexa, rola e desliza em direções opostas sobre a incisura ulnar, côncava, do rádio	A concavidade da incisura ulnar do rádio rola e desliza em direções similares sobre a cabeça da ulna, convexa

## **INTERAÇÃO MÚSCULO E ARTICULAÇÃO**

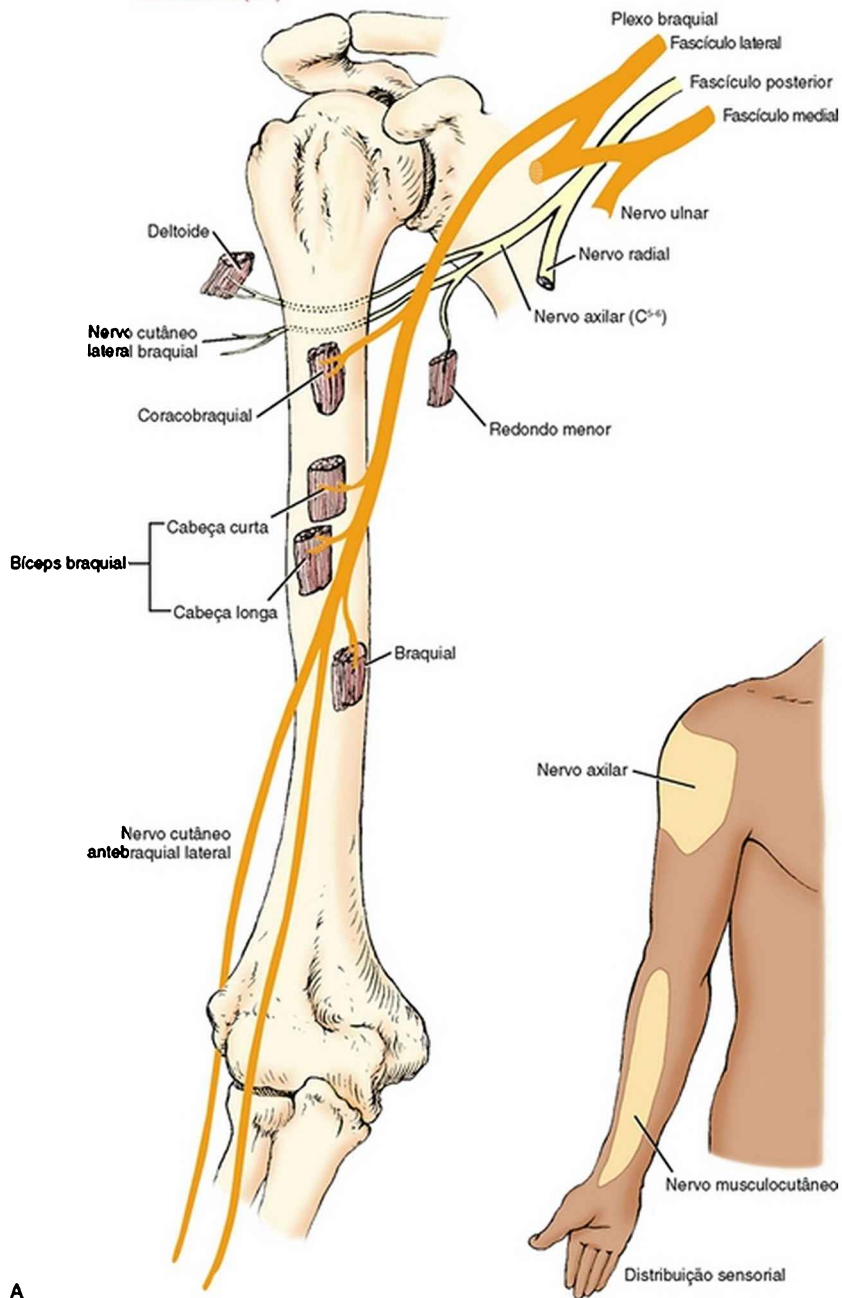
### **Revisão Neuroanatômica: Vias dos Nervos Musculocutâneo, Radial, Mediano e Ulnar através do Cotovelo, Antebraço, Punho e Mão**

Os nervos musculocutâneo, radial, mediano e ulnar conferem inervação motora e sensorial para os músculos, ligamentos, cápsulas articulares e pele do cotovelo, antebraço, punho e mão. As vias anatômicas destes nervos foram descritas na introdução deste capítulo e nos dois capítulos seguintes sobre a mão e o punho.

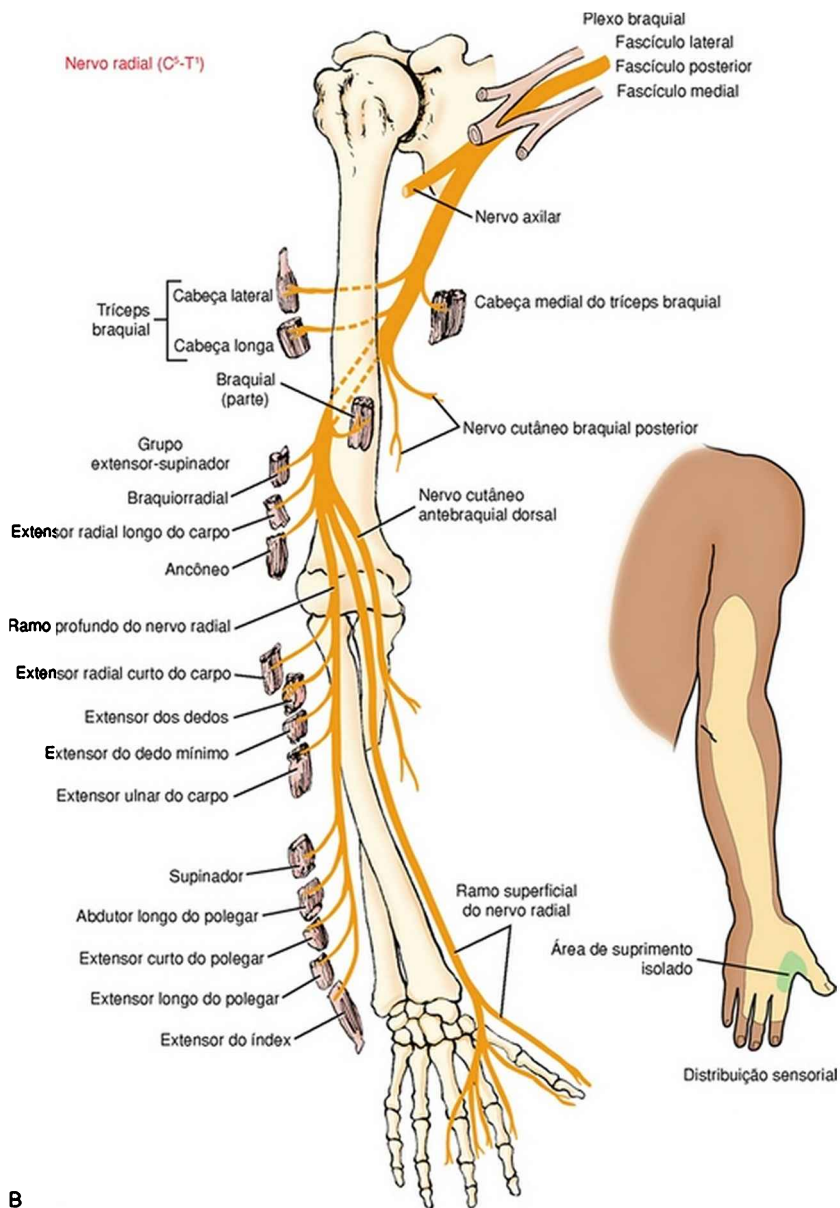
O *nervo musculocutâneo*, formado pelas raízes nervosas C<sup>5</sup>-C<sup>7</sup>, inervam os músculos bíceps braquial,

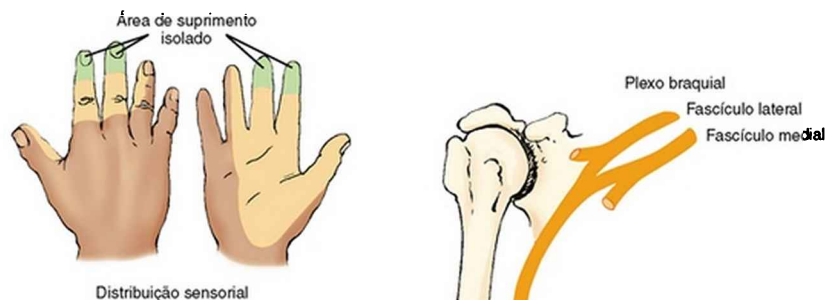
coracobraquial e braquial (Fig. 6-32, A). Como seu nome indica, o nervo músculo-cutâneo supre os músculos e, depois, segue distalmente como nervo sensorial da pele, inervando a lateral do antebraço.

**Nervo músculo-cutâneo (C<sup>5-6</sup>)**

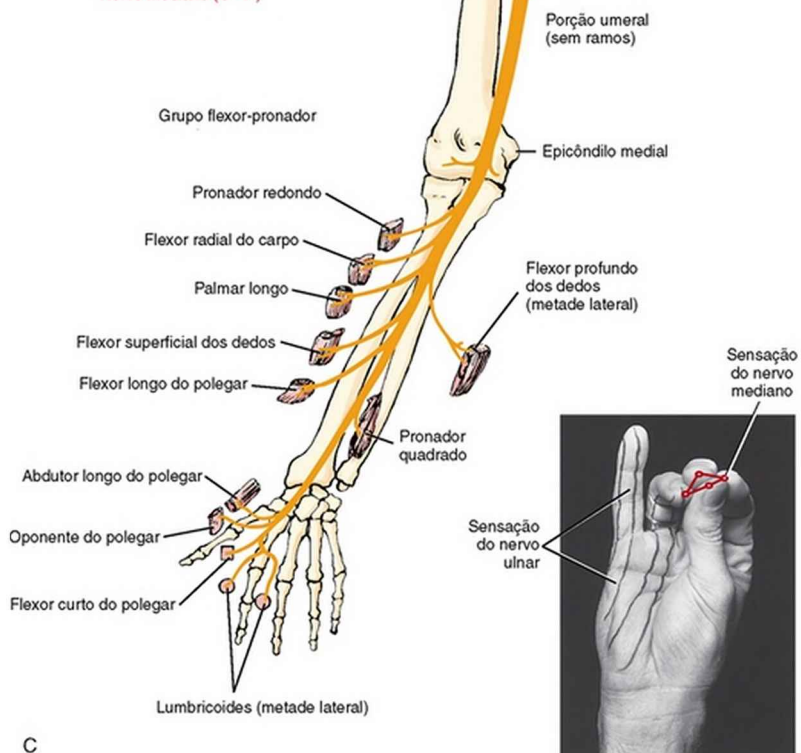


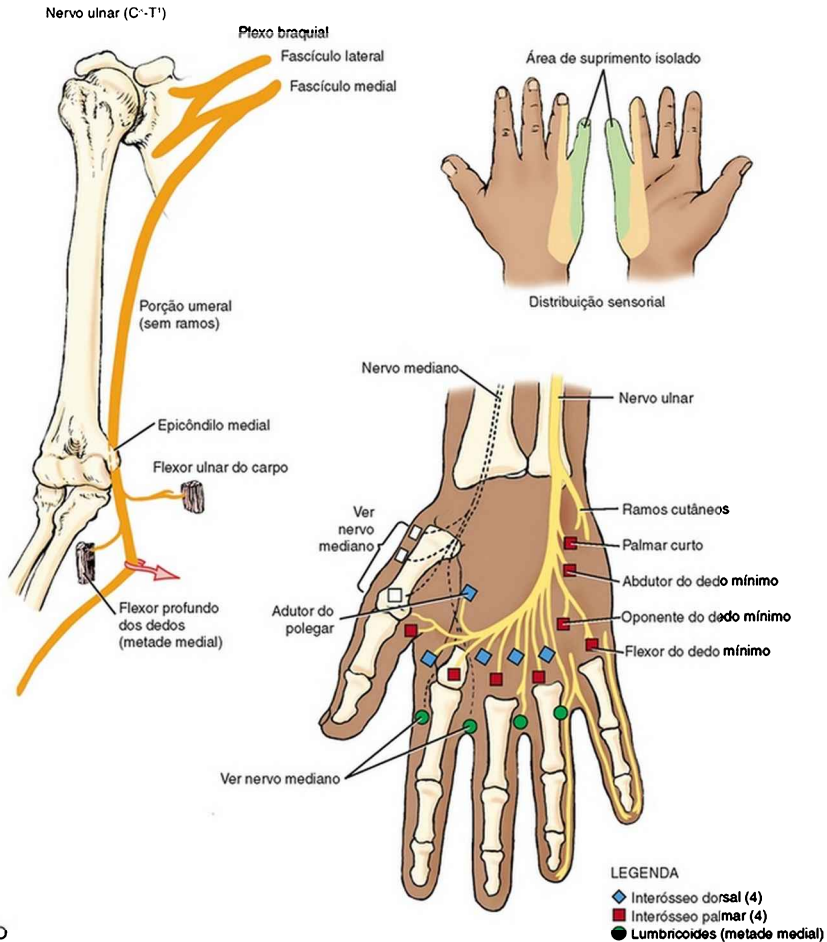
A





**Nervo mediano (C<sup>5</sup>-T<sup>1</sup>)**





D

**FIGURA 6-32** Vias dos nervos através do cotovelo, do punho e da mão. Aqui, são mostradas as vias e ordens gerais, proximais-distais, da inervação muscular. A localização de alguns músculos foi levemente alterada, com propósitos ilustrativos. As raízes nervosas primárias que formam cada nervo são mostradas em parênteses. **A**, A via do nervo musculocutâneo é mostrada, inervando os músculos coracobraquial, bíceps braquial e braquial. A distribuição sensorial deste nervo é mostrada pela região mais clara, na lateral do antebraço. Os componentes motor e sensorial do



nervo axilar são também mostrados. **B**, A via do nervo radial é mostrada, inervando a maioria dos extensores do braço, antebraço, punho e dedos. Veja maiores detalhes sobre a ordem proximal-distal da inervação muscular no texto. A distribuição sensorial geral deste nervo é mostrada como a região mais clara, no aspecto dorsal do membro superior. A mão é inervada somente pelos ramos sensoriais do nervo radial (mostrado em verde). Esta área de suprimento nervoso “isolado” é o local preferido de teste da função sensorial deste nervo. **C**, A via do nervo mediano é mostrada, inervando os pronadores, os flexores do punho, os flexores longos (extrínsecos) dos dedos (com exceção do flexor profundo dos dedos anular e mínimo), a maioria dos músculos intrínsecos do polegar e os dois lumbricoides laterais. A distribuição sensorial geral deste nervo é mostrada como a região mais clara da mão. A área de pele que recebe a sensação isolada do nervo mediano é indicada (em verde) na extremidade dos dedos indicador e médio. *Quadro suplementar*, O nervo mediano supre a sensação da pele que naturalmente faz contato durante o movimento de pinça entre o polegar e os dedos. **D**, A via do nervo ulnar é mostrada, inervando a maioria dos músculos intrínsecos da mão, incluindo os dois lumbricoides mediais. A distribuição sensorial geral deste nervo cobre a pele no lado ulnar da mão, incluindo a porção medial do dedo anular e todo o dedo mínimo. A área de pele que recebe a sensação isolada do nervo ulnar é indicada em verde, incluindo todo o dedo mínimo e o lado da extremidade ulnar da mão.

(*A a D modificados de Groot, J.H.: Correlative neuroanatomy, ed 21, Norwalk, 1991, Appleton & Lange. Fotografia de Donald A. Neumann.*)

O *nervo radial*, formado pelas raízes nervosas C<sup>5</sup>-T<sup>1</sup>, é uma continuação direta do fascículo posterior do plexo braquial (Fig. 6-32, *B*). Este nervo extenso segue pelo sulco do nervo radial no úmero, inervando o tríceps e o ancôneo.

O nervo radial então emerge lateralmente à porção distal do úmero, inervando os músculos que se inserem no epicôndilo lateral ou são próximos a ele. Proximal ao cotovelo, o nervo radial supre o braquiorradial, uma pequena porção lateral do braquial e o extensor radial longo do carpo. Distal ao cotovelo, o nervo radial é composto por ramos superficiais e profundos. O *ramo superficial* é puramente sensorial, suprindo os aspectos posterolaterais do antebraço distal, incluindo a parte dorsal da mão. O *ramo profundo* contém as fibras motoras restantes do nervo radial. Este ramo motor supre os músculos extensor radial curto do carpo e supinador. Após atravessar um túnel intramuscular no supinador, a seção final do nervo radial segue em direção ao lado posterior do antebraço. Este ramo terminal, frequentemente denominado *nervo interósseo posterior*, supre o extensor ulnar do carpo e diversos músculos do antebraço, que atuam na extensão dos dedos.

O *nervo mediano*, formado pelas raízes nervosas de C<sup>6</sup>-T<sup>1</sup>, segue em direção ao cotovelo para suprir a maioria dos músculos ligados ao epicôndilo medial do úmero ou em suas proximidades. Dentre estes músculos incluem-se os flexores do punho, os pronadores do antebraço (pronador redondo, flexor radial do carpo e palmar longo) e o flexor superficial dos dedos, mais profundo (Fig. 6-32, C). Um ramo profundo do nervo mediano, frequentemente denominado *nervo interósseo anterior*, supre os músculos profundos do antebraço: a metade lateral do flexor profundo dos dedos, o flexor longo do polegar e o pronador quadrado. A porção terminal do nervo mediano segue distalmente, cruzando o punho pelo túnel do carpo, sob o ligamento transversal. Este nervo, então, supre

diversos músculos intrínsecos do polegar e dos dedos laterais. O nervo mediano confere uma rica fonte de sensibilidade lateral palmar, a superfície palmar do polegar e a lateral de dois dedos e meio (Fig. 6-32, C, quadro suplementar sobre a distribuição sensorial do nervo mediano).

O *nervo ulnar*, formado pelas raízes nervosas C<sup>8</sup>-T<sup>1</sup>, é formado por um ramo direto do fascículo medial do plexo braquial (Fig. 6-32, D). Após passar posteriormente ao epicôndilo medial, o nervo ulnar supre o flexor ulnar do carpo e a metade medial do flexor profundo dos dedos. Este nervo, então, cruza o punho, externamente ao túnel do carpo, e supre a inervação motora de muitos dos músculos intrínsecos da mão. O nervo ulnar é responsável pela sensibilidade da pele do lado ulnar da mão, incluindo a porção medial do dedo anular e todo o dedo mínimo.

## **Inervação dos Músculos e Articulações do Cotovelo e Antebraço**

O conhecimento das inerações específicas do músculo, da pele e das articulações é uma importante informação clínica para o tratamento de indivíduos que apresentam lesões em nervos periféricos ou raízes nervosas. O profissional bem-informado pode antecipar não apenas a extensão do acometimento sensorial e motor após a lesão, mas também suas prováveis complicações. As atividades terapêuticas, como o uso de órteses, o fortalecimento seletivo, exercícios de amplitude de movimentos e a educação do paciente, podem ser iniciadas logo após a lesão, desde que não haja contraindicações. Esta abordagem proativa minimiza a possibilidade de

ocorrência de deformidades permanentes, danos à pele sensível e as articulações, reduzindo, assim, as limitações funcionais.

## INERVAÇÃO MUSCULAR

Os *flexores do cotovelo* possuem três diferentes fontes de suprimento nervoso periférico: o nervo musculocutâneo para o bíceps braquial e o braquial, o nervo radial para o braquiorradial e a parte lateral do braquial e o nervo mediano para o pronador redondo. Por outro lado, os *extensores do cotovelo* – tríceps braquial e ancônio – apresentam uma única fonte de suprimento nervoso, através do nervo radial. Lesões neste nervo podem provocar a paralisia completa dos extensores do cotovelo. Uma vez que três diferentes nervos devem ser afetados para que todos os quatro flexores do cotovelo sejam paralisados, funções importantes, como se alimentar e pentear, são frequentemente preservadas.

Os músculos que fazem a *pronação do antebraço* (pronador redondo, pronador quadrado e outros músculos secundários que se originam do epicôndilo medial) são supridos pelo nervo mediano. A *supinação do antebraço* é dirigida pelo bíceps braquial, por meio do nervo musculocutâneo e do músculo supinador, mais os músculos secundários originários do epicôndilo lateral e da porção dorsal do antebraço, através do nervo radial.

A Tabela 6-4 resume o suprimento dos músculos do cotovelo e do antebraço por nervos e raízes nervosas primárias. Esta tabela foi derivada, principalmente, do Apêndice II, Parte A, que lista as raízes nervosas primárias que suprem os músculos do membro superior. O Apêndice

II, Partes B a D, traz outras referências que orientam a avaliação clínica do estado funcional das raízes nervosas C<sup>5</sup>-T<sup>1</sup> e diversos nervos do membro superior.

**TABELA 6-4 Inervação Motora dos Músculos do Cotovelo e do Antebraço**

<b>Músculo</b>	<b>Inervação</b>
<b>Flexores do cotovelo</b>	
Braquial	Nervo musculocutâneo (C5, C6)
Bíceps braquial	Nervo musculocutâneo (C5, C6)
Braquiorradial	Nervo radial (C5, C6)
Pronador redondo	Nervo mediano (C6, C7)
<b>Extensores do cotovelo</b>	
Tríceps braquial	Nervo radial (C7, C8)
Ancônio	Nervo radial (C7, C8)
<b>Pronadores do antebraço</b>	
Pronador quadrado	Nervo mediano (C8, T1)
Pronador redondo	Nervo mediano (C6, C7)
<b>Supinadores do antebraço</b>	
Bíceps braquial	Nervo musculocutâneo (C5, C6)
Supinador	Nervo radial

A raiz nervosa espinhal primária da inervação muscular é colocada entre parênteses.

## **INERVAÇÃO SENSORIAL DAS ARTICULAÇÕES**

### **Articulações Úmero-ulnar e Umerorradial**

As articulações úmero-ulnar e umerorradial, assim como os tecidos conjuntivos adjacentes, recebem sua inervação sensorial das raízes nervosas C<sup>6</sup>-C<sup>8</sup>.<sup>33</sup> As fibras destas raízes nervosas aferentes são carreadas, principalmente, pelos nervos musculocutâneo e radial e pelos nervos ulnar e mediano.<sup>70</sup>

### **Articulações Rádio-ulnares Proximal e Distal**

A articulação rádio-ulnar proximal e a cápsula do cotovelo adjacente recebem inervação sensorial de fibras do nervo mediano, das raízes nervosas C<sup>6</sup>-C<sup>7</sup>.<sup>70</sup> A articulação rádio-ulnar distal recebe a maior parte de sua inervação sensorial das fibras do nervo ulnar, da raiz nervosa C<sup>8</sup>.<sup>33</sup>

### **Função dos Músculos do Cotovelo**

Os músculos que se inserem distalmente na ulna flexionam ou estendem o cotovelo, mas não possuem a habilidade de fazer a pronação ou a supinação do antebraço. Por outro lado, os músculos que se inserem distalmente no rádio podem, teoricamente, flexionar ou estender o antebraço. Este conceito básico serve como tema subjacente para grande parte da continuação deste capítulo.

Os músculos que agem principalmente no punho também cruzam a articulação do cotovelo. Por esta razão, muitos dos músculos do punho são capazes de flexionar ou

estender o cotovelo.<sup>3</sup> Este potencial é relativamente pequeno e não será discutido em maiores detalhes. As inserções proximais e distais e o suprimento nervoso dos músculos do cotovelo e do antebraço são listados no Apêndice II, Parte E.

## FLEXORES DO COTOVELO

O bíceps braquial, o braquial, o braquiorradial e o pronador redondo são os flexores primários do cotovelo. Cada um destes músculos produz uma força que passa anterior ao eixo medial-lateral de rotação do cotovelo. As variáveis estruturais e biomecânicas relacionadas destes músculos são mostradas na Tabela 6-5.

TABELA 6-5 Variáveis Estruturais e Biomecânicas Relacionadas com os Músculos Flexores Primários do Cotovelo\*

<i>Músculo</i>	<b>Capacidade de trabalho</b>	<b>Recorrência de contração</b>	<b>Pico de força</b>	<b>Alavancagem</b>
	<i>Vólume (cm<sup>3</sup>)</i>	<i>Comprimento (cm)<sup>†</sup></i>	<i>Área de Seção Transversal Fisiológica (cm<sup>2</sup>)</i>	<i>Braço de Momento (cm)<sup>‡</sup></i>
Bíceps braquial (cabeça longa)	33,4	13,6	2,5	3,20
Bíceps braquial (cabeça curta)	30,8	15,0	2,1	3,20
Braquial	59,3	9,0	7,0	1,98
Braquiorradial	21,9	16,4	1,5	5,19
Pronador redondo	18,7	5,6	3,4	2,01

Dados de An, K.N., Hui, F.C., Morrey, B.F. et al. Muscles across the elbow joint: a biomechanical analysis. *J Biomech* 14:659, 1981..

\*As propriedades estruturais são mostradas em itálico. As variáveis biomecânicas relacionadas são mostradas em negrito.

<sup>†</sup>Comprimento do ventre muscular medido a 70 graus de flexão.

<sup>‡</sup>Braço de momento medido com o cotovelo flexionado a 100 graus e o antebraço completamente supinado.

## Ação Muscular Individual dos Flexores do Cotovelo

O *bíceps braquial* se insere proximalmente na escápula e distalmente na tuberosidade do rádio (Fig. 6-33). Inserções distais secundárias incluem a fáscia profunda do antebraço, através de uma lâmina aponeurótica conhecida como

aponeurose bicipital (*lacertus fibrosus*).

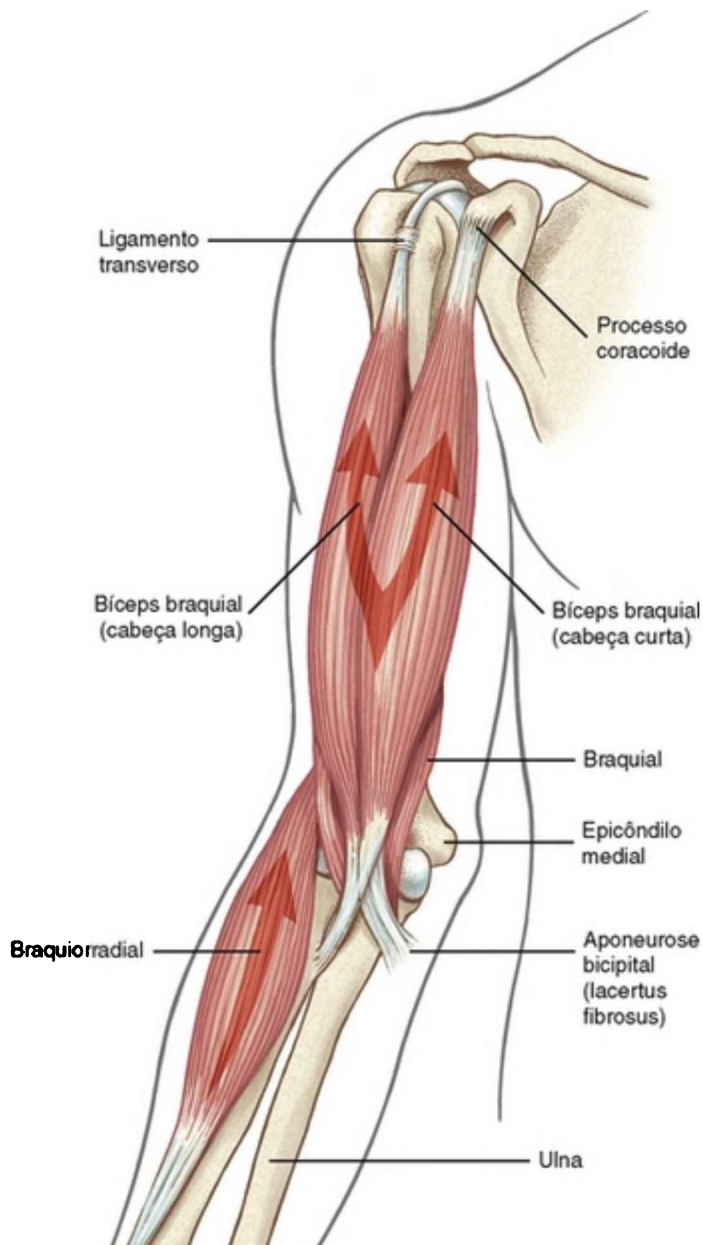




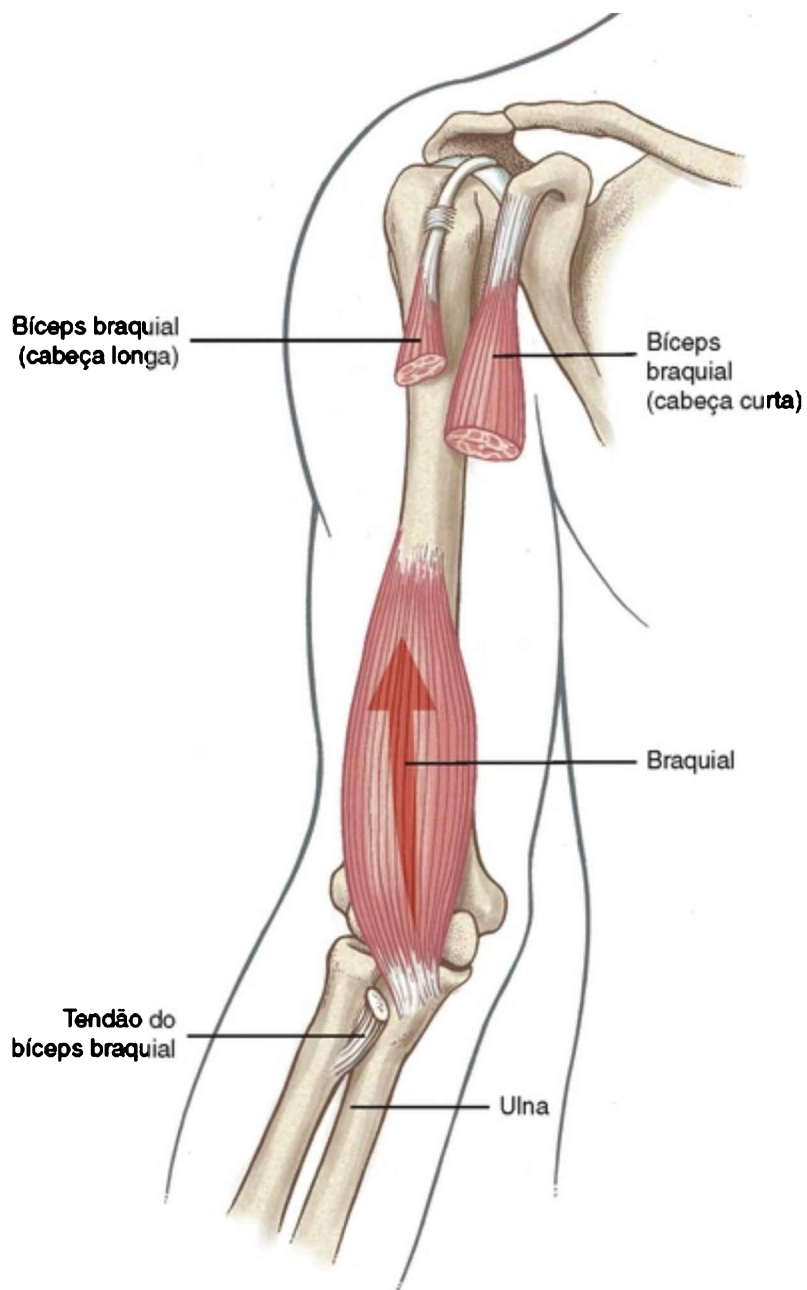


FIGURA 6-33 Vista anterior dos músculos bíceps braquial e braquiorradial direitos. O braquial é mais profundo em relação ao bíceps.

O bíceps produz seu sinal eletromiográfico máximo quando realiza flexão e supinação simultaneamente,<sup>6</sup> como durante o ato de levar uma colher à boca. O bíceps exibe níveis relativamente baixos de atividade à eletromiografia (EMG) quando a flexão é realizada com o antebraço deliberadamente mantido em pronação. Esta ausência de ativação muscular pode ser verificada à autopalpação.

O *braquial* repousa abaixo do bíceps, origina-se da porção anterior do úmero e se insere distalmente na extremidade proximal da ulna (Fig. 6-34). A única função deste músculo é flexionar o cotovelo. Conforme mostrado na Tabela 6-5, o braquial apresenta área de secção transversal fisiológica de, em média, 7 cm<sup>2</sup>, a maior de qualquer músculo que cruza o cotovelo. Para comparara a cabeça longa do bíceps, por sua vez, apresenta área de secção transversa fisiológica de apenas 2,5 cm<sup>2</sup>. Devido a sua grande área de secção transversal fisiológica, acredita-se que o braquial gere mais força do que qualquer músculo que cruza o cotovelo.





**FIGURA 6-34** Vista anterior do músculo braquial direito,

profundo em relação ao bíceps.

O *braquiorradial* é o mais longo dos músculos do cotovelo, inserindo-se proximalmente na crista supracondilar lateral do úmero e distalmente nas proximidades do processo estiloide do rádio (Fig. 6-33). O encurtamento máximo do braquiorradial provoca a flexão total do cotovelo e a rotação do antebraço até uma posição quase neutra. Estudos eletromiográficos sugerem que o braquiorradial é o principal flexor do cotovelo, principalmente durante movimentos rápidos contra forte resistência.<sup>6,15,21</sup>

O músculo braquiorradial pode ser facilmente palpado no aspecto anterolateral do antebraço. A resistência à flexão do cotovelo, de uma posição de cerca de 90 graus de flexão e rotação neutra do antebraço, faz com que o músculo se sobressaia ao cotovelo (Fig. 6-35). A saliência deste músculo aumenta a distância perpendicular de flexão a um comprimento que excede a dos outros flexores (Tabela 6-5).

Braquiorradial

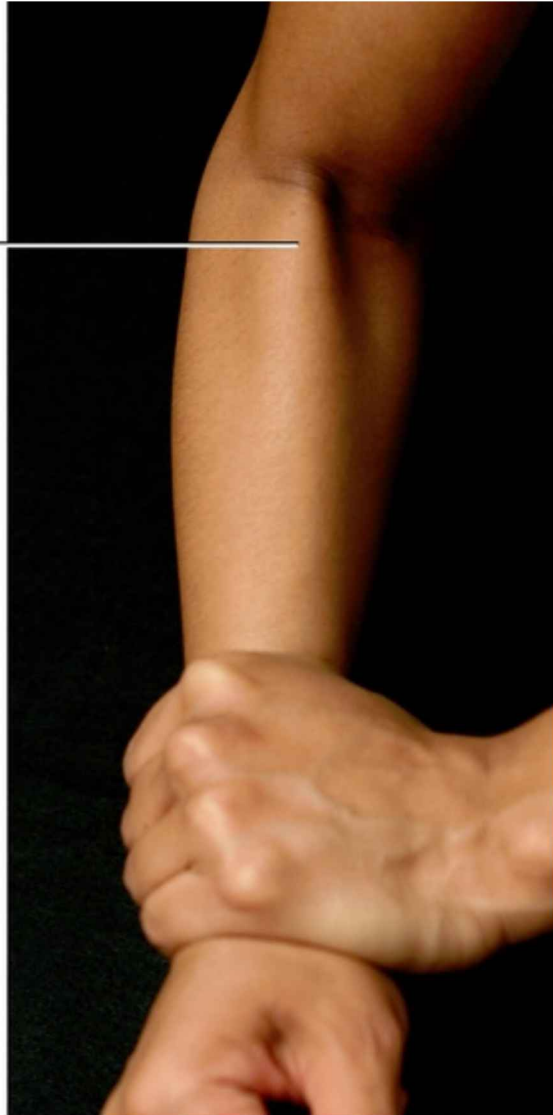
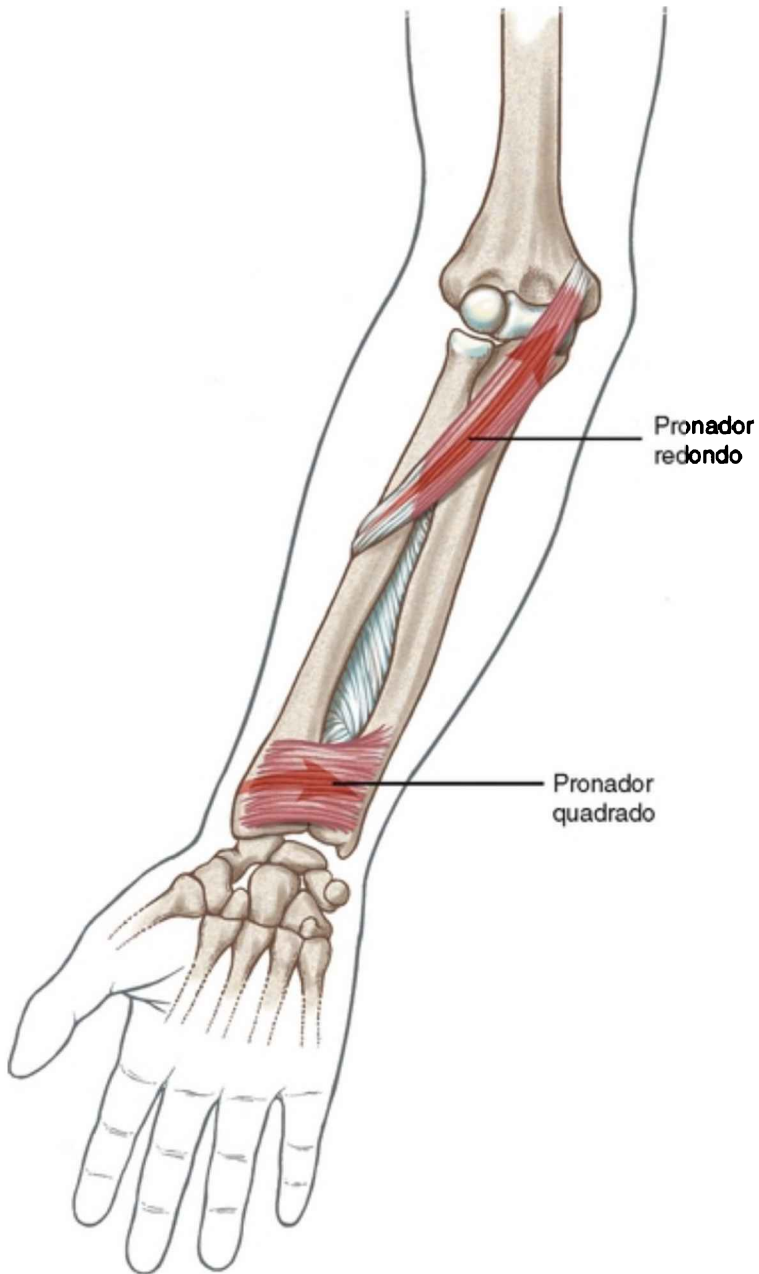


FIGURA 6-35 O músculo braquiorradial direito é mostrado “em evidência” sobre o cotovelo, durante uma ativação isométrica de esforço máximo.

A anatomia do *pronador redondo* é descrita na seção

abaixo dos músculos pronadores (Fig. 6-48). Para fins de comparação, o pronador redondo possui uma distância perpendicular de flexão similar à do braquial, mas apenas cerca de 50% de sua área de secção transversal fisiológica (Tabela 6-5).



**FIGURA 6-48** Vista anterior do pronador redondo e do

pronador quadrado direitos.

### Torque Gerado pelos Músculos Flexores do Cotovelo

A Figura 6-36 mostra a linha de força dos três flexores primários do cotovelo. A força do torque de flexão varia consideravelmente de acordo com a idade,<sup>23</sup> sexo, treinamento muscular,<sup>76</sup> velocidade de contração muscular e posicionamento das articulações no membro superior.<sup>84</sup> De acordo com um estudo relatado por Gallagher e colaboradores,<sup>23</sup> o lado dominante produzia níveis significativamente mais altos de torque, trabalho e potência à flexão. Porém, não foram observadas diferenças significativas entre a extensão do cotovelo e a pronação e supinação do antebraço.

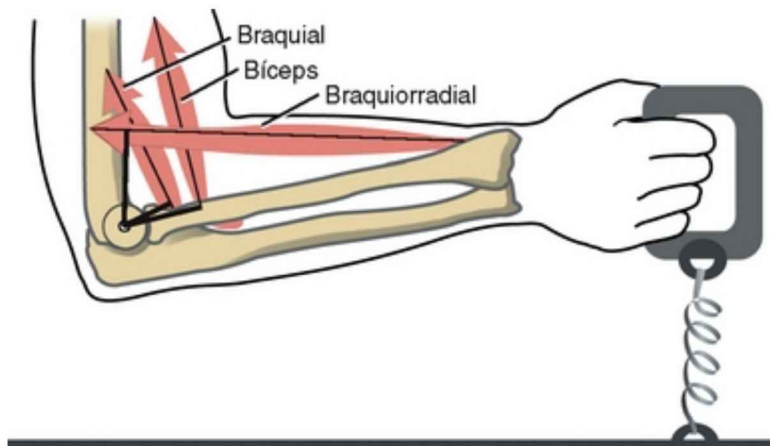


FIGURA 6-36 Vista lateral, mostrando a linha de força dos três flexores primários do cotovelo. O braço de momento (*linhas pretas espessas*) de cada músculo é desenhada segundo uma escala aproximada. Note que o cotovelo foi flexionado a cerca de 100 graus, colocando o tendão do bíceps a 90 graus de

inserção no rádio. Veja maiores detalhes no texto. O eixo mediolateral de rotação do cotovelo é mostrado, atravessando o capítulo.

Em indivíduos saudáveis de meia-idade, foram relatados torques de flexão em esforço máximo de 725 kg-cm para homens e 336 kg-cm para mulheres (Tabela 6-6).<sup>4</sup> Estes dados mostram que os torques de flexão são cerca de 70% maiores do que os de extensão. Porém, no joelho, que é funcionalmente análogo ao cotovelo na extremidade inferior, o diferencial de força favorece os músculos extensores, em magnitudes aproximadamente similares. É provável que esta diferença seja devida ao fato que as demandas funcionais impostas aos flexores do cotovelo são relativamente maiores do que aquelas impostas aos flexores do joelho.

**TABELA 6-6 Média de Torques Internos Isométricos Máximos pelo Cotovelo e Antebraço**

Movimento	Torque (kg-cm)	
	Homens	Mulheres
Flexão	725 (154)	336 (80)
Extensão	421 (109)	210 (61)
Pronação	73 (18)	36 (8)
Supinação	91 (23)	44 (12)

Os desvios-padrão estão entre parênteses. Os resultados foram obtidos de 104 indivíduos saudáveis; X idade homens = 41 anos, X idade mulheres



= 45,1 anos. O cotovelo é mantido em 90 graus de flexão, com rotação neutra do antebraço. Os dados mostrados são apenas do membro dominante. Conversões: 0,098 N-m/kg-cm.

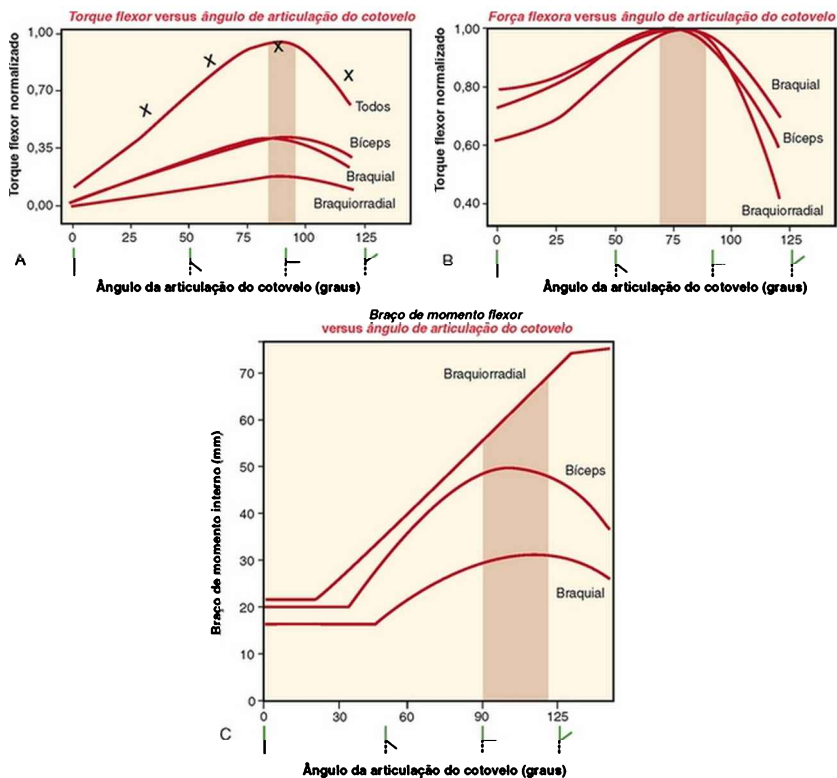
*Dados de Askew LJ, An KN, Morrey BF, Chao EY: Isometric elbow strength in normal individuals, Clin Orthop Relat Res 222:261, 1987.*

Os torques de flexão do cotovelo produzidos durante a supinação do antebraço são cerca de 20% a 25% maiores do que aqueles observados durante a pronação total da articulação.<sup>62</sup> Esta diferença se deve, principalmente, à maior distância perpendicular flexora do bíceps<sup>50</sup> e do braquirradial quando o antebraço está em pronação ou próximo a ela.

#### **ENFOQUE ESPECIAL 6-4** Braquial: o Maior Trabalhador dentre os Flexores do Cotovelo

Além de ter a maior área de secção transversal, o músculo braquial também apresenta o maior volume de todos os flexores do cotovelo (Tabela 6-5). O volume muscular pode ser medido pelo registro do volume de água deslocado pelo músculo.<sup>3</sup> O maior volume muscular sugere que o músculo apresenta uma maior *capacidade de trabalho*. Por esta razão, o braquial é considerado o “maior trabalhador” dentre os flexores do cotovelo.<sup>6</sup> Isto se deve, em parte, à grande capacidade de trabalho do músculo, mas também a seu envolvimento ativo em todos os tipos de atividades de flexão do cotovelo, sejam estes realizados de forma rápida ou lenta ou combinados à supinação e à pronação. Uma vez que o braquial se insere distalmente à ulna, o movimento de pronação ou supinação não influencia seu comprimento, linha de força ou braço de momento.

Dados biomecânicos e fisiológicos podem ser usados na previsão do torque máximo de flexão produzido pelos três músculos flexores primários do cotovelo por toda amplitude de movimento (Fig. 6-37, A). O torque máximo previsto para todos os músculos ocorre em cerca de 90 graus de flexão, o que em geral concorda com as medidas de torque real obtidas em indivíduos saudáveis.<sup>62,76</sup> Os dois fatores primários responsáveis pelo formato geral da curva de torque máximo-ângulo dos flexores do cotovelo são (1) o potencial de *força de flexão* máxima do músculo e (2) o comprimento do *braço de momento*. Os dados mostrados na Figura 6-37, B, prognosticam que a força máxima de todos os músculos ocorre a um comprimento correspondente a cerca de 80 graus de flexão. Os dados plotados na Figura 6-37, C, indicam que a distância perpendicular máxima média dos três músculos é observada a cerca de 100 graus de flexão. Próximo a este ângulo articular, a inserção do tendão do bíceps no rádio é de quase 90 graus (Fig. 6-36). Esta condição mecânica maximiza o braço de momento interno de um músculo e, portanto, maximiza a conversão de uma força muscular para um torque articular. É interessante notar que os dados apresentados nas Figuras 6-37, B e C, prognosticam picos de torque por ângulos articulares geralmente similares. A habilidade natural de produção do torque máximo de flexão do cotovelo de aproximadamente 90 graus corresponde, funcionalmente, ao ângulo em que o maior torque *externo* (devido à gravidade) age contra o antebraço, pelo menos enquanto o indivíduo está em pé ou em posição ereta.



**FIGURA 6-37** **A**, *Torque* isométrico máximo previsto *versus* curvas de angulação articular dos três flexores primários do cotovelo, com base no modelo teórico que incorpora a arquitetura de cada músculo, a relação de comprimento-tensão e o braço de momento interno. **B**, As relações de comprimento-tensão dos três músculos são mostradas como *forças flexoras* normalizadas, plotadas contra o ângulo de articulação do cotovelo. Note que o comprimento do músculo diminui com o aumento do ângulo articular. **C**, O comprimento de cada *distância perpendicular interna* muscular é plotado contra o ângulo de articulação do cotovelo. O ângulo articular em que cada variável prevista é maior está sombreado em bege-escuro.

(Dados de **A** e **B** de An, K.N., Kaufman, K.R., Chao, E.Y.: *Physiological considerations of muscle force through the elbow joint*, *J Biomech* 22:1249, 1989.

Dados de C de Amis, A.A., Dowson, D., Wright, V.: *Muscle strengths and musculoskeletal geometry of the upper limb*, Eng Med 8:41, 1979.)

### **Bíceps Braquial Poliarticular: uma Vantagem Fisiológica Combinando a Flexão do Cotovelo à Extensão do Ombro**

O bíceps é um músculo poliarticular que produz força através de diversas articulações. Conforme será posteriormente descrito, a combinação da flexão ativa do cotovelo à extensão do ombro é uma forma natural e eficaz de produção de torque flexor do cotovelo pelo bíceps. O seguinte exemplo hipotético propõe um mecanismo fisiológico que favorece esta combinação natural de movimentos.

Para finalidades de discussão do tema, assuma que, em repouso, a posição anatômica do bíceps tem cerca de 30 cm de comprimento (Fig. 6-38, A). O bíceps é, então, encurtado a cerca de 23 cm, após um movimento ativo que combina 90 graus de flexão do cotovelo a 45 cm de flexão do ombro (Fig. 6-38, B). Caso a realização do movimento leve 1 segundo, o músculo apresentará uma velocidade de contração média de 7 cm/s. Por outro lado, considere um padrão de ativação mais natural e eficaz, envolvendo o bíceps e o deltoide posterior, produzindo *flexão do cotovelo com extensão do ombro* (Fig. 6-38, C). Durante uma atividade como trazer cargas pesadas para o lado, por exemplo, o bíceps ativado produz flexão do cotovelo enquanto, ao mesmo tempo, é alongado na extensão do ombro. Ao estender o ombro, a contração do deltoide posterior reduz o encurtamento total do bíceps. Com base no exemplo da Figura 6-38, C, a combinação da flexão do cotovelo à extensão do ombro reduz a velocidade de

contração média do bíceps a 5 cm/s. Esta velocidade é 2 cm/s menor do que a combinação de flexão do cotovelo e flexão do ombro. Como descrito no Capítulo 3, a força máxima de contração de um músculo é maior quando sua velocidade de contração é próxima a zero, ou isométrica.

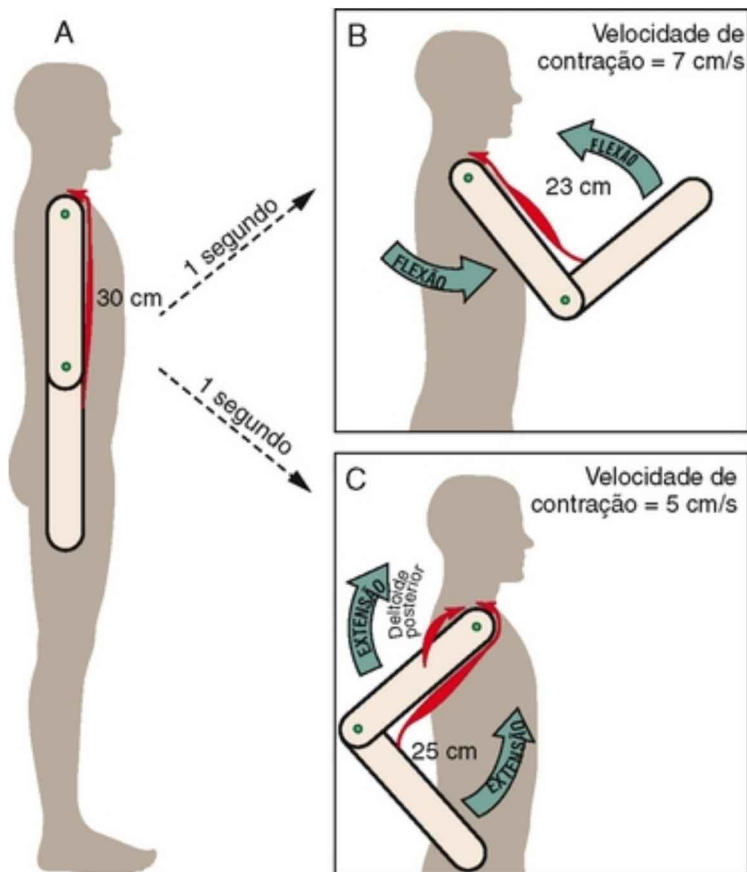


FIGURA 6-38 A, Este modelo mostra um indivíduo cujo músculo bíceps apresenta 30 cm de comprimento. B, Após uma contração de 1 segundo, o bíceps foi contraído a um comprimento de 23 cm, causando uma movimentação simultânea de 90 graus de *flexão do cotovelo* e de 45 graus de

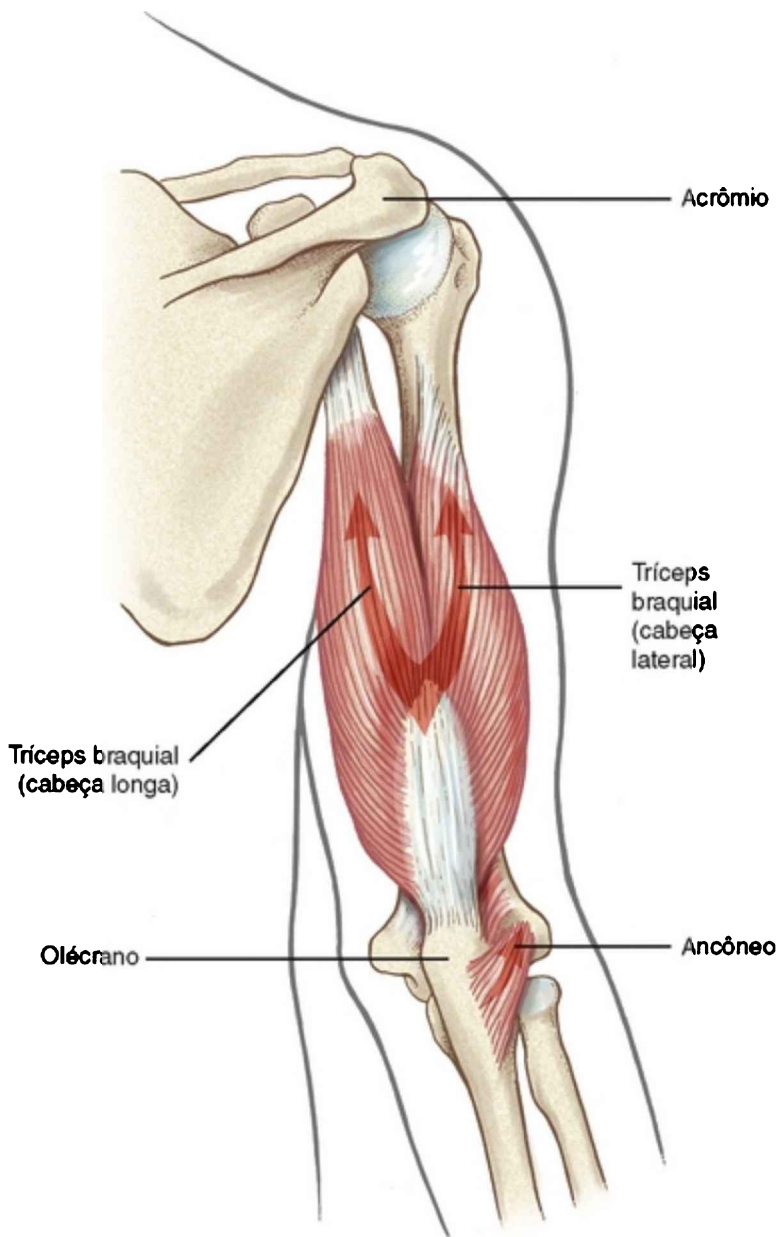
*flexão do ombro*. O bíceps foi encurtado a uma velocidade de 7 cm/s. C, O bíceps e o deltoide posterior são mostrados ativos em um típico movimento de tração, que combina movimentos simultâneos de 90 graus de *flexão do cotovelo* e 45 graus de *extensão do ombro*. O bíceps é mostrado como se estivesse submetido a uma contração total ao comprimento de 25 cm, durante um intervalo de 1 segundo. Devido à contração simultânea do deltoide posterior, o bíceps foi encurtado em apenas 5 cm, a uma velocidade de contração igual a 5 cm/s.

O modelo simples descrito aqui ilustra um dos muitos exemplos em que um músculo uniarticular, como o deltoide posterior, pode aumentar o potencial de força de outro músculo poliarticular. No exemplo, o deltoide posterior é um potente extensor do ombro para a tração vigorosa. Além disso, o deltoide posterior auxilia o controle da velocidade ótima de contração e o comprimento operacional do bíceps durante a flexão do cotovelo. O deltoide posterior, principalmente durante atividades de muita força, é um sinérgico muito importante dos flexores do cotovelo. Considere as consequências da realização da tarefa mostrada na Figura 6-38, C, por um indivíduo com paralisia total de deltoide posterior.

## **EXTENSORES DO COTOVELO**

### **Componentes Musculares**

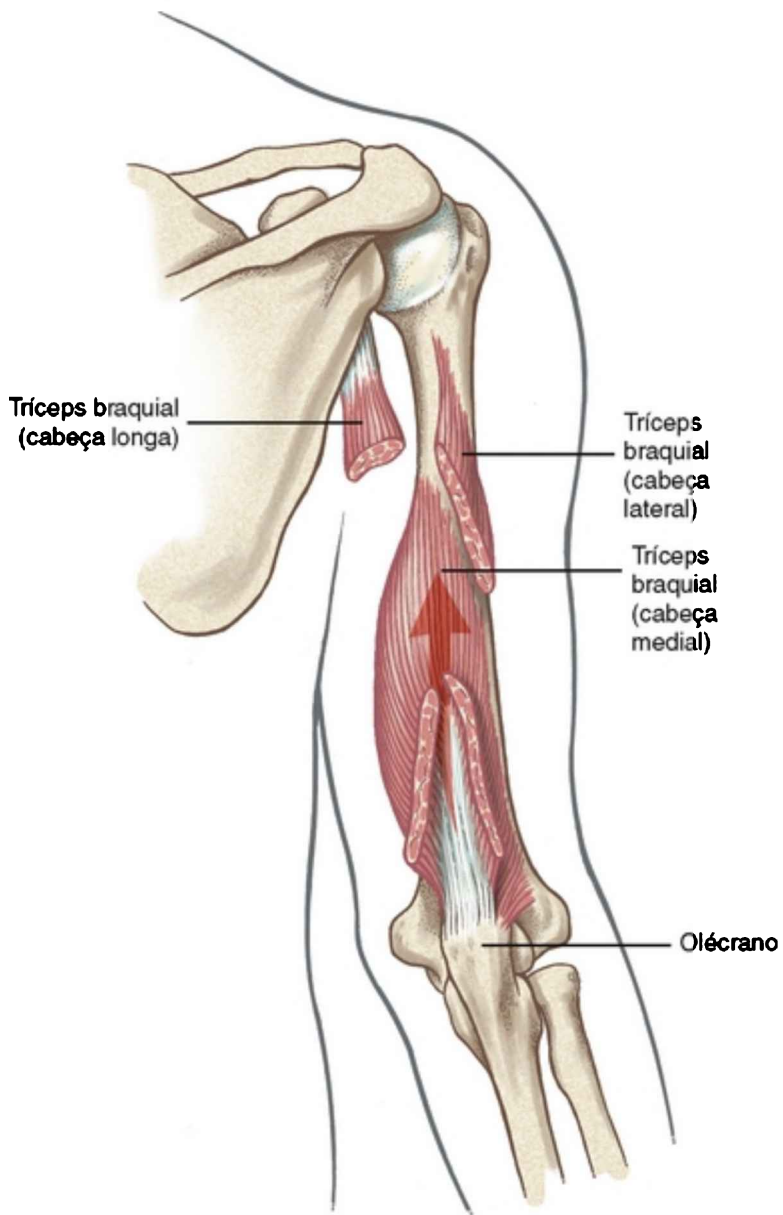
Os extensores primários do cotovelo são o *tríceps braquial* e o *ancôneo* (Figs. 6-39 e 6-40). O tríceps converge a um tendão comum que se insere no olécrano da ulna.



**FIGURA 6-39** Vista posterior, mostrando os músculos tríceps braquial e ancôneo direitos. A cabeça medial do tríceps é

profunda em relação às cabeças longa e lateral e, portanto, não completamente visível.





**FIGURA 6-40** Vista posterior, mostrando a cabeça medial do músculo tríceps braquial direito. As cabeças longa e lateral do

tríceps foram parcialmente removidas, expondo a cabeça medial, mais profunda. O ancôneo não foi ilustrado.

O tríceps braquial possui três cabeças: longa, lateral e medial. A inserção da *cabeça longa* se dá no tubérculo infraglenoide da escápula, o que permite que o músculo faça a extensão e a adução do ombro. A cabeça longa é bastante volumosa, sendo maior do que todos os demais músculos do cotovelo (Tabela 6-7).

**TABELA 6-7** Variáveis Estruturais e Biomecânicas Relacionadas com os Músculos Extensores Primários do Cotovelo\*

<i>Músculo</i>	<b>Capacidade de Trabalho</b>	<b>Excursão de Contração</b>	<b>Pico de Força</b>	<b>Alavancagem</b>
	<i>Volume (cm<sup>3</sup>)</i>	<i>Comprimento (cm)<sup>†</sup></i>	<i>Área de Seção Transversal Fisiológica (cm<sup>2</sup>)</i>	<i>Braço de Momento (cm)<sup>‡</sup></i>
Tríceps braquial (cabeça longa)	66,6	10,2	6,7	1,87
Tríceps braquial (cabeça medial)	38,7	6,3	6,1	1,87
Tríceps braquial (cabeça lateral)	47,3	8,4	6,0	1,87
Ancôneo	6,7	2,7	2,5	0,72

Dados de An KN, Hui FC, Morrey BF, et al: Muscles across the elbow joint: a biomechanical analysis, J Biomech 14:859, 1981.

\*As propriedades estruturais são mostradas em itálico. As variáveis biomecânicas relacionadas são mostradas em negrito.

<sup>†</sup>Comprimento do músculo medido a 70 graus de flexão.

<sup>‡</sup>Braço de momento medido com o cotovelo flexionado a 100 graus.

A inserção das *cabeças medial e lateral* do tríceps se dá no úmero, dos dois lados do sulco do nervo radial. A inserção proximal da cabeça medial é extensa e se dá no lado posterior do úmero, ocupando uma localização relativamente similar à do braquial na porção anterior do osso. Algumas das fibras mais distais da cabeça medial se inserem diretamente na cápsula posterior do cotovelo. Estas fibras podem ser análogas ao músculo genoarticular do joelho, com função similar de tensionar a cápsula durante a extensão.<sup>70</sup> Na verdade, estas fibras musculares são frequentemente denominadas *cúbitos articulares*.

O *ancôneo* é um pequeno músculo triangular no lado posterior do cotovelo. Este músculo se localiza entre o epicôndilo lateral do úmero e uma faixa no aspecto posterior da ulna proximal (Fig. 6-39). Comparado ao tríceps, o ancôneo apresenta área de secção transversal fisiológica relativamente pequena e distância perpendicular para extensão também diminuta (Tabela 6-7). Embora o ancôneo não seja capaz de produzir um grande torque de extensão do cotovelo, ainda assim confere importante estabilidade longitudinal e mediolateral através da articulação úmero-ulnar. Esta estabilidade é benéfica durante atividades de extensão e também durante a supinação e a pronação ativas. O ancôneo apresenta orientação topográfica similar ao cotovelo, como as fibras oblíquas do vasto medial no joelho. Esta orientação é mais bem apreciada pela visualização da rotação interna do membro superior em 180 graus, de modo que o olécrano fique em posição anterior, que é, estrutural e funcionalmente, análoga ao membro inferior.

### **Análise Eletromiográfica da Extensão do Cotovelo**

A extensão do cotovelo em esforço máximo gera níveis elevados de atividade eletromiográfica de todos os componentes do grupo de extensores desta articulação. Porém, durante esforços submáximos, diferentes partes dos músculos são recrutadas apenas em determinados níveis.<sup>74</sup> O ancôneo geralmente é o primeiro músculo a iniciar e manter pequenos níveis de força extensora do cotovelo.<sup>36</sup> Com o aumento gradual do esforço extensor, a cabeça medial do tríceps tende a ser o próximo músculo a se unir ao ancôneo.<sup>74</sup> A cabeça medial permanece ativa na

maioria dos movimentos de extensão do cotovelo.<sup>21</sup> A cabeça medial foi, portanto, considerada o maior trabalhador dentre os extensores, funcionando como o equivalente extensor do braquial.<sup>74</sup>

Somente após o aumento das demandas extensoras do cotovelo até níveis moderados a altos é que o sistema nervoso recruta a cabeça lateral do tríceps e, logo a seguir, a cabeça longa. A cabeça longa funciona como um extensor “reserva” do cotovelo, e é dotado de grande volume, adequado a tarefas que requerem *performances* altas.

### **Torque Gerado pelos Extensores do Cotovelo**

Os músculos extensores do cotovelo conferem estabilidade estática ao cotovelo, assim como os músculos quadríceps são usados na estabilização do joelho. Considere a postura comum de sustentação de peso pelos membros superiores, com os cotovelos parcialmente flexionados. Os extensores estabilizam o cotovelo flexionado durante a contração isométrica ou a ativação em velocidade excêntrica muito baixa. Por outro lado, estes mesmos músculos são necessários para gerar torques extensores muito maiores e dinâmicos, por ativações concêntricas ou excêntricas de alta velocidade. Considere atividades como jogar uma bola, levantar-se de uma cadeira baixa ou abrir, rapidamente, uma porta. Como em muitas atividades de empurrão brusco, a extensão do cotovelo é geralmente combinada a algum grau de flexão do ombro (Fig. 6-41). A função de flexão do ombro exercida pelo deltoide anterior é um importante componente sinérgico do ato de empurrar para a frente. O deltoide anterior produz um torque de flexão do ombro que leva o membro para a frente e neutraliza a

tendência de extensão da estrutura pela cabeça longa do tríceps. Vista pela perspectiva fisiológica, a combinação da flexão do ombro com a extensão do cotovelo minimiza a taxa de encurtamento requeridas pela cabeça longa do tríceps à extensão completa do cotovelo.

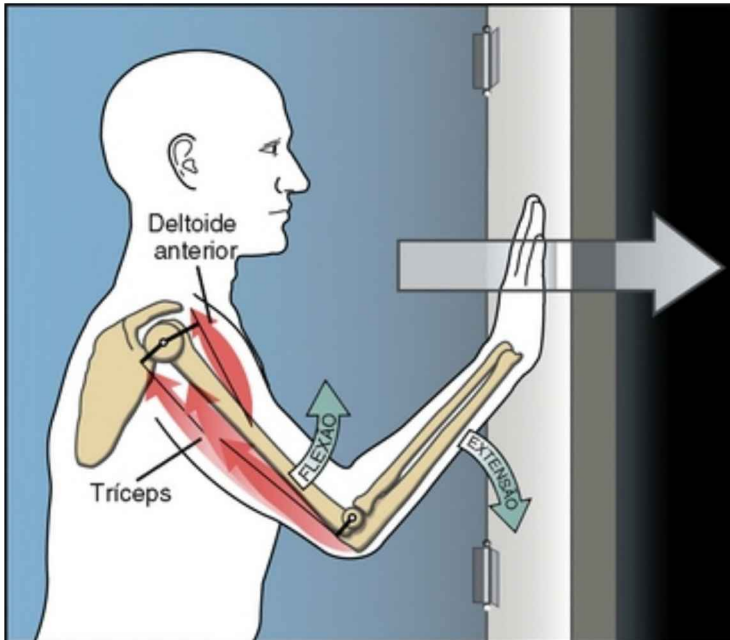


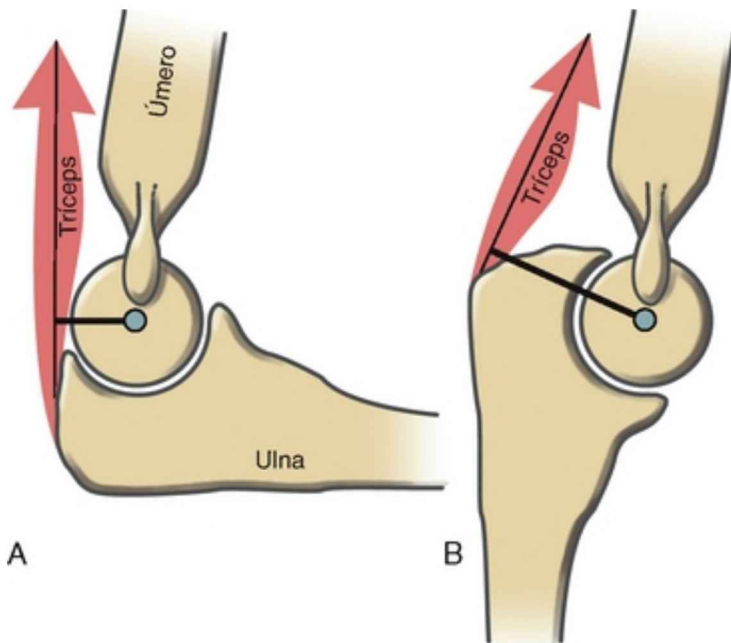
FIGURA 6-41 O músculo tríceps é mostrado gerando um torque extensor pelo cotovelo, para rapidamente empurrar e abrir uma porta. Note que o cotovelo se estende, enquanto o deltoide anterior flexiona o ombro. O deltoide anterior deve se opor ao torque extensor do ombro produzido pela cabeça longa do tríceps e excedê-lo. Veja maiores detalhes no texto. As distâncias do braço de momento são mostradas como linhas espessas originárias dos eixos de rotação das articulações.

ENFOQUE ESPECIAL 6-5 Lei da Parcimônia

O padrão de recrutamento hierárquico descrito pelas ações dos diversos membros dos extensores do cotovelo certamente não é a única estratégia usada pelo sistema nervoso para modular os níveis de torque extensor. Como na maioria dos movimentos ativos, o padrão de ativação muscular varia enormemente de músculo a músculo e de indivíduo a indivíduo. Porém, parece haver um padrão geral de recrutamento para os extensores do cotovelo. Este método de ativação de grupo muscular ilustra a *lei da parcimônia*, um princípio citado em outros trabalhos.<sup>40,53</sup> No contexto presente, a lei da parcimônia determina que o sistema nervoso tende a ativar a menor quantidade de músculos ou fibras musculares possível, para controlar uma dada ação articular. Lembre-se que é responsabilidade do pequeno ancôneo e da cabeça medial do tríceps controlar atividades que requerem menor nível de torque extensor. Apenas quando o torque extensor mais dinâmico ou altamente resistente é necessário é que o sistema nervoso seleciona a cabeça longa do tríceps, maior e poliarticular. Da perspectiva energética, este padrão hierárquico de recrutamento muscular faz sentido. Considere, por exemplo, a ineficiência de ter apenas a cabeça longa do tríceps, ao invés do ancôneo e da cabeça medial do tríceps, realizando funções de estabilização de baixos níveis de manutenção no cotovelo. Outras forças musculares, dos flexores do cotovelo, seriam necessárias, assumindo que as forças de gravitação sejam inadequadas, para neutralizar a possível extensão indesejada do ombro pela cabeça longa do tríceps. Uma tarefa simples requereria maior atividade muscular além do que seria absolutamente necessário. Como sugerem as evidências eletromiográficas e a intuição geral, as tarefas de baixa demanda de força são frequentemente realizadas por músculos de articulação única. Com o aumento da demanda de força, músculos poliarticulares

maiores são recrutados, assim como os músculos neutralizadores necessários.

Os músculos extensores do cotovelo produzem torque máximo quando o cotovelo está flexionado em cerca de 90 graus.<sup>14,62</sup> Este ângulo é aproximadamente o mesmo em que os músculos flexores do cotovelo, em grupo, produzem o torque em flexão máxima. O cotovelo flexionado a 90 graus é, portanto, a posição estável mais ativamente isométrica da articulação. É interessante notar que, embora ambos os grupos musculares produzam torques máximos a ângulos articulares similares, as maiores distâncias perpendiculares internas dos dois grupos são observadas em ângulos muito diferentes: cerca de 90 graus de flexão para os flexores do cotovelo e extensão quase total para o tríceps e o ancôneo.<sup>3</sup> A extensão total coloca o espesso olécrano entre o eixo de rotação da articulação e a linha de força do tendão do tríceps (Fig. 6-42). O fato de que o pico do torque extensor do cotovelo ocorre a quase 90 graus de flexão ao invés da semiextensão sugere que o comprimento do músculo, e não a alavancagem, é muito influente na determinação de onde o pico do torque extensor do cotovelo naturalmente ocorre dentro da amplitude de movimento.



**FIGURA 6-42** O braço de momento do tríceps é mostrado, com o cotovelo flexionado a 90 graus (A) e completamente estendido, a quase 0 grau (B). Os braços de momentos são mostrados como linhas pretas espessas. Note que o braço de momento aumenta em extensão (B), porque o olécrano se estende entre o eixo de rotação e a interseção perpendicular com a linha de força do tríceps.

### **ENFOQUE ESPECIAL 6-6** Usando Músculos do Ombro como Substitutos na Paralisia do Tríceps

Fraturas da coluna cervical em C<sup>6</sup> podem provocar quadriplegia, com perda de função motora e sensorial abaixo da altura da raiz nervosa C<sup>6</sup>. Os sintomas podem incluir paralisia total do tronco e dos músculos dos membros inferiores, com paralisia parcial dos músculos dos membros superiores. Uma vez que alguns músculos inervados por C<sup>6</sup> em



diante são poupados, indivíduos com este nível de quadriplegia ainda são capazes de realizar muitas atividades funcionais independentes. Exemplos são sentar-se, vestir-se e transferir-se da cadeira de rodas para a cama. Os terapeutas especializados em treinamento de mobilidade para indivíduos quadriplégicos projetam estratégias de movimentação que permitem que um músculo inervado substitua parte da perda funcional imposta por um músculo paralisado.<sup>52</sup> Esta arte de “substituição muscular” é um componente essencial da maximização da eficiência do movimento em indivíduos paralisados.

Pessoas com quadriplegia C<sup>6</sup> apresentam paralisia acentuada ou total dos extensores do cotovelo, já que estes músculos recebem a maior parte da inervação da raiz nervosa abaixo de C<sup>6</sup>. A perda da extensão do cotovelo reduz a capacidade de alcance. Certas atividades, como se sentar na cama ou transferir para a cadeira de rodas, passam a ser difíceis e trabalhosas. Um método valioso de substituição muscular usa os músculos proximais inervados do ombro, como a cabeça clavicular do peitoral maior e/ou o deltoide anterior, para ativamente estender e travar o cotovelo (Fig. 6-43).<sup>27,30</sup> Esta capacidade de um músculo proximal estender o cotovelo requer que a mão seja firmemente fixa distalmente ao objeto. Sob estas circunstâncias, a contração da musculatura do ombro aduz e/ou horizontalmente flexiona a articulação glenoumeral, puxando o úmero em direção à linha média. O controle da estabilidade do cotovelo através do uso da musculatura mais proximal é um conceito clínico muito útil. Este conceito também se aplica ao membro inferior, já que os extensores do quadril são capazes de estender o joelho mesmo na ausência do quadríceps, desde que o pé esteja firmemente fixo ao chão.

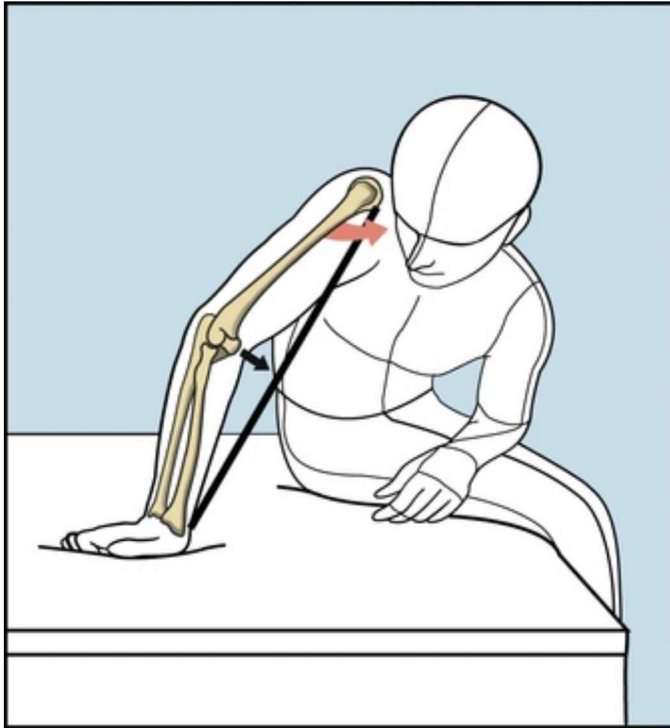
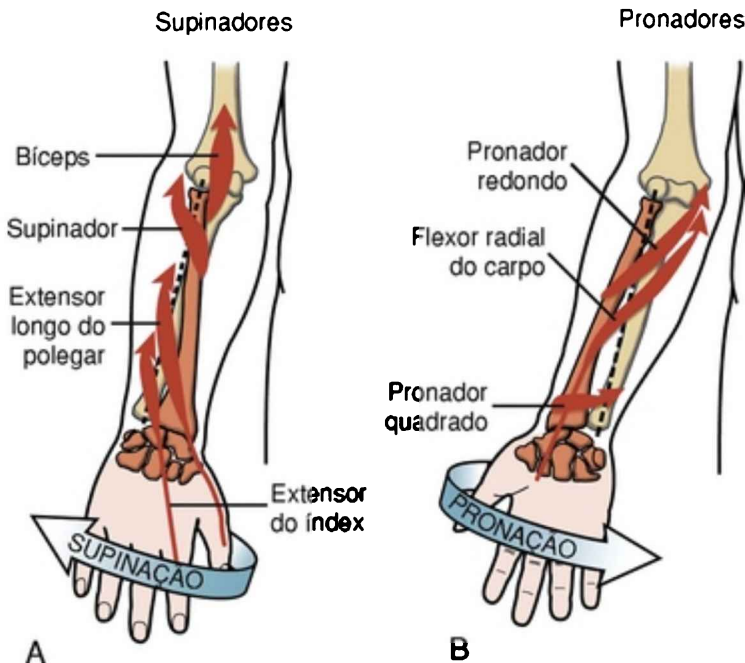


FIGURA 6-43 Representação de um indivíduo com quadriplegia em C6 usando a porção clavicular inervada do peitoral maior e o deltoide anterior (*seta vermelha*) para puxar o úmero em direção à linha média. Com o punho e a mão fixos na cama, o músculo rotaciona o cotovelo em extensão. Após se fixar em extensão, o cotovelo estável permite que todo o membro aceite o peso, sem dobrar-se no elo médio. Assume-se que o modelo ilustrado apresente paralisia total do tríceps.

## Função dos Músculos Supinadores e Pronadores

As linhas de força da maioria dos músculos pronadores e supinadores do antebraço são mostradas na Figura 6-44. Até mesmo para ser considerado pronador ou supinador, um dado músculo deve apresentar duas características

fundamentais. *Primeira*, o músculo deve se inserir nos dois lados do eixo de rotação – ou seja, a inserção proximal no úmero ou na ulna e a distal, no rádio ou na mão. Músculos como o braquial ou o extensor curto do polegar, portanto, não podem fazer a pronação ou a supinação do antebraço, independente de qualquer outra variável biomecânica. *Segunda*, o músculo deve produzir uma força que aja como *um braço de momento* ao redor do eixo de rotação para pronação e supinação. O braço de momento de um músculo é maior quando sua linha de força é perpendicular ao eixo de rotação. Embora nenhum músculo pronador ou supinador (ao menos quando considerado em posição anatômica) apresente tal linha de força ideal, o pronador quadrado chega bem próximo (Fig. 6-44, B).



---

FIGURA 6-44 A linha de força dos supinadores (A) e pronadores (B) do antebraço. Note o grau em que todos os músculos se intersectam com o eixo de rotação do antebraço.

A pronação e a supinação do antebraço são funcionalmente associadas à rotação interna ou externa do ombro. A rotação interna do ombro é frequentemente acompanhada por pronação, enquanto a rotação externa ocorre na supinação. A combinação destas rotações de ombro e cotovelo permite a rotação da mão em quase 360 graus no espaço, ao invés de apenas 170 a 180 graus de pronação ou de supinação isoladas. A associação funcional de força também foi demonstrada, ao menos entre a rotação externa do ombro e a supinação do antebraço. Os torques de supinação são 9% maiores quando realizados com o ombro externamente rotacionado em comparação à rotação interna da estrutura.<sup>66</sup> O mecanismo desta diferença não foi esclarecido, mas pode envolver o músculo bíceps, o supinador primário do antebraço. A rotação externa pode alongar, levemente, a cabeça longa do bíceps conforme o tendão cruza a cabeça do úmero, aumentando a capacidade de geração de força do músculo.

Quando a força do músculo do antebraço e a amplitude de movimento são testadas clinicamente, deve-se tomar cuidado para eliminar movimentos ou torques contribuintes originários do ombro. Para tanto, a pronação e a supinação do antebraço são testadas com o cotovelo flexionado a 90 graus e o epicôndilo medial do úmero pressionado contra a lateral do corpo. Nesta posição, qualquer rotação indesejada do ombro é facilmente detectada.

## MÚSCULOS SUPINADORES

Os músculos supinadores primários são o *supinador* e o *bíceps braquial*.<sup>9</sup> Os músculos secundários, com potencial limitado de supinação, são os extensores radiais do carpo, que se inserem nas proximidades do epicôndilo lateral do úmero, o extensor longo do polegar e o extensor do índice (Fig. 6-44, A). O braquiorradial é considerado supinador secundário e pronador secundário, principalmente durante movimentos de arco curto e grande força.<sup>6,15,21</sup> Independente da posição do antebraço, a contração do braquiorradial rotaciona o antebraço *para* a posição neutra, com o polegar para cima.<sup>9</sup> A partir de uma posição em pronação completa, portanto, há supinação; de uma posição em supinação completa, há pronação. É interessante notar que a contração do braquiorradial desvia o antebraço a uma posição que maximiza sua distância perpendicular como flexor do cotovelo.

### Músculos Supinadores Primários

- Supinador
- Bíceps braquial

### Músculos Supinadores Secundários

- Exensores radiais do carpo
- Extensor longo do polegar
- Extensor do índice
- Braquiorradial (a partir de posição em pronação)

## Supinador *versus* Bíceps Braquial

O *músculo supinador* apresenta inserção muscular extensa (Fig. 6-45). Um conjunto superficial de fibras se origina do epicôndilo lateral do úmero e dos ligamentos radial colateral e anular. Um conjunto mais profundo de fibras é originário da ulna, na crista do supinador e adjacências. Estes dois grupos de fibras musculares se inserem, distalmente, no terço proximal do rádio. Em pronação, o supinador é torcido e alongado ao redor do rádio e, assim, está em excelente posição para supinar o antebraço. O supinador apresenta inserções mínimas no úmero e passa bem próximo ao eixo lateromedial de rotação do cotovelo, produzindo torques de extensão ou flexão significativos.

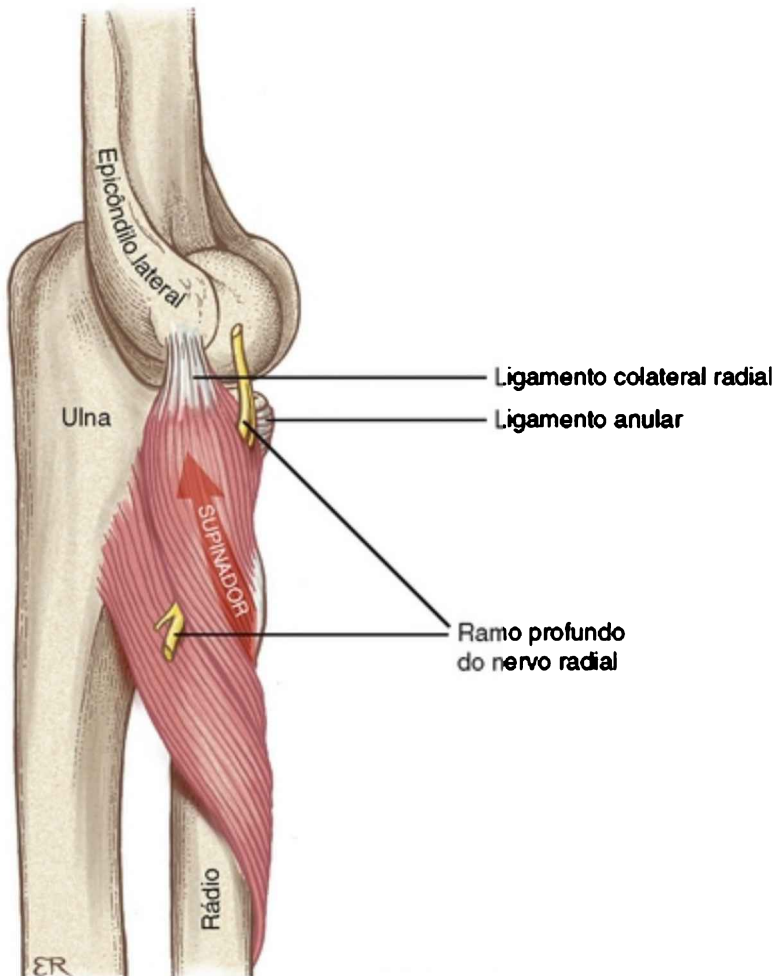


FIGURA 6-45 Uma vista lateral do músculo supinador direito. O ramo profundo do nervo radial é mostrado, saindo entre as fibras superficiais e profundas do músculo. O nervo radial segue distalmente, como o nervo interósseo posterior, innervando os extensores dos dedos e do polegar.

O músculo supinador é um supinador do antebraço implacável, similar ao braquial durante a flexão do

cotovelo. O músculo supinador gera atividade eletromiográfica significativa durante a supinação do antebraço, independente do ângulo do cotovelo ou da velocidade ou força da ação.<sup>75</sup> O músculo bíceps, também um supinador primário, é normalmente recrutado durante atividades de alta potência de supinação, especialmente aquelas associadas à flexão do cotovelo.

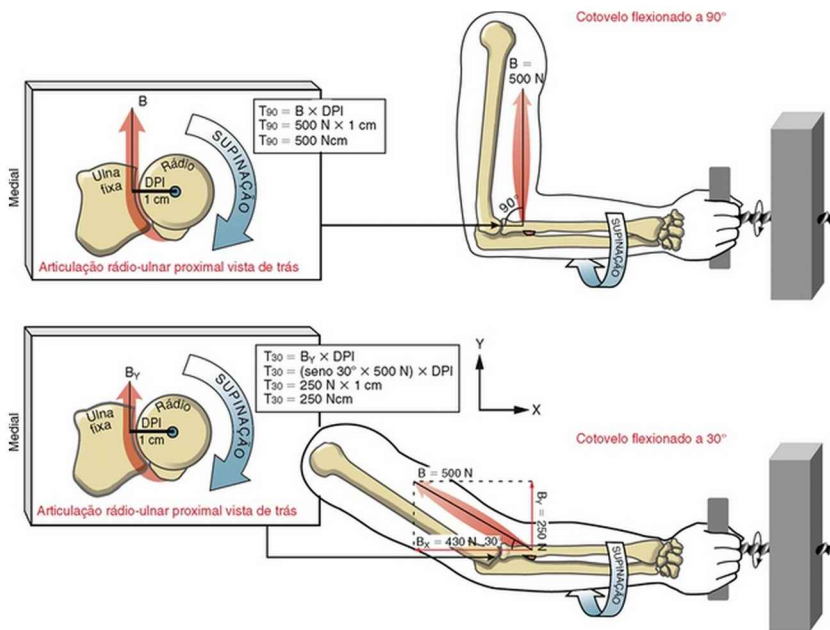
O sistema nervoso geralmente recruta o músculo supinador para tarefas de baixa potência, que requerem apenas o movimento de supinação, enquanto o bíceps se mantém relativamente inativo. (Isto está de acordo com a lei de parcimônia, anteriormente descrita neste capítulo.) É somente durante movimentos de supinação de força moderada ou grande que o bíceps apresenta atividade eletromiográfica significativa. Usar o grande bíceps poliarticular na execução de uma tarefa de supinação simples, com pouca força, não é uma resposta motora eficiente. Outros músculos, como o tríceps e o deltoide posterior, seriam necessários à neutralização de qualquer ação indesejada do bíceps no cotovelo e no ombro. Um movimento simples, então, se torna cada vez mais complexo e consome mais energia do que necessário.

O *bíceps braquial* é um poderoso músculo supinador do antebraço. A área de secção transversal fisiológica do bíceps é cerca de o triplo da área do músculo supinador.<sup>37</sup> O papel dominante do bíceps como supinador pode ser verificado por meio de sua palpação durante uma série de rápidos e fortes movimentos de pronação e supinação, principalmente com o cotovelo flexionado a 90 graus. Conforme o antebraço sofre pronação, o tendão do bíceps se enrola sobre a porção proximal do rádio. De uma posição em pronação completa, a contração ativa do bíceps



“roda” o rádio, colocando-o em supinação.

A eficácia do bíceps como supinador é maior quando o cotovelo é flexionado a cerca de 90 graus.<sup>9</sup> Por esta razão, o cotovelo é naturalmente mantido em 90 graus de flexão durante muitas tarefas de supinação com grande força. Neste ângulo de flexão do cotovelo, o tendão do bíceps quase chega a um ângulo de inserção de 90 graus com o rádio. Esta situação biomecânica permite que *toda* magnitude de força do bíceps em esforço máximo seja intersectada de forma quase perpendicular ao eixo de rotação do antebraço. Quando o cotovelo está flexionado em apenas 30 graus, o tendão do bíceps perde sua intersecção em ângulo reto com o eixo de rotação. Conforme mostrado pelos cálculos ilustrados na Figura 6-46, esta alteração angular reduz o potencial de torque supinador do bíceps em 50%. Clinicamente, esta diferença é importante durante a avaliação do torque final em aparelhos de teste de força ou aconselhamentos sobre ergonomia.



**FIGURA 6-46** A diferença na capacidade mecânica do bíceps para produção de um torque de supinação é ilustrada quando o cotovelo é flexionado em 90 graus e o cotovelo, em 30 graus. *Acima*, Vista lateral, mostrando o bíceps em um ângulo de 90 graus em relação ao rádio. O músculo (*B*) está contraído para supinar o antebraço com uma força de esforço máximo de 500 N. Conforme mostrado na vista superior, 100% da força do bíceps pode ser multiplicado pelo braço de momento interno disponível para supinação, estimada em 1 cm, produzindo 500 Ncm de torque ( $500 \text{ N} \times 1 \text{ cm}$ ). *Abaixo*, Vista lateral, mostrando que quando o cotovelo é flexionado em um ângulo de 30 graus, o ângulo de inserção do bíceps no rádio é reduzido em cerca de 30 graus. Esta alteração angular reduz a força que o bíceps pode usar para supinar (ou seja, gerada perpendicular ao rádio) a 250 N ( $B_y$ ). Um componente de força do bíceps ainda maior, denominado  $B_x$ , é direcionado proximalmente em relação ao rádio, quase paralelo ao eixo de rotação do antebraço. Este componente de força praticamente não possui

braço de momento para supinar. Os cálculos mostram que o torque de supinação máximo com o cotovelo flexionado a 30 graus é reduzido a 250 Ncm ( $250 \text{ N} \times 1 \text{ cm}$ ) (seno de 30 graus = 0,5 e cosseno de 30 graus = 0,86).

Quando o torque de supinação com grande força é necessário para girar, vigorosamente, uma chave de fenda, por exemplo, o bíceps é recrutado pelo sistema nervoso para auxiliar outros músculos, como o pequeno músculo supinador e o extensor longo do polegar. Devido às razões anteriormente descritas, esta tarefa geralmente requer que o cotovelo seja flexionado a cerca de 90 graus (Fig. 6-47). A manutenção do cotovelo nesta posição durante a tarefa requer que a contração do tríceps seja sincronizada à do bíceps. O tríceps é responsável por uma força essencial durante esta atividade, impedindo que o bíceps realmente flexione o cotovelo e o ombro durante todo esforço de supinação. A ação não oposta do bíceps faz com que a chave de fenda saia do parafuso a cada esforço, o que é pouco eficaz. Ligando-se à ulna, e não ao rádio, o tríceps é capaz de neutralizar a tendência de flexão do cotovelo do bíceps, *sem* interferir na tarefa de supinação. Esta cooperação muscular é um excelente exemplo de como dois músculos podem funcionar sinergicamente em uma atividade enquanto, ao mesmo tempo, ainda são antagonistas diretos.

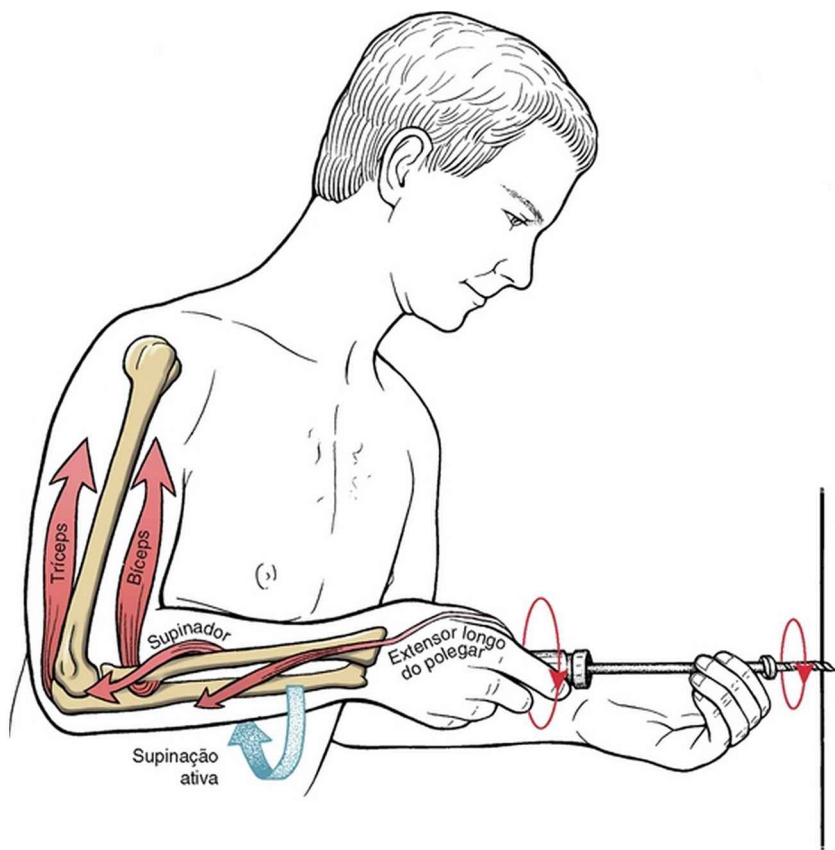


FIGURA 6-47 A contração vigorosa dos músculos bíceps, supinador e extensor longo do polegar direito para apertar um parafuso, usando uma chave de fenda girada em sentido horário, é mostrada. O músculo tríceps é isometricamente ativado, neutralizando a forte tendência de flexão do cotovelo do bíceps.

## MÚSCULOS PRONADORES

Os músculos pronadores primários são o *pronador redondo* e o *pronador quadrado* (Fig. 6-48). O flexor radial do carpo e o palmar longo são pronadores secundários, inserindo-se

no epicôndilo medial do úmero (Fig. 6-44, B).

### Músculos Pronadores Primários

- Pronador redondo
- Pronador quadrado

### Músculos Pronadores Secundários

- Flexor radial do carpo
- Palmar longo
- Braquiorradial (a partir de posição em supinação)

### ENFOQUE ESPECIAL 6-7 Potencial de Torque de Supinação *versus* Potencial de Torque de Pronação

Os supinadores, como grupo, produzem cerca de 25% mais torque isométrico do que os pronadores (Tabela 6-6). Esta diferença é parcialmente explicada pelo fato de que os músculos supinadores possuem quase o dobro de área de secção transversal fisiológica do que os músculos pronadores.<sup>37</sup> Muitas atividades funcionais dependem da força relativa de supinação. Considere o uso de uma chave de fenda para apertar um parafuso. Quando realizado com a mão direita, um movimento em sentido horário é dirigido pela ativação concêntrica dos músculos supinadores. A direção das ranhuras do parafuso padrão reflete a dominância de força dos músculos supinadores. Infelizmente, em indivíduos onde a mão esquerda é dominante, a rotação em sentido horário da chave de fenda deve ser feita pelos *músculos pronadores*. Estes indivíduos frequentemente utilizam a mão direita nesta atividade, o que explica por que tantos deles são ambidestros.

## **Pronador Redondo versus Pronador Quadrado**

O *pronador redondo* apresenta duas cabeças: umeral e ulnar. O nervo mediano passa entre estas duas cabeças e, assim, este é um possível sítio de compressão nervosa.<sup>64</sup> O pronador redondo atua como pronador primário do antebraço, bem como flexor do cotovelo. A maior atividade eletromiográfica do pronador redondo é observada durante ações de pronação de alta força,<sup>7</sup> como tentativas de desaparafusar um parafuso muito apertado com a mão direita ou arremessar uma bola de beisebol. O tríceps é um importante sinérgico ao pronador redondo, sendo muitas vezes necessário à neutralização da capacidade de flexão do cotovelo por este músculo.

Em casos de lesão ao nervo mediano proximal ao cotovelo, todos os músculos pronadores são paralisados e a pronação ativa é, essencialmente, perdida. O antebraço tende a permanecer cronicamente supinado, devido à ação não oposta dos músculos supinador e bíceps inervados.

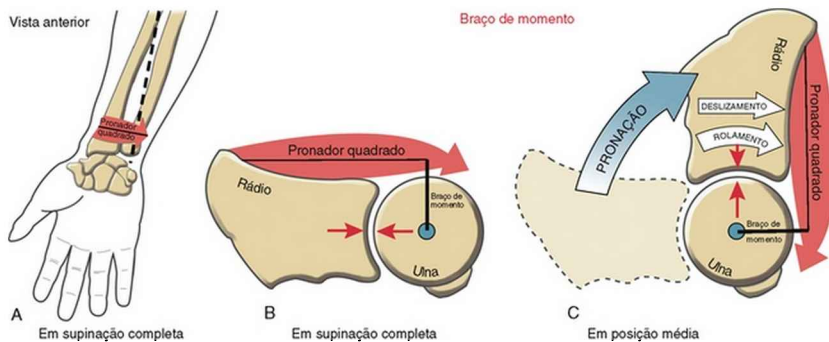
O *pronador quadrado* está localizado na extremidade distal da porção anterior do antebraço, abaixo de todos os flexores do punho e flexores extrínsecos dos dedos. Este músculo achatado, quadrilateral, se insere entre as superfícies anteriores do quarto distal da ulna e do rádio. De maneira geral, visto de proximal a distal, o pronador quadrado apresenta fibras de orientação levemente oblíqua, similar às do pronador redondo, embora não tão anguladas. O pronador quadrado é o mais ativo e mais consistentemente usado dentre os músculos pronadores, estando envolvido em todos os movimentos de pronação, independente da demanda de força ou quantidade de flexão do cotovelo associada.<sup>7</sup>

## ENFOQUE ESPECIAL 6-8 O Retorno à Lei da Parcimônia

Atividades de baixa força, envolvendo a pronação isolada, são geralmente iniciadas e controladas pelo pronador quadrado. Durante este capítulo, foi desenvolvido um tema entre a função dos músculos uniarticulares, menores, e músculos poliarticulares associados, maiores. Em todos os casos, o recrutamento hierárquico dos músculos seguia a lei da parcimônia. No cotovelo, as atividades de flexão ou extensão com pouca força tendem a ser controladas ou iniciadas pelo braquial, pelo ancônio ou pela cabeça medial do tríceps. Somente quando ações de força relativamente grande são requeridas é que o sistema nervoso recruta o bíceps ou a cabeça longa do tríceps, músculos poliarticulares maiores. No antebraço, as atividades de pronação e supinação de pouca força são controladas pelo supinador ou pelo pronador quadrado; as ações de força maior requerem a assistência do bíceps e do pronador redondo. Cada vez que músculos poliarticulares são recrutados, porém, outros músculos são necessários à estabilização de suas ações indesejadas. O aumento da força de qualquer ação do cotovelo e do antebraço cria um súbito aumento desproporcional na atividade muscular geral. Não são apenas os músculos uniarticulares que aumentam sua atividade, mas também os músculos poliarticulares “de reserva” e outros neutralizadores.

O pronador quadrado é biomecanicamente bem projetado para ser um efetivo produtor de torque e estabilizador da articulação rádio-ulnar distal.<sup>25,72</sup> A linha de força do pronador quadrado é orientada de modo quase perpendicular ao eixo de rotação do antebraço (Fig. 6-49,

A). Este projeto maximiza o potencial muscular de produção de torque. Além de produzir eficazmente um torque de pronação, o músculo simultaneamente comprime a incisura ulnar do rádio diretamente contra a cabeça da ulna (Fig. 6-49, B). Esta força de compressão estabiliza a articulação rádio-ulnar distal por toda a amplitude de pronação (Fig. 6-49, C). Esta força ativa aumenta a força passiva produzida pelo complexo triangular de fibrocartilagem. A força do pronador quadrado também guia a articulação em sua artrocinemática natural.



**FIGURA 6-49** A, Vista anterior da articulação rádio-ulnar distal, mostrando a linha de força do pronador quadrado intersectando o eixo de rotação do antebraço (*linha pontilhada*) em um ângulo quase reto. B, A linha de força do pronador quadrado, com sua distância perpendicular interna, é mostrada com os ossos do carpo removidos e o antebraço em supinação completa. O pronador quadrado produz um torque de pronação, que é o produto da força do músculo pelo braço de momento, e a força de compressão entre superfícies articulares (*setas opostas*). C, Esta dupla função do pronador quadrado é mostrada pela pronação do antebraço em posição média. A artrocinemática de rolamento e deslizamento também é mostrada.



Em uma articulação saudável, a força de compressão do pronador quadrado e outros músculos é absorvida, sem dificuldades, pela articulação. Em caso de artrite reumatoide grave, a cartilagem articular, o osso e o tecido conjuntivo periarticular perdem sua capacidade de absorver, de maneira adequada, as forças articulares. Estas forças compressivas miogênicas podem prejudicar a estabilidade da articulação. As mesmas forças que ajudam a estabilizar a articulação saudável podem destruí-la em doenças.

## **RESUMO**

---

O formato das extremidades proximal e distal da ulna dá importantes indicações acerca da cinesiologia destas regiões. A extensa *extremidade proximal da ulna*, em formato de C, confere uma estabilidade rígida, similar a uma dobradiça, à articulação úmero-ulnar. As cinemáticas são, portanto, limitadas principalmente ao plano sagital. A cabeça arredondada da *extremidade distal da ulna* se articula com a cônica incisura ulnar do rádio, formando a articulação rádio-ulnar distal. Diferentemente da extremidade distal do rádio, a ulna distal *não* é firmemente articulada com os ossos do carpo. Nesta região, qualquer conexão firme restringiria, fisicamente, a pronação e a supinação.

A *extremidade proximal do rádio* possui uma cabeça discoide projetada principalmente para ser rotacionada contra o capítulo e no anel fibro-ósseo da articulação rádio-ulnar proximal. Esta rotação do rádio é o principal componente cinemático da pronação e da supinação. A ulna, por outro lado, é uma base estável para a rotação do

rádio, devido à sua firme ligação com o úmero, através da articulação úmero-ulnar. A *extremidade distal do rádio*, relativamente grande, se expande em dimensões mediolateral e anteroposterior para receber a fileira proximal de ossos do carpo. Esta área superficial expandida é uma excelente via de transmissão de forças através da mão, até o rádio. Com base na direção prevalente das fibras da membrana interóssea, as forças proximalmente direcionadas que agem sobre o rádio são, por fim, transmitidas de forma quase equânime através dos compartimentos medial e lateral do cotovelo.

Quatro importantes nervos cruzam o cotovelo: musculocutâneo, mediano, radial e ulnar. À exceção do nervo musculocutâneo, estes nervos sofrem lesões com relativa frequência, o que provoca perdas significativas de função sensorial e motora na região distal ao sítio traumatizado. A redução das forças musculares devida à lesão de qualquer um destes nervos cria um desequilíbrio cinético pelas articulações, que, se não tratado, provoca deformações.

Basicamente todos os músculos que agem no cotovelo e no antebraço se inserem distalmente na ulna ou no rádio. Os músculos que se inserem na *ulna*, principalmente o braquial e o tríceps, flexionam ou estendem o cotovelo, mas não apresentam a habilidade de fazer a pronação ou supinação do antebraço. Os demais músculos, ao contrário, têm suas inserções distais no *rádio*. Estes músculos flexionam o cotovelo e, dependendo de suas linhas de força, fazem a pronação e a supinação do antebraço. Esta disposição anatômica permite que o cotovelo seja ativamente flexionado e estendido, e permite também que o antebraço sofra, simultaneamente, pronação ou

supinação sem qualquer interferência mecânica entre os músculos. Este arranjo aumenta, em muito, a capacidade de interação do membro superior com o ambiente a seu redor, em atividades que vão da alimentação, higiene pessoal e preparo de refeições a ações mais grosseiras, como propelir o corpo para cima a partir de uma cadeira.

Cerca de metade dos músculos estudados neste capítulo controla múltiplas regiões do braço ou antebraço. Por esta razão, movimentos que parecem bastante simples e limitados a uma única região, como o antebraço, por exemplo, são, tipicamente, mais complexos e envolvem um conjunto maior de músculos. Reconsidere a forte ação de supinação do bíceps requerida para aparafusar um parafuso (anteriormente mostrada na Fig. 6-47). Durante esta atividade, a ativação do tríceps também é necessária à neutralização do forte (e indesejado) componente de flexão do bíceps. A contração simultânea da cabeça longa do bíceps e do tríceps também deve, do ponto de vista cinético, equilibrar e estabilizar a articulação glenoumeral. Além disso, músculos axial-escapulares, como o trapézio, o romboide e o serrátil anterior, são necessários à estabilização da escápula. Sem esta estabilização, seja devido a uma lesão nervosa, perda de controle motor, dor ou simples desuso, os músculos do cotovelo e do antebraço são menos eficazes na execução de suas tarefas.



ADICIONAIS

CONEXÕES

CLÍNICAS

### CONEXÃO CLÍNICA 6-1 “Ação Reversa” dos Músculos Flexores do Cotovelo

Durante a maioria das atividades de vida diária, a contração dos músculos flexores do cotovelo é realizada para rotacionar o antebraço em direção ao braço. Porém, a contração dos mesmos músculos pode rotacionar o braço *para* o antebraço, desde que o aspecto distal do membro superior esteja bem fixo. Um exemplo clínico da utilidade de tal “contração reversa” dos flexores do cotovelo é mostrado em um indivíduo com quadriplegia C<sup>6</sup> (Fig. 6-50). Esta pessoa apresenta paralisia completa dos músculos do tronco e dos membros inferiores, mas força quase normal dos músculos do ombro, extensores do cotovelo e extensores do punho. Com o aspecto distal do membro superior bem fixo e a assistência dos músculos extensores do punho e de uma faixa, os músculos flexores do cotovelo podem gerar força suficiente para rotacionar o braço em direção ao antebraço. Esta manobra permite que os músculos flexores do cotovelo auxiliem o indivíduo a se sentar. Para esta pessoa, conseguir levantar e se sentar é uma etapa essencial na preparação para as demais atividades funcionais, como se vestir ou transferir para a cadeira de rodas.

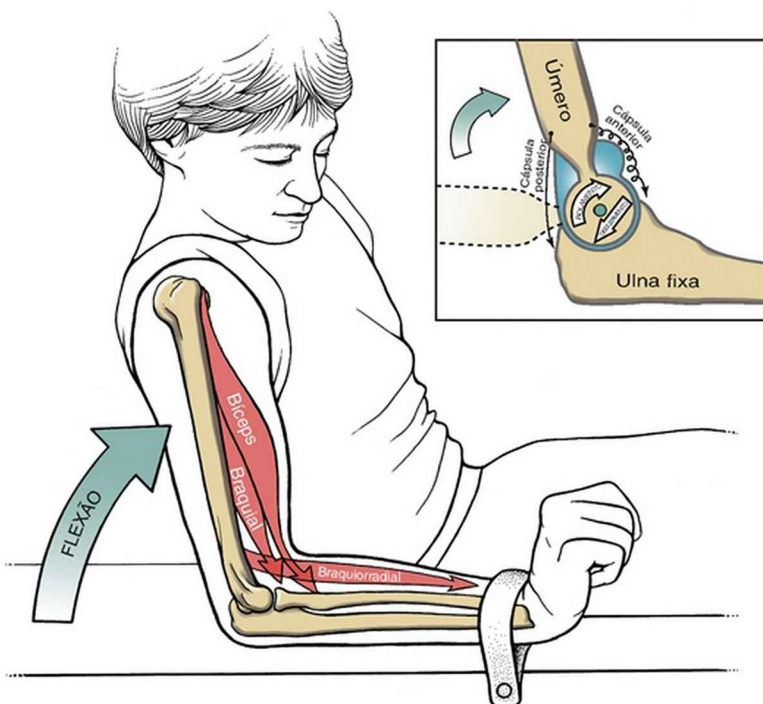


FIGURA 6-50 Um indivíduo com quadriplegia em nível médio (tetraplegia) usando os músculos flexores do cotovelo para retirar o tronco do colchão. Note que a porção distal do antebraço está estabilizada de forma segura. *Quadro suplementar*, A artrocinemática da articulação úmero-ulnar é mostrada durante este movimento. A cápsula anterior está em posição relaxada e a cápsula posterior está tensa.

É interessante notar que a artrocinemática da articulação úmero-ulnar durante esta ação envolve o rolamento e o deslizamento em direções *opostas*.

### CONEXÃO CLÍNICA 6-2 O “Teste do Colo”: um Exame Clínico Especializado para Testar o Estado de Inervação do Músculo Supinador

O nervo radial faz uma espiral oblíqua no lado posterior do úmero, no raso sulco radial deste osso (Fig. 6-32, B). Fraturas ou outros

traumas nesta região do úmero frequentemente provocam lesões no nervo radial. Caso a lesão seja muito grave, todos os músculos supridos pelo nervo radial distais ao sítio de lesão serão paralisados. A paralisia pode ser mais extensa, incluindo o tríceps, o ancôneo, o braquiorradial, o grupo extensor do punho e todos os músculos extensores extrínsecos dos dedos. A perda da sensibilidade normal geralmente inclui a pele da superfície dorsal do braço, mais notavelmente a que recobre ocasionalmente a mão.

Dada a possibilidade de regeneração de um nervo lesionado, os músculos podem, com o passar do tempo, recuperar-se da paralisia, de forma proximal a distal. As indicações de possibilidade de regeneração de um nervo podem ser obtidas através de exames eletromiográficos, além da palpação e exame manual da força da musculatura afetada. Neste sentido, o supinador é um músculo importante (Fig. 6-45); a reinervação deste músculo sugere que o nervo radial foi distalmente regenerado, na porção proximal do antebraço. Porém, o músculo supinador, mais profundo, é difícil de palpar ou isolar dos demais músculos.

Com base na lei da parcimônia, existe um teste clínico que pode ajudar a determinar a função do músculo supinador em casos de suspeita de reinervação. O “teste do colo”, como é ocasionalmente denominado, requer que o paciente apoie o antebraço no colo e, *muito lentamente*, supine o antebraço, livre de qualquer resistência externa. Normalmente, com a prática adequada, esta supinação de pouquíssima força pode ser realizada com a ativação mínima ou nula do bíceps. (Treine em você mesmo). Se o músculo supinador estiver inervado e funcionando, o paciente deve ser capaz de fazer a supinação *sem* contrair o bíceps. No entanto, se o músculo supinador ainda estiver paralisado, até mesmo o esforço de supinação lenta e de pouca força faz com que o tendão do bíceps fique evidente, conforme se contrai para compensar a deficiência. A resposta exagerada do bíceps a uma tarefa de baixo nível de supinação é um

resultado positivo ao “teste do colo”, sugerindo grande fraqueza do músculo supinador.

Embora a validade preditiva deste teste seja desconhecida, tal exame ainda é um exemplo de aplicação do conhecimento cinesiológico e anatômico na prática clínica.

## REFERÊNCIAS

---

- 1 Ahrens PM, Redfern DR, Forester AJ. Patterns of articular wear in the cadaveric elbow joint. *J Shoulder Elbow Surg.* 2001;10:52-56.
- 2 Amis AA, Dowson D, Wright V. Elbow joint force predictions for some strenuous isometric actions. *J Biomech.* 1980;13:765-775.
- 3 An KN, Hui FC, Morrey BF, et al. Muscles across the elbow joint: a biomechanical analysis. *J Biomech.* 1981;14:659-669.
- 4 Askew LJ, An KN, Morrey BF, Chao EY. Isometric elbow strength in normal individuals. *Clin Orthop Relat Res.* 1987;222:261-266.
- 5 Baeyens JP, Van GF, Goossens M, et al. In vivo 3D arthrokinematics of the proximal and distal radioulnar joints during active pronation and supination. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2006;21(Suppl 1):S9-S12.
- 6 Basmajian JV, Latif A. Integrated actions and functions of the chief flexors of the elbow: A detailed electromyographic analysis. *J Bone Joint Surg Am.* 1957;39:1106-1118.
- 7 Basmajian JV, Travill A. Electromyography of the pronator muscles of the forearm. *Anat Rec.* 1961;139:45-49.
- 8 Bozkurt M, Acar HI, Apaydin N, et al. The annular ligament: an anatomical study. *Am J Sports Med.* 2005;33:114-118.
- 9 Bremer AK, Sennwald GR, Favre P, Jacob HA. Moment arms of forearm rotators. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2006;21:683-691.
- 10 Callaway GH, Field LD, Deng XH, et al. Biomechanical evaluation of the medial collateral ligament of the elbow. *J Bone Joint Surg Am.*

1997;79:1223-1231.

- 11 Chang CW, Wang YC, Chu CH. Increased carrying angle is a risk factor for nontraumatic ulnar neuropathy at the elbow. *Clin Orthop Relat Res.* 2008;466:2190-2195.
- 12 Cohen MS, Bruno RJ. The collateral ligaments of the elbow: Anatomy and clinical correlation. *Clin Orthop Relat Res.* 2001;383:123-130.
- 13 Cooney WP. Reconstructive procedures of the elbow: Joint replacement arthroplasty. In Morrey BF, editor: *The elbow and its disorders*, ed 3, Philadelphia: Saunders, 2000.
- 14 Currier DP. Maximal isometric tension of the elbow extensors at varied positions. I. Assessment by cable tensiometer. *Phys Ther.* 1972;52:1043-1049.
- 15 de Sousa OM, de Moraes JL, Vieira FL. Electromyographic study of the brachioradialis muscle. *Anat Rec.* 1961;139:125-131.
- 16 DeFrate LE, Li G, Zayontz SJ, Herndon JH. A minimally invasive method for the determination of force in the interosseous ligament. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2001;16:895-900.
- 17 DiTano O, Trumble TE, Tencer AF. Biomechanical function of the distal radioulnar and ulnocarpal wrist ligaments. *J Hand Surg [Am].* 2003;28:622-627.
- 18 Dugas JR, Ostrander RV, Cain EL, et al. Anatomy of the anterior bundle of the ulnar collateral ligament. *J Shoulder Elbow Surg.* 2007;16:657-660.
- 19 Dunning CE, Zarzour ZD, Patterson SD, et al. Ligamentous stabilizers against posterolateral rotatory instability of the elbow. *J Bone Joint Surg Am.* 2001;83:1823-1828.
- 20 Ekenstam F, Hagert CG. Anatomical studies on the geometry and stability of the distal radio ulnar joint. *Scand J Plastic Reconstruct Surg.* 1985;19:17-25.
- 21 Funk DA, An KN, Morrey BF, Daube JR. Electromyographic analysis of muscles across the elbow joint. *J Orthop Res.* 1987;5:529-538.



- 22 Gabl M, Zimmermann R, Angermann P, et al. The interosseous membrane and its influence on the distal radioulnar joint. An anatomical investigation of the distal tract. *J Hand Surg [Br]*. 1998;23:179-182.
- 23 Gallagher MA, Cuomo F, Polonsky L, et al. Effects of age, testing speed, and arm dominance on isokinetic strength of the elbow. *J Shoulder Elbow Surg*. 1997;6:340-346.
- 24 Gallay SH, Richards RR, O'Driscoll SW. Intraarticular capacity and compliance of stiff and normal elbows. *Arthroscopy*. 1993;9:9-13.
- 25 Garcia-Elias M. Soft-tissue anatomy and relationships about the distal ulna. *Hand Clin*. 1998;14:165-176.
- 26 Geel CW, Palmer AK. Radial head fractures and their effect on the distal radioulnar joint. A rationale for treatment. *Clin Orthop Relat Res*. 1992;275:79-84.
- 27 Gefen JY, Gelmann AS, Herbison GJ, et al. Use of shoulder flexors to achieve isometric elbow extension in C6 tetraplegic patients during weight shift. *Spinal Cord*. 1997;35:308-313.
- 28 Gordon KD, Kedgley AE, Ferreira LM, et al. Effect of simulated muscle activity on distal radioulnar joint loading in vitro. *J Orthop Res*. 2006;24:1395-1404.
- 29 Hargreaves D, Emery R. Total elbow replacement in the treatment of rheumatoid disease. *Clin Orthop Relat Res*. 1999;366:61-71.
- 30 Hoffmann G, Laffont I, Hanneton S, Roby-Brami A. How to extend the elbow with a weak or paralyzed triceps: Control of arm kinematics for aiming in C6-C7 quadriplegic patients. *Neuroscience*. 2006;139:749-765.
- 31 Hollister AM, Gellman H, Waters RL. The relationship of the interosseous membrane to the axis of rotation of the forearm. *Clin Orthop Relat Res*. 1994;298:272-276.
- 32 Hotchkiss RN, An KN, Sowa DT, et al. An anatomic and mechanical study of the interosseous membrane of the forearm: pathomechanics

- of proximal migration of the radius. *J Hand Surg [Am]*. 1989;14:256-261.
- 33 Inman VT, Saunders JB. Referred pain from skeletal structures. *J Nerv Ment Dis*. 1944;99:660-667.
- 34 Ishii S, Palmer AK, Werner FW, et al. An anatomic study of the ligamentous structure of the triangular fibrocartilage complex. *J Hand Surg [Am]*. 1998;23:977-985.
- 35 Kleinman WB, Graham TJ. The distal radioulnar joint capsule: Clinical anatomy and role in posttraumatic limitation of forearm rotation. *J Hand Surg [Am]*. 1998;23:588-599.
- 36 Le Bozec S, Maton B, Cnockaert JC. The synergy of elbow extensor muscles during static work in man. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1980;43:57-68.
- 37 Lehmkühl LD, Smith LK. Brunnstrom's clinical kinesiology, ed 4. Philadelphia: FA Davis, 1983.
- 38 Lin F, Kohli N, Perlmutter S, et al. Muscle contribution to elbow joint valgus stability. *J Shoulder Elbow Surg*. 2007;16:795-802.
- 39 Lindau T, Adlercreutz C, Aspenberg P. Peripheral tears of the triangular fibrocartilage complex cause distal radioulnar joint instability after distal radial fractures. *J Hand Surg [Am]*. 2000;25:464-468.
- 40 MacConaill MA, Basmajian JV. Muscles and movements: a basis for human kinesiology. New York: Robert E. Krieger, 1977.
- 41 Mandelbaum BR, Silvers HJ, Watanabe DS, et al. Effectiveness of a neuromuscular and proprioceptive training program in preventing anterior cruciate ligament injuries in female athletes: 2-year follow-up. *Am J Sports Med*. 2005;33:1003-1010.
- 42 Manson TT, Pfaeffle HJ, Herdon JH, et al. Forearm rotation alters interosseous ligament strain distribution. *J Hand Surg [Am]*. 2000;25:1058-1063.
- 43 Matei CI, Logigian EL, Shefner JM. Evaluation of patients with recurrent symptoms after ulnar nerve transposition. *Muscle Nerve*. 2004;30:493-

- 44 Miyasaka KC. Anatomy of the elbow. *Orthop Clin North Am.* 1999;30:1-13.
- 45 Morrey BF. Radial head fracture. In Morrey BF, editor: *The elbow and its disorders*, ed 3, Philadelphia: Saunders, 2000.
- 46 Morrey BF, An KN, Stormont TJ. Force transmission through the radial head. *J Bone Joint Surg [Am]*. 1988;70:250-256.
- 47 Morrey BF, Askew LJ, Chao EY. A biomechanical study of normal functional elbow motion. *J Bone Joint Surg [Am]*. 1981;63:872-877.
- 48 Morrey BF, Chao EY. Passive motion of the elbow joint. *J Bone Joint Surg [Am]*. 1976;58:501-508.
- 49 Morrey BF, Tanaka S, An KN. Valgus stability of the elbow. A definition of primary and secondary constraints. *Clin Orthop Relat Res.* 1991;Apr:187-195.
- 50 Murray WM, Delp SL, Buchanan TS. Variation of muscle moment arms with elbow and forearm position. *J Biomech.* 1995;28:513-525.
- 51 Nakamura T, Yabe Y, Horiuchi Y. Dynamic changes in the shape of the triangular fibrocartilage complex during rotation demonstrated with high resolution magnetic resonance imaging. *J Hand Surg [Br]*. 1999;24:338-341.
- 52 Neumann DA. Use of diaphragm to assist rolling for the patient with quadriplegia. *Phys Ther.* 1979;59:39.
- 53 Neumann DA, Soderberg GL, Cook TM. Electromyographic analysis of hip abductor musculature in healthy right-handed persons. *Phys Ther.* 1989;69:431-440.
- 54 O'Driscoll SW, Jupiter JB, King GJ, et al. The unstable elbow. *Instr Course Lect.* 2001;50:89-102.
- 55 Ofuchi S, Takahashi K, Yamagata M, et al. Pressure distribution in the humeroradial joint and force transmission to the capitulum during rotation of the forearm: Effects of the Sauve-Kapandji procedure and

- incision of the interosseous membrane. *J Orthop Sci.* 2001;6:33-38.
- 56 Olsen BS, Søjbjerg JO, Dalstra M, Sneppen O. Kinematics of the lateral ligamentous constraints of the elbow joint. *J Shoulder Elbow Surg.* 1996;5:333-341.
- 57 Palmer AK, Werner FW. Biomechanics of the distal radioulnar joint. *Clin Orthop Relat Res.* 1984;187:26-35.
- 58 Paraskevas G, Papadopoulos A, Papaziogas B, et al. Study of the carrying angle of the human elbow joint in full extension: A morphometric analysis. *Surg Radiol Anat.* 2004;26:19-23.
- 59 Petrie S, Collins JG, Solomonow M, et al. Mechanoreceptors in the human elbow ligaments. *J Hand Surg [Am].* 1998;23:512-518.
- 60 Pfaeffle HJ, Fischer KJ, Manson TT, et al. Role of the forearm interosseous ligament: Is it more than just longitudinal load transfer? *J Hand Surg [Am].* 2000;25:683-688.
- 61 Pfaeffle HJ, Tomaino MM, Grewal R, et al. Tensile properties of the interosseous membrane of the human forearm. *J Orthop Res.* 1996;14:842-845.
- 62 Provins KA, Salter N. Maximum torque exerted about the elbow joint. *J Appl Physiol.* 1955;7:393-398.
- 63 Regan WD, Korinek SL, Morrey BF, et al. Biomechanical study of ligaments around the elbow joint. *Clin Orthop Relat Res.* 1991;271:170-179.
- 64 Rehak DC. Pronator syndrome. *Clin Sports Med.* 2001;20:531-540.
- 65 Sabick MB, Torry MR, Lawton RL, Hawkins RJ. Valgus torque in youth baseball pitchers: A biomechanical study. *J Shoulder Elbow Surg.* 2004;13:349-355.
- 66 Savva N, McAllen CJ, Giddins GE. The relationship between the strength of supination of the forearm and rotation of the shoulder. *J Bone Joint Surg Br.* 2003;85:406-407.
- 67 Schuind F, An KN, Berglund L, et al. The distal radioulnar ligaments: a

- biomechanical study. *J Hand Surg [Am]*. 1991;16:1106-1114.
- 68 Schuind FA, Goldschmidt D, Bastin C, Burny F. A biomechanical study of the ulnar nerve at the elbow. *J Hand Surg [Br]*. 1995;20:623-627.
- 69 Skahen JR3rd, Palmer AK, Werner FW, Fortino MD. The interosseous membrane of the forearm: anatomy and function. *J Hand Surg [Am]*. 1997;22:981-985.
- 70 Standring S. Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice, ed 40. St Louis: Elsevier, 2009.
- 71 Stokdijk M, Meskers CG, Veeger HE, et al. Determination of the optimal elbow axis for evaluation of placement of prostheses. *Clin Biomech*. 1999;14:177-184.
- 72 Stuart PR. Pronator quadratus revisited. *J Hand Surg [Br]*. 1996;21:714-722.
- 73 Topp KS, Boyd BS. Structure and biomechanics of peripheral nerves: Nerve responses to physical stresses and implications for physical therapist practice. *Phys Ther*. 2006;86:92-109.
- 74 Travill A. Electromyographic study of the extensor apparatus. *Anat Rec*. 1962;144:373-376.
- 75 Travill A, Basmajian JV. Electromyography of the supinators of the forearm. *Anat Rec*. 1961;139:557-560.
- 76 Tsunoda N, O'Hagan F, Sale DG, MacDougall JD. Elbow flexion strength curves in untrained men and women and male bodybuilders. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1993;66:235-239.
- 77 van Andel CJ, Wolterbeek N, Doorenbosch CA, et al. Complete 3D kinematics of upper extremity functional tasks. *Gait Posture*. 2008;27:120-127.
- 78 Van der Heijden EP, Hillen B. A two-dimensional kinematic analysis of the distal radioulnar joint. *J Hand Surg [Br]*. 1996;21:824-829.
- 79 Vardakas DG, Varitimidis SE, Goebel F, et al. Evaluating and treating the stiff elbow. *Hand Clin*. 2002;18:77-85.

- 80 Ward LD, Ambrose CG, Masson MV, Levaro F. The role of the distal radioulnar ligaments, interosseous membrane, and joint capsule in distal radioulnar joint stability. *J Hand Surg [Am]*. 2000;25:341-351.
- 81 Watanabe H, Berger RA, An KN, et al. Stability of the distal radioulnar joint contributed by the joint capsule. *J Hand Surg [Am]*. 2004;29:1114-1120.
- 82 Watanabe H, Berger RA, Berglund LJ, et al. Contribution of the interosseous membrane to distal radioulnar joint constraint. *J Hand Surg [Am]*. 2005;30:1164-1171.
- 83 Williams RJIII, Urquhart ER, Altchek DW. Medial collateral ligament tears in the throwing athlete. *Instr Course Lect*. 2004;53:579-586.
- 84 Winters JM, Kleweno DG. Effect of initial upper-limb alignment on muscle contributions to isometric strength curves. *J Biomech*. 1993;26:143-153.
- 85 Yilmaz E, Karakurt L, Belhan O, et al. Variation of carrying angle with age, sex, and special reference to side. *Orthopedics*. 2005;28:1360-1363.

## QUESTÕES PARA ESTUDO

- 1 Liste tecidos musculares e não musculares capazes de resistir à tração distal (distração) do rádio.
- 2 Descreva como as diferentes fibras do ligamento colateral medial do cotovelo são responsáveis pela tensão de *toda* a amplitude de flexão e extensão.
- 3 Descreva a artrocinemática da articulação úmero-radial durante a movimentação combinada de flexão do cotovelo e supinação do antebraço.
- 4 Com base apenas no braço de momento, qual tecido mostrado na Figura 6-18, A, pode gerar o maior torque de resistência em oposição ao movimento de extensão do cotovelo?

- 5 Quantos nervos inervam os músculos que ajudam a trazer a mão à boca?
- 6 Com base nos dados mostrados na Tabela 6-7, qual cabeça do tríceps produz o maior torque de extensão do cotovelo?
- 7 Por que o músculo extensor curto do polegar *não* foi incluído neste capítulo como músculo supinador secundário do antebraço?
- 8 Qual é o papel cinesiológico do deltoide anterior durante um movimento de “empurrar” que combine extensão do cotovelo e flexão do ombro?
- 9 Qual músculo é o antagonista mais direto do músculo braquial?
- 10 Um paciente apresenta uma contratura na flexão do cotovelo de 10 graus, que se acredita ser originária de rigidez muscular. Ao final da amplitude de extensão do paciente, você aplica um torque de extensão e nota que o antebraço é passivamente “desviado” em supinação. Que pista esta informação dá sobre o(s) músculo(s) mais enrijecido(s)?
- 11 Como a lesão ao nervo radial na axila afeta a tarefa mostrada na Figura 6-47?
- 12 Qual a posição do membro superior que alonga, ao máximo, o músculo bíceps braquial?
- 13 Por que um cirurgião se preocuparia com a integridade da membrana interóssea antes da ressecção da cabeça do rádio?
- 14 Um paciente apresenta uma lesão no nervo mediano à altura do meio do úmero. Você esperaria observar alguma fraqueza na flexão ativa do cotovelo? Com o passar do tempo, qual deformidade ou “padrão de enrijecimento” tende a se desenvolver no antebraço?
- 15 Assuma que você quer alongar ao máximo o músculo braquial através da extensão passiva do cotovelo. A eficácia do

alongamento seria aumentada pela combinação da pronação ou supinação completa passiva do antebraço à extensão do cotovelo?

*As respostas a estas questões para estudo podem ser encontradas no final do livro.*



---

# CAPÍTULO 7

## Punho

**DONALD A. NEUMANN, PT, PhD,  
FAPTA**

### VISÃO GERAL DO CAPÍTULO

#### **OSTEOLOGIA,**

**Antebraço Distal,**

**Ossos do Carpo,**

Escafoide,

Semilunar,

Piramidal,

Pisiforme,

Capitato,

Trapézio,

Trapezoide,

Hamato,

**Túnel do Carpo,**

#### **ARTROLOGIA,**

**Estrutura Articular e Ligamentos do Punho,**

Estrutura Articular,

Ligamentos do Punho,

**Cinemática do Movimento do Punho,**

Osteocinemática,  
Artrocinemática,  
**Instabilidade Cárpica,**  
Colapso Rotacional do Punho,  
Translocação Ulnar do Carpo,  
**INTERAÇÃO ARTICULAR E MUSCULAR,**  
**Inervação das Articulações e dos Músculos do**  
**Punho,**  
Inervação Muscular,  
Inervação Sensorial das Articulações,  
**Funções dos Músculos do Punho,**  
Função dos Extensores do Punho,  
Função dos Flexores do Punho,  
Função dos Desviadores Radial e Ulnar,  
**RESUMO,**  
**CONEXÕES CLÍNICAS ADICIONAIS,**  
**REFERÊNCIAS,**  
**QUESTÕES PARA ESTUDO,**

O punho ou carpo, é formado por oito ossos carpais que, em conjunto, atuam como “espaçadores” funcionais entre o antebraço e a mão. Apesar de possuir numerosas pequenas articulações intercárpicas, o punho é composto de duas principais articulações: a articulação radiocárpica e a articulação mediocárpica (Fig. 7-1). A *articulação radiocárpica* está localizada entre a extremidade distal do rádio e a fileira proximal dos ossos do carpo. Distalmente a essa articulação, encontra-se a articulação *mediocárpica*, juntando as fileiras proximais e distais dos ossos do carpo. As duas articulações permitem os movimentos de flexão e

extensão do punho, como também o deslocamento de um lado para outro em um movimento conhecido como desvio radial e ulnar. Em vez de pertencer ao punho, a articulação rádio-ulnar proximal é considerada parte do complexo do antebraço, em razão de seu papel na pronação e supinação (Cap. 6).

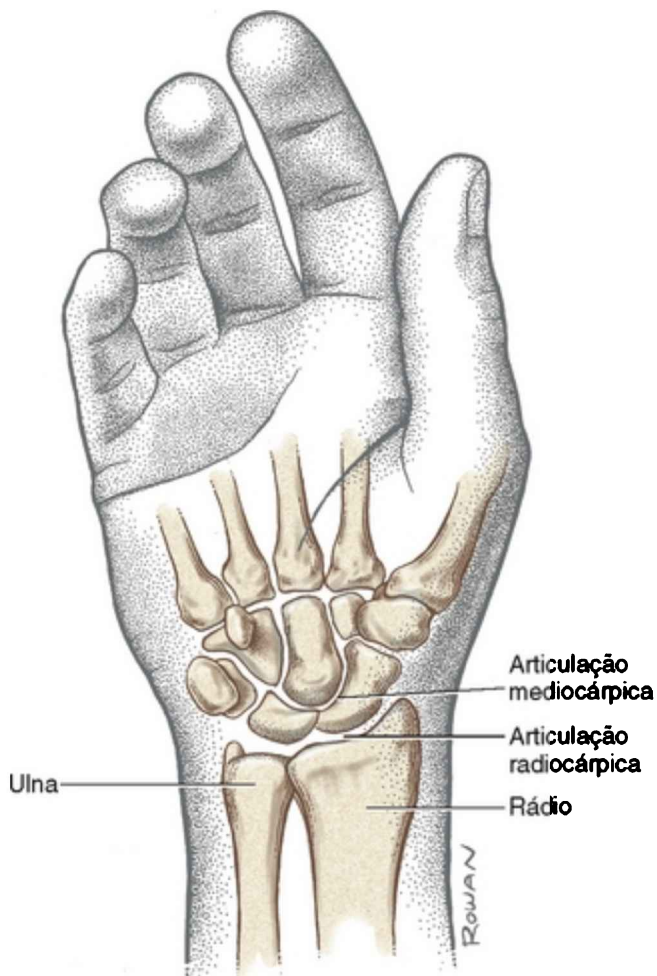


FIGURA 7-1 Os ossos e as principais articulações do punho.

A posição do punho afeta significativamente a função da mão. Isso ocorre devido ao fato de que os vários músculos que controlam os dedos têm origem extrínseca à mão, com suas fixações proximais localizadas no antebraço. Um punho doloroso, instável ou fraco muitas vezes assume uma posição que interfere com o comprimento ideal e a tensão passiva da musculatura extrínseca, reduzindo a eficácia do movimento de agarrar.

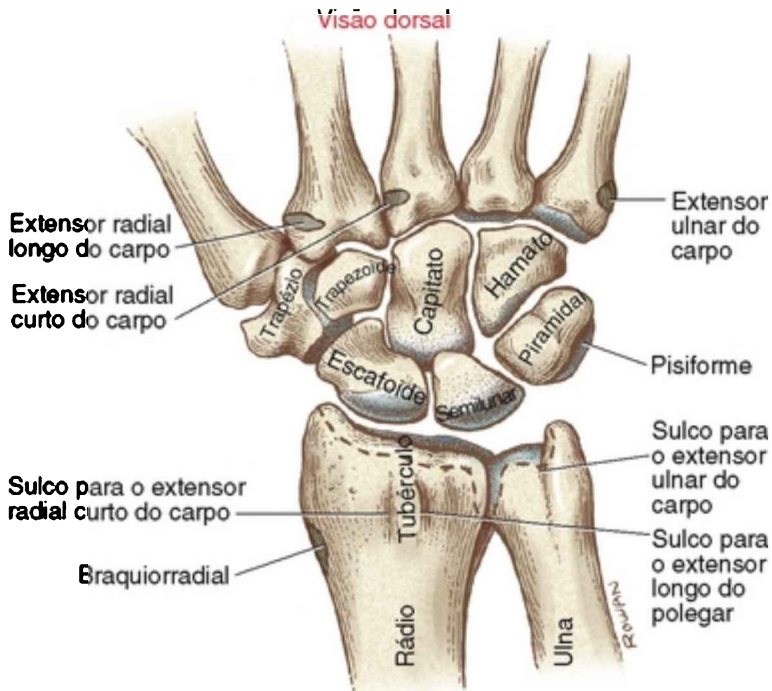
Vários novos termos são apresentados aqui para descrever a posição relativa, ou topografia, do punho e da mão. Palmar e volar são sinônimos de anterior, dorsal é sinônimo de posterior. Esses termos são utilizados alternadamente ao longo deste e do próximo capítulo, que trata da mão.

## **OSTEOLOGIA**

---

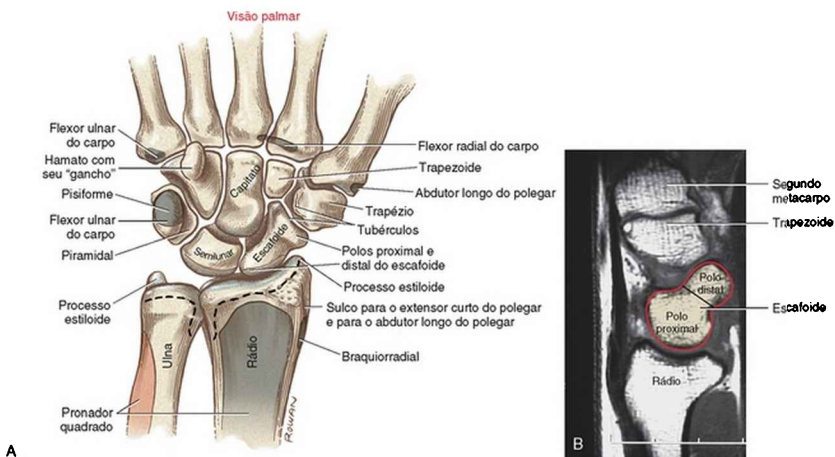
### **Antebraço Distal**

A superfície dorsal do rádio distal possui diversos sulcos e áreas elevadas, os quais auxiliam a conduzir e estabilizar os tendões que seguem em direção ao punho e à mão (Fig. 7-2). Por exemplo, um tubérculo dorsal palpável (tubérculo de Lister) separa o tendão do extensor radial curto do carpo do tendão do extensor longo do polegar.



**FIGURA 7-2** Visualização dorsal dos ossos do punho direito. Os locais das inserções musculares distais são mostrados em cinza. As linhas pontilhadas mostram a fixação proximal da cápsula no punho dorsal.

Na superfície palmar ou volar do rádio distal estão localizados os ligamentos proximais da cápsula do punho e os ligamentos radiocárpicos palmares mais espessos (Fig. 7-3, A). O processo estiloide do rádio se projeta distalmente da face lateral do rádio. O processo estiloide da ulna, mais acentuado do que sua contraparte radial, estende-se distalmente do ângulo pósteromedial da ulna distal.



**FIGURA 7-3** **A**, Visualização palmar dos ossos do punho direito. Os locais das inserções musculares proximais são mostrados em ocre e os das inserções musculares distais são mostrados em cinza. As linhas tracejadas mostram a fixação proximal da cápsula palmar. **B**, A apreciação completa do formato do escafoide é fornecida por meio de uma secção transversa do plano sagital por imagem de RM (ressonância magnética). A fina linha preta marca a região “acinturada” do osso, a meio caminho entre os polos proximal e distal.

A superfície articular distal do rádio é côncava tanto no sentido medial-lateral como no ântero-posterior (Fig. 6-26, *B*). As facetas são formadas na cartilagem articular por depressões para o encaixe dos ossos escafoide e semilunar do punho.

São comuns as fraturas da extremidade distal do rádio com deslocamento dorsal do fragmento distal. Um mecanismo frequente para essa lesão é uma queda sobre a mão estendida. Quando uma fratura se consolida em uma forma de alinhamento anormal, podem ocorrer alterações significativas na congruência e/ou ajuste tanto da articulação rádio-ulnar distal quanto nas articulações

radiocárpicas do punho.<sup>36,59</sup> Dependendo da natureza da incongruência, as articulações podem se tornar instáveis (especialmente a articulação rádio-ulnar distal) ou desenvolver artrite degenerativa, devido às alterações das pressões de contato nas superfícies articulares.

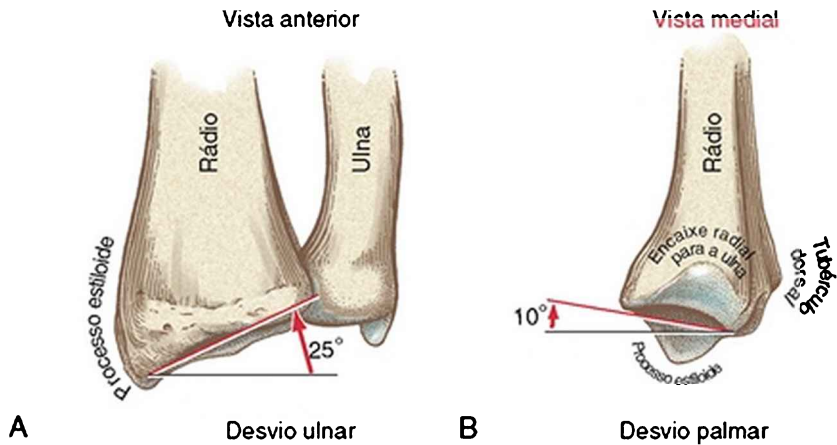
O alinhamento anormal da extremidade distal do rádio pode também alterar a relação entre o eixo de rotação do antebraço e da membrana interóssea. Se o desalinhamento for grave, a membrana interóssea poderá restringir a execução da pronação ou da supinação em sua amplitude total.<sup>36</sup>

### Características Osteológicas do Antebraço Distal

- Tubérculo dorsal do rádio
- Processo estiloide do rádio
- Processo estiloide da ulna
- Superfície articular distal do rádio

A extremidade distal do rádio possui duas configurações de importância biomecânica. Primeiro, a extremidade distal do rádio apresenta um ângulo de aproximadamente 25 graus em relação à direção ulnar (medial) (Fig. 7-4, A). Essa inclinação ulnar permite que o punho e a mão realizem um maior movimento de desvio ulnar do que de desvio radial. Como resultado dessa inclinação, o desvio radial do punho é limitado pelo impacto da porção lateral do carpo contra o processo estiloide do rádio. Em segundo lugar, a superfície articular distal do rádio também apresenta uma angulação de aproximadamente 10 graus em direção palmar (Fig. 7-4,

B). Essa inclinação palmar explica em parte a capacidade de realizar um maior movimento de flexão do que de extensão do punho.



**FIGURA 7-4** **A**, Vista anterior do rádio distal, mostrando uma inclinação ulnar de aproximadamente 25 graus. **B**, Visualização medial do rádio distal mostrando uma inclinação palmar de aproximadamente 10 graus.

## Ossos do Carpo

Na direção radial (lateral) para ulnar, a fileira proximal dos ossos do carpo inclui: escafoide, semilunar, piramidal e pisiforme. A fileira distal inclui: trapézio, trapezoide, capitato e hamato (Figs. 7-2 e 7-3).

A fileira proximal dos ossos do carpo está unida de uma forma relativamente frouxa. Por outro lado, a fileira distal dos ossos do carpo está firmemente fixada por fortes ligamentos, os quais proporcionam uma base rígida e estável para sua articulação com os ossos metacárpicos.

A seção seguinte apresenta uma descrição anatômica



geral de cada osso do carpo. A capacidade de visualizar a posição relativa e o formato de cada osso é útil para a compreensão da anatomia ligamentar e da cinemática do punho.

## ESCAFOIDE

A nomenclatura do escafoide se baseia na vaga semelhança entre esse osso e um barco (escafoide do grego *skapheoides*, “como um barco”). A maior parte do “casco” ou da superfície inferior do “barco” desliza sobre o rádio; já a área de carga do “barco” é preenchida com parte da cabeça do capitato (Fig. 7-3, A). O escafoide faz contato com quatro ossos do carpo e com o rádio.

O escafoide possui duas superfícies convexas conhecidas como polos. O polo proximal se articula com a faceta para o escafoide do rádio (Fig. 6-26, B). O polo distal tem uma superfície ligeiramente arredondada, a qual se articula com o trapézio e o trapezoide. O polo distal se projeta obliquamente em direção à região palmar, o qual pode ser bem visualizado a partir de um corte no plano sagital a partir de uma imagem de ressonância magnética (RM) (Fig. 7-3, B). O polo distal possui um tubérculo obtuso, que é palpável na base palmar da musculatura tenar. Devido à sua forma alongada, o escafoide está associado funcional e anatomicamente a ambas as fileiras dos ossos do carpo.<sup>7</sup>

A superfície médio-distal do escafoide é profundamente côncava a fim de se encaixar à metade lateral da cabeça proeminente do osso capitato (Fig. 7-3, A). Uma pequena faceta do lado medial do escafoide se articula com o osso semilunar. Essa articulação, reforçada

principalmente pelo ligamento escafo-semilunar, fornece uma importante ligação mecânica dentro da fileira proximal dos ossos do carpo. Esse ponto será revisto mais adiante neste capítulo.

## **SEMILUNAR**

O semilunar (do latim *luna*, lua) é o osso central da fileira proximal, firmado entre o escafoide e o piramidal. De todos os ossos do carpo, o semilunar é o que apresenta natureza mais instável, o que em parte se deve à sua forma, mas principalmente à falta de firmeza dos ligamentos que o unem ao osso capitato, que é relativamente rígido.

Assim como o escafoide, a superfície proximal do semilunar é convexa, encaixando-se dentro da faceta côncava do rádio (Fig. 6-26, B). A superfície distal do semilunar é profundamente côncava, dando ao osso a aparência do formato de lua crescente (Fig. 7-3, A). Essa superfície articular se encaixa a duas convexidades: a metade medial da cabeça do capitato e parte do ápice do hamato.

## **PIRAMIDAL**

O piramidal, ou osso triangular, ocupa a região mais ulnar do punho, medialmente ao semilunar. Ele está localizado distalmente ao processo estiloide da ulna e pode ser facilmente palpado, principalmente com o punho desviado radialmente. A superfície lateral do piramidal é longa e lisa, permitindo a articulação com a superfície do osso hamato, que apresenta um formato semelhante.

O piramidal é o terceiro osso mais frequentemente

fraturado do punho, depois do escafoide e do semilunar.

## **PISIFORME**

O pisiforme, que significa “em formato de ervilha”, se articula livremente com a superfície palmar do piramidal. O osso pode ser facilmente papado e mobilizado. O pisiforme é incorporado dentro do tendão do flexor ulnar do carpo e, portanto, possui as características de um osso sesamoide. Além disso, esse osso serve como ponto de fixação para o músculo abductor do dedo mínimo, para o ligamento transversal do carpo e para vários outros ligamentos.

## **CAPITATO**

O capitato é o maior de todos os ossos do carpo. Esse osso tem uma localização central no punho, fazendo contato articular com sete ossos ao seu redor, quando são levados em conta os metacarpos (Fig. 7-3, A). A palavra capitato é derivada da raiz latina que significa “cabeça”, que descreve a forma proeminente da superfície proximal do osso. A grande cabeça se articula com a concavidade profunda proporcionada pelo escafoide e pelo semilunar. O capitato está bem estabilizado entre os ossos hamato e trapezoide por meio de ligamentos curtos, porém fortes.

A superfície distal do capitato está estreitamente unida à base do terceiro osso metacárpico e, em menor proporção, à base do segundo e do quarto ossos metacárpicos. Essa articulação rígida permite ao capitato e ao terceiro metacarpo funcionarem como uma única coluna, proporcionando uma significativa estabilidade longitudinal para todo o punho e a mão. O eixo de rotação

para todos os movimentos do punho passa através do capitato.

## **TRAPÉZIO**

O trapézio possui uma forma assimétrica. A superfície proximal é ligeiramente côncava para a articulação com o escafoide. A superfície distal em forma de sela é de particular importância, a qual se articula com a base do primeiro metacarpo. A primeira articulação carpometacarpiana é uma articulação em forma de sela altamente especializada, permitindo uma vasta gama de movimento para o polegar humano.

Um estreito e pontiagudo tubérculo se projeta a partir da superfície palmar do trapézio. Esse tubérculo, juntamente com o tubérculo palmar do escafoide, proporciona um ponto de fixação para a porção lateral do ligamento transversal do carpo (Fig. 7-5). Medialmente ao tubérculo palmar, encontra-se um sulco característico para o tendão do flexor radial do carpo.

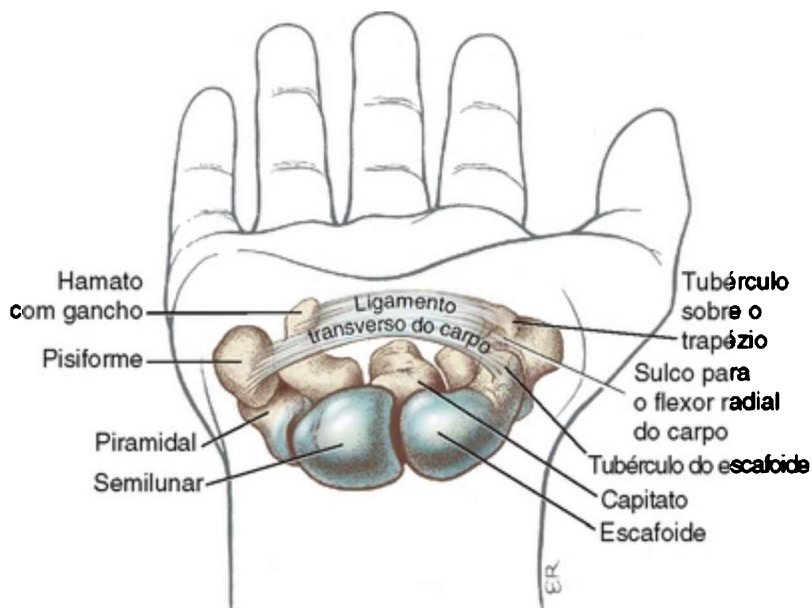


FIGURA 7-5 Visualização através do túnel do carpo do punho direito, com todo o conteúdo removido. O ligamento transversal do carpo é mostrado como o teto do túnel.

## TRAPEZOIDE

O trapezoide é um pequeno osso firmemente encaixado entre o capitato e o trapézio. O trapezoide, assim como o trapézio, possui uma superfície proximal que é ligeiramente côncava para a articulação com o escafoide. O osso torna a articulação relativamente firme, juntamente com a base do segundo osso metacárpico.

## HAMATO

O hamato recebeu esse nome em virtude do grande processo em forma de gancho que se projeta de sua superfície palmar. O hamato apresenta a forma geral de uma pirâmide. Sua base ou superfície distal se articula com

as bases do quarto e do quinto metacarpos. Essa articulação possibilita uma importante mobilidade funcional para o aspecto ulnar da mão, mais notadamente quando a mão está em concha.

O ápice do hamato, em sua superfície proximal, se projeta para a superfície côncava do semilunar. O gancho do hamato (junto com o pisiforme) proporciona um ponto de fixação óssea para a porção medial do ligamento transversal do carpo (Fig. 7-5).

## **Túnel do Carpo**

Conforme ilustrado na Figura 7-5, a região palmar dos ossos do carpo forma uma concavidade. Arqueando-se sobre essa concavidade, encontra-se uma faixa fibrosa e espessa de tecido conjuntivo conhecida como ligamento transversal do carpo. Esse ligamento está conectado a quatro pontos elevados na região palmar do carpo: o pisiforme e o gancho do hamato no lado ulnar; e os tubérculos do escafoide e do trapézio no lado radial. O ligamento transversal do carpo serve como um local de fixação primária para muitos músculos localizados dentro da mão e também para o palmar longo, um músculo flexor do punho.

O ligamento transversal do carpo converte a concavidade palmar formada pelos ossos do carpo em um túnel: o túnel do carpo. O túnel serve como um corredor de passagem para o nervo mediano e para os tendões dos músculos flexores extrínsecos dos dedos. Além disso, o ligamento transversal do carpo restringe os tendões inclusos nesse espaço, impedindo-os de “extraviarem-se” tanto anteriormente quanto para fora do túnel do carpo,

especialmente durante os movimentos de preensão realizados com o punho parcialmente flexionado.

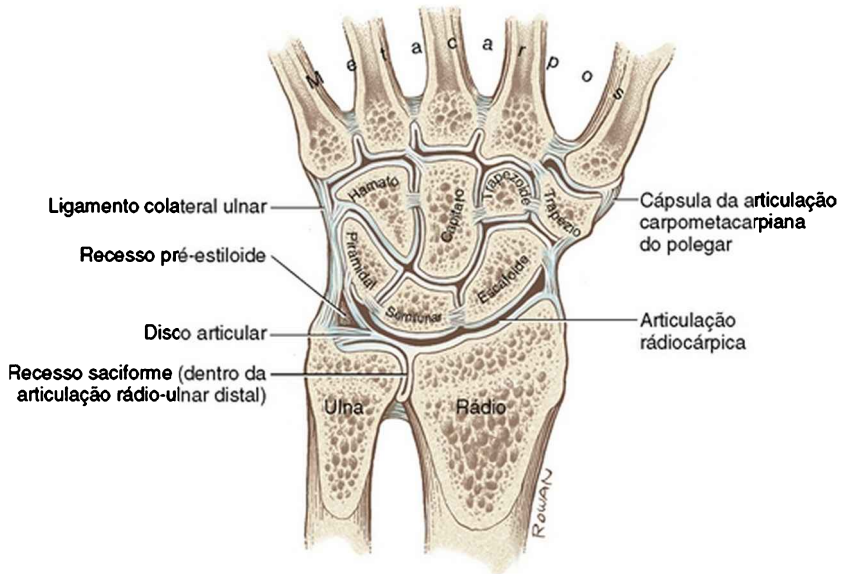
## **ARTROLOGIA**

---

### **Estrutura Articular e Ligamentos do Punho**

#### **ESTRUTURA ARTICULAR**

Como ilustrado na Figura 7-1, as duas articulações primárias do punho são: a articulação radiocárpica e a articulação mediocárpica. Existem também muitas outras articulações intercárpicas entre os ossos adjacentes do carpo (Fig. 7-7). As articulações intercárpicas contribuem para o movimento do punho por meio de pequenos movimentos de deslizamento e rotação. Em comparação com a vasta gama de movimento permitida nas articulações radiocárpica e mediocárpica, o movimento nas articulações intercárpicas é relativamente pequeno, sendo porém essencial para o movimento do punho normal.



**FIGURA 7-7** Um plano frontal de secção transversal através do punho direito e da região distal do antebraço, mostrando a forma dos ossos e tecidos conjuntivos. Observe as muitas articulações intercárpicas individualmente.

### Articulações do Punho

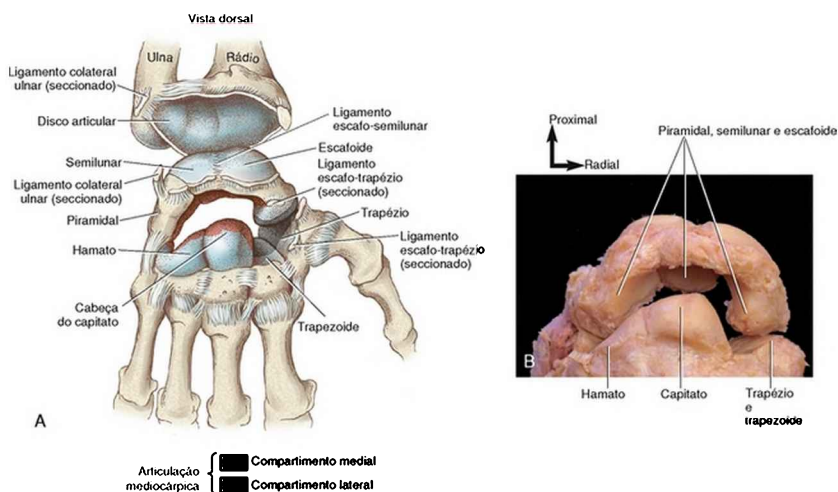
- Articulação radiocárpica
- Articulação mediocárpica
  - Compartimento medial
  - Compartimento lateral
- Articulações intercárpicas

### Articulação Radiocárpica

Os *componentes proximais* da articulação radiocárpica são as superfícies côncavas do rádio e um disco articular adjacente (Figs. 7-7 e 7-8). Conforme descrito no Capítulo



6, esse disco articular (também chamado de *fibrocartilagem triangular*) é parte integrante da articulação rádio-ulnar distal. Os *componentes distais* da articulação radiocárpica são as superfícies proximais convexas do escafoide e do semilunar. O piramidal também é considerado parte da articulação radiocárpica, porque, quando em desvio ulnar completo, sua superfície medial faz contato com o disco articular.



**FIGURA 7-8** A, Ilustração da visão dorsal de um punho direito dissecado mostrando várias estruturas importantes associadas às articulações radiocárpica e mediocárpica. As cores vermelho e cinza destacam os compartimentos medial e lateral da articulação mediocárpica, respectivamente. B, Fotografia de um punho direito dissecado (como em A), enfatizando as superfícies articulares da articulação mediocárpica. (Dissecação preparada por Anthony Hornung, PT, e Rolandas Kesminas, PT, Marquette University.)

A espessa superfície articular da extremidade distal do

rádio e o disco articular absorvem e dispersam as forças que cruzam o punho. Aproximadamente 20% da força de compressão total que atravessa a articulação radiocárpica passa através do disco articular. Os 80% restantes passam diretamente através do escafoide e do semilunar e seguem para o rádio.<sup>58</sup> As áreas de contato da articulação radiocárpica tendem a ser maiores quando o punho está parcialmente em extensão e em desvio ulnar.<sup>42</sup> Esta é também a posição na qual a força de preensão máxima pode ser obtida.

### **Articulação Mediocárpica**

A articulação mediocárpica é a articulação entre as fileiras proximal e distal dos ossos do carpo (Fig. 7-8). A cápsula que envolve a articulação mediocárpica é contínua com cada uma das muitas articulações intercárpicas.

A articulação mediocárpica pode ser descritivamente dividida em compartimentos articulares medial e lateral.<sup>78</sup> O compartimento medial é o maior, sendo formado pela cabeça convexa do capitato e pelo ápice do hamato, encaixando-se dentro do recesso côncavo formado pelas superfícies distais do escafoide, do semilunar e do piramidal (Fig. 7-8). A cabeça do capitato se encaixa nesse recesso côncavo, que é semelhante a uma articulação do tipo esfera e soquete.

O compartimento lateral da articulação mediocárpica é formado pela junção do polo distal ligeiramente convexo do escafoide com a superfície proximal ligeiramente côncava do trapézio e do trapezoide (Fig. 7-8). O compartimento lateral não apresenta a pronunciada forma ovoide do compartimento medial. Uma cinerriografia do

movimento do punho mostra menos movimento no compartimento lateral do que no compartimento medial do punho.<sup>52</sup> Por essa razão, a análise artrocinemática subsequente da articulação mediocárpica enfoca o compartimento medial.

## **LIGAMENTOS DO PUNHO**

Muitos dos ligamentos do punho são pequenos e difíceis de isolar. Sua natureza discreta não deve, entretanto, minimizar a sua extrema importância cinesiológica. Os ligamentos do punho são essenciais para a manutenção do alinhamento intercárpico natural e para a transferência de forças dentro e através do carpo. As forças produzidas pelos músculos e armazenadas nos ligamentos estendidos fornecem um importante controle para a complexa artrocinemática do punho. Os ligamentos também fornecem informações e respostas sensoriais para os músculos ativos.<sup>28</sup> Os ligamentos danificados por lesões e doenças deixam o punho vulnerável a deformidades, fraquezas, instabilidades e à artrite degenerativa.

Os ligamentos do punho são classificados como intrínsecos ou extrínsecos (Quadro 7-1). Os ligamentos extrínsecos apresentam seus pontos de fixação proximal no antebraço e se fixam distalmente dentro do punho. Como observado no Quadro 7-1, o complexo da fibrocartilagem triangular (introduzida anteriormente no Cap. 6) inclui estruturas associadas ao punho e à articulação rádio-ulnar distal. Os ligamentos intrínsecos apresentam tanto os pontos de fixação proximal quanto os de fixação distal dentro do punho. Descrições mais detalhadas ou alternativas desses ligamentos podem ser encontradas em

outras fontes.<sup>6,78</sup>

## QUADRO 7-1 Ligamentos Extrínsecos e Intrínsecos

### **LIGAMENTOS EXTRÍNSECOS DO PUNHO**

Radiocárpico dorsal

Colateral radial

Radiocárpico palmar

- Rádio-escafo-capitato
- Rádio-semilunar
- Rádio-escafo-semilunar

Complexo de fibrocartilagem triangular (CFCT)

- Disco articular (fibrocartilagem triangular)
- Ligamento capsular da articulação rádio-ulnar
- Ligamento ulno-cárpico palmar
  - Ulnopiramidal
  - Ulnosemilunar
- Ligamento colateral ulnar
- Homólogo de menisco

### **LIGAMENTOS INTRÍNSECOS DO PUNHO**

Curtos (fileira distal)

- Dorsal
- Palmar
- Interósseo

### Intermediários (médios)

- Semilunar-piramidal
- Escafo-semilunar
- Escafo-trapézio

### Longos

- Intercárpico palmar (“V invertido”)
  - Perna lateral (capitato ao escafoide)
  - Perna medial (capitato ao piramidal)
- Intercárpico dorsal (trapézio-escafoide-semilunar-piramidal)

## ENFOQUE ESPECIAL 7-2 Artroplastia Total do Punho

A artroplastia (substituição) total do punho não atingiu o mesmo nível de sucesso das artroplastias das outras articulações do corpo, como o quadril e o joelho.<sup>12,74</sup> Um obstáculo é o pequeno tamanho dos componentes de reposição, pois há uma alta concentração de estresse sobre o material implantado. Ao longo do tempo, o estresse elevado contribui para um afrouxamento prematuro ou uma luxação. A taxa de sucesso da substituição total do punho provavelmente melhorará no futuro, com os contínuos avanços nas técnicas cirúrgicas, nos manejos pré e pós-operatórios, com o conhecimento da biomecânica natural e do *design* dos implantes.

## Ligamentos Extrínsecos

Uma cápsula fibrosa envolve as superfícies externas tanto

do punho quanto da articulação rádio-ulnar distal. Dorsalmente, a cápsula vai se espessando superficialmente para formar o *ligamento dorsal radiocárpico* (Fig. 7-9). Esse ligamento é fino e não é facilmente distinguível da cápsula em si. Em geral, o ligamento radiocárpico dorsal segue distalmente na direção ulnar, fixando-se principalmente entre a extremidade distal do rádio e as superfícies dorsais do semilunar e do piramidal.<sup>73,77</sup> O ligamento radiocárpico dorsal reforça o lado posterior da articulação radiocárpica e ajuda a orientar a artrocinemática natural, principalmente dos ossos da fileira proximal.<sup>77</sup> As fibras que se ligam ao semilunar proporcionam uma importante restrição, especialmente contra a luxação anterior (volar) desse osso inerentemente instável.<sup>86</sup>

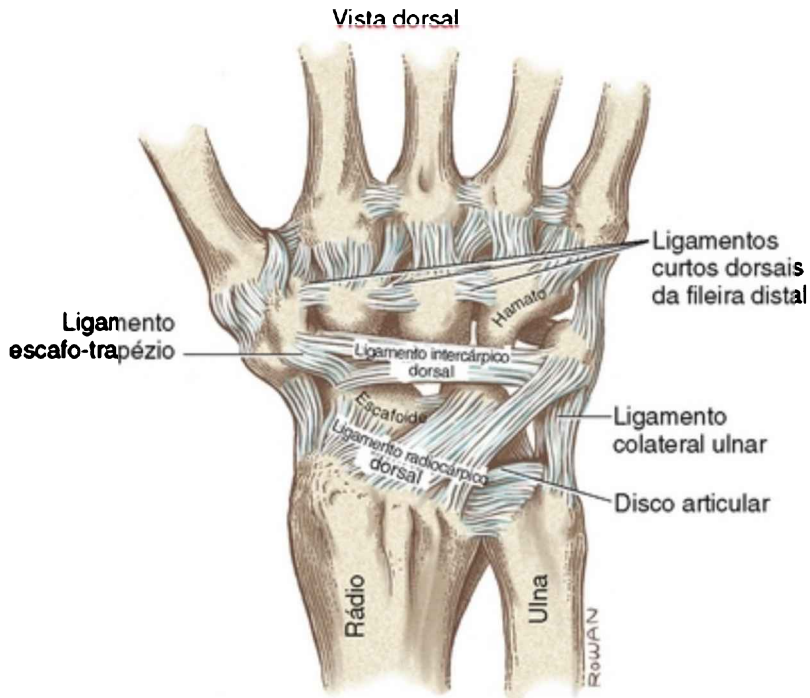


FIGURA 7-9 Os principais ligamentos dorsais do punho direito.

Taleisnik descreveu originalmente o espessamento da superfície externa da cápsula lateral e palmar do punho como *ligamento colateral radial* (Fig. 7-10).<sup>80</sup> Descrições anatómicas mais recentes, no entanto, normalmente não incluem o ligamento colateral radial como uma entidade anatómica distinta.<sup>6</sup> Esse tecido conjuntivo, apesar de seu nome, fornece pouca estabilidade lateral ao punho. Músculos extrínsecos, tais como o adutor longo do polegar e o extensor curto do polegar, executam a maior parte desta função.

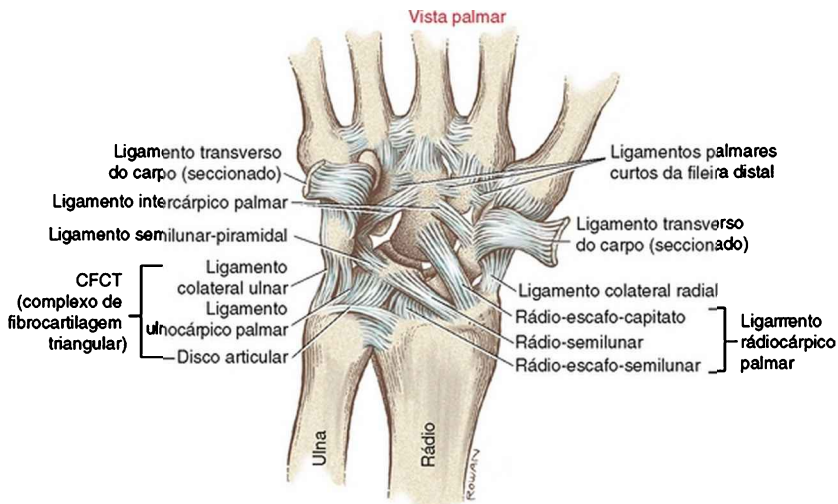


FIGURA 7-10 Os principais ligamentos palmares do punho direito. O ligamento transverso do carpo foi seccionado e rebatido para mostrar os ligamentos subjacentes. *CFCT*: complexo de fibrocartilagem triangular

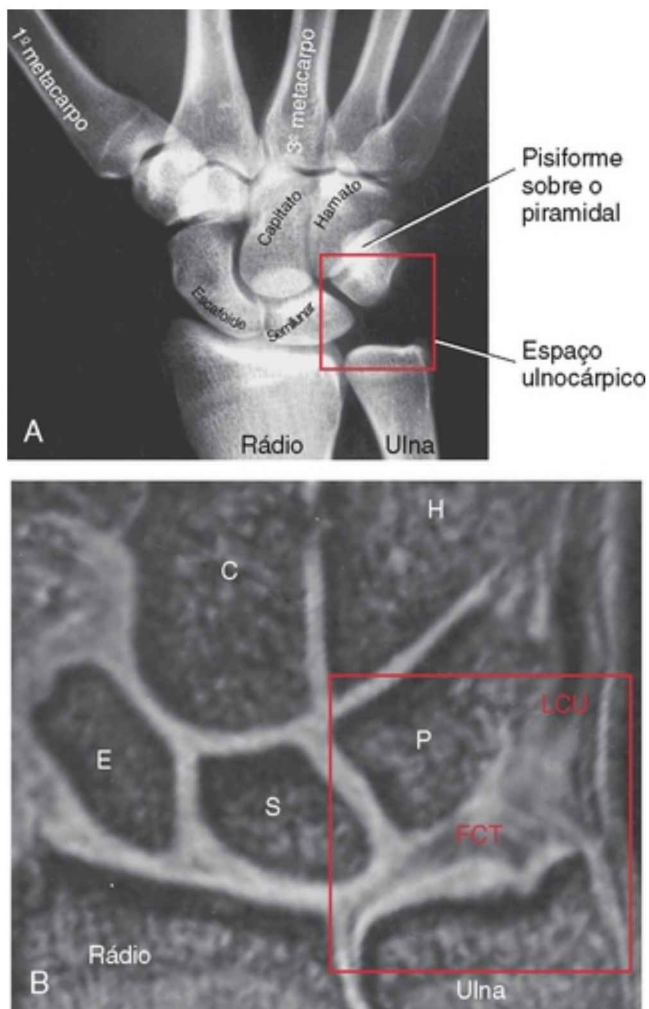
Em uma região mais profunda e separada da cápsula palmar do punho, encontram-se vários ligamentos fortes, conhecidos coletivamente como *ligamentos radiocárpicos palmares*. Três ligamentos são geralmente descritos dentro desse conjunto: o *rádio-escafo-capitato*, o *rádio-semilunar*, e, num plano mais profundo, o *rádio-escafo-semilunar* (Fig. 7-10).<sup>78</sup> Os ligamentos radiocárpicos palmares são muito mais fortes e mais espessos do que os seus homólogos dorsais.<sup>80</sup> Em geral, cada ligamento se origina de uma área áspera sobre a extremidade distal do rádio, segue distalmente em direção à ulna e se fixa na superfície palmar de vários ossos do carpo. O ligamento mais lateral desse conjunto, o *rádio-escafo-capitato*, muitas vezes se funde parcialmente com o ligamento colateral radial.

Os ligamentos radiocárpicos palmares ficam



tensionados ao máximo com a extensão do punho.<sup>44</sup> Existe uma tensão passiva nesses ligamentos mesmo com o punho relaxado na posição neutra.<sup>88</sup> Exemplos do papel que esses ligamentos desempenham na orientação da artrocinemática do punho serão fornecidos posteriormente neste capítulo.

Embora o espaço ulno-cárpico apareça vazio em uma radiografia padrão (Fig. 7-11, A), ele é preenchido, na realidade, por pelo menos cinco tecidos interligados, conhecidos coletivamente como *complexo da fibrocartilagem triangular* (CFCT) (Quadro 7-1). O componente principal do CFCT é a *fibrocartilagem triangular*, um *disco articular* já descrito anteriormente, localizado tanto dentro da articulação rádio-ulnar distal quanto da articulação radiocárpica (Fig. 7-11, B).



**FIGURA 7-11** **A**, Radiografia do punho mostrando os ossos do carpo e o espaço “ulnocárpico”. **B**, Imagem de ressonância magnética do punho, destacando o espaço ulnocárpico (no quadro vermelho) e dois componentes do complexo da fibrocartilagem triangular: (1) FCT: a fibrocartilagem triangular, e (2) LCU: o ligamento colateral ulnar. **C**: capitato, **H**: hamato, **S**: semilunar; **E**: escafoide, e o **P**: piramidal

A função global principal do CFCT é assegurar a união das extremidades distais do rádio e da ulna, enquanto permite, ao mesmo tempo, que o rádio, mesmo ligado ao carpo, gire livremente (pronação e supinação) ao redor da ulna fixa. Um resumo das funções mais específicas do CFCT está incluído no Quadro 7-2. Detalhes anatômicos dos componentes do CFCT serão descritos nos parágrafos seguintes.

### **QUADRO 7-2** Funções Específicas do Complexo de Fibrocartilagem Triangular

O complexo da fibrocartilagem triangular (CFCT):

- É o principal estabilizador da articulação rádio-ulnar distal.
- Reforça o lado ulnar do punho.
- Forma parte da concavidade da articulação radiocárpica.
- Ajuda transferir parte das forças de compressão que naturalmente atravessam a mão até o antebraço. Cerca de 20% da força de compressão total que atravessa o punho passa através do disco de fibrocartilagem, componente do CFCT.

Consultar o Quadro 7-1 para o resumo dos componentes do CFCT.

A *fibrocartilagem triangular* (FCT) está ligada direta ou indiretamente a todos os componentes do CFCT e, portanto, constitui o suporte estrutural principal de todo o complexo. A FCT é um disco bicôncavo articular, composto principalmente de fibrocartilagem.<sup>78</sup> O nome “triangular” se refere à forma do disco: sua base se fixa ao longo da fossa ulnar do rádio e seu ápice está fixado próximo ao

processo estiloide da ulna (Fig. 6-26, A). Os lados do “triângulo” são formados pelos *ligamentos capsulares dorsal e palmar* da articulação rádio-ulnar distal.<sup>25</sup> A superfície proximal do disco se encaixa à cabeça da ulna no nível da articulação rádio-ulnar distal e sua superfície distal se encaixa às superfícies convexas de partes do semilunar e do piramidal na articulação radiocárpica (Figs. 6-26, 7-7 e 7-8, A). Os 80% da porção central do disco são avasculares, com pouco ou nenhum potencial de cura.<sup>13</sup>

O *ligamento ulnocárpico palmar* se origina a partir da borda palmar do disco articular e de uma porção palmar adjacente da cápsula da articulação rádio-ulnar distal (Fig. 7-10).<sup>31</sup> A partir desse ponto de fixação proximal comum, o tecido se divide em dois ligamentos distintos: o ulno-semilunar e o ulno-piramidal.

O *ligamento colateral ulnar* representa um espessamento da porção medial da cápsula do punho<sup>31,80</sup> (Fig. 7-10). (Segundo a edição britânica da *Gray's Anatomy*, o ligamento colateral ulnar e o ligamento ulno-piramidal fazem parte da mesma estrutura.<sup>78</sup>) Junto com os músculos flexor e extensor ulnar do carpo, os ligamentos ulnocárpico palmar e o ligamento colateral ulnar reforçam a região ulnar do punho. Esses ligamentos devem ser suficientemente flexíveis, no entanto, para permitir que o rádio e a mão possam girar livremente ao redor da ulna fixa durante a pronação e a supinação.

O componente final ainda a ser descrito no CFCT é uma substância mal organizada e pouco definida do tecido conjuntivo conhecido como *homólogo de menisco*.<sup>31</sup> Esse tecido provavelmente representa um vestígio de uma forma mais primitiva de tecido conjuntivo embrionário dentro da

região ulnar do punho.<sup>78</sup> Referido como um “preenchedor cartilaginoso”,<sup>80</sup> o homólogo de menisco preenche lacunas dentro e imediatamente medial ao recesso pré-estiloide do espaço ulno-cárpico (Fig. 7-7). O revestimento sinovial dentro desse recesso muitas vezes se torna distendido e doloroso com a artrite reumatoide. Lacerações no disco articular podem permitir que o líquido sinovial se espalhe desde a articulação radiocárpica até a articulação rádio-ulnar distal.

### Ligamentos Intrínsecos

Os principais ligamentos intrínsecos do punho podem ser classificados em três tipos: curto, médio (ou intermediário) e longo (Quadro 7-1).<sup>80</sup> Os *ligamentos curtos* conectam os ossos da fileira distal por suas superfícies palmar, dorsal ou interóssea (Figs. 7-9 e 7-10). Os ligamentos curtos estabilizam firmemente e unem a fileira distal dos ossos, permitindo-lhes funcionar essencialmente como uma unidade mecânica individual.

Existem três *ligamentos intermediários* no pulso. O *ligamento semilunar-piramidal* é uma continuação fibrosa do ligamento palmar rádio-semilunar (Fig. 7-10). O *ligamento escafo-semilunar* é composto por uma ampla coleção de fibras que formam a principal ligação entre o escafoide e o semilunar (Fig. 7-8, A).<sup>76</sup> Vários *ligamentos escafo-trapézio* reforçam a articulação entre o escafoide e o trapézio (Fig. 7-9).

Dois *ligamentos* relativamente *longos* estão presentes no punho. O *ligamento intercárpico palmar* se fixa firmemente à superfície palmar do osso capitato (Fig. 7-10). A partir desse ponto comum de fixação, o ligamento se bifurca

proximalmente, formando dois grupos distintos de fibras que se assemelham à forma de um V invertido. A *perna lateral* do V invertido se liga ao escafoide, e a *perna medial*, ao piramidal. Esses ligamentos ajudam a orientar a artrocinemática do punho.

Por último, o delgado *ligamento intercárpico dorsal* fornece estabilidade transversal para o punho por meio da interligação dos ossos trapézio, escafoide, semilunar e piramidal (Fig. 7-9).<sup>46,85</sup>

## Cinemática do Movimento do Punho

### OSTEOCINEMÁTICA

A osteocinemática do punho é definida por meio de dois graus de liberdade: flexão-extensão e desvio ulnar-radial (Fig. 7-12). A circundação do punho — o movimento circular completo feito pelo punho — é uma combinação dos movimentos mencionados anteriormente, e não um terceiro e diferente grau de liberdade.



FIGURA 7-12 Osteocinemática do punho. A, Flexão e extensão. B, Desvio ulnar e desvio radial. Observe que a flexão

excede a extensão e o desvio ulnar excede o desvio radial.

A maioria dos movimentos dinâmicos naturais do punho combina elementos tanto do plano frontal quanto do sagital: a extensão tende a ocorrer com desvio radial, e a flexão, com desvio ulnar.<sup>41</sup> A trajetória resultante natural do movimento do punho segue por um caminho ligeiramente oblíquo, semelhante ao movimento de um lançador de dardos.<sup>50</sup> Essa combinação natural dos movimentos ocorre também em outras funções, tais como amarrar os sapatos e/ou pentear os cabelos. Esses movimentos cinemáticos naturais devem ser levados em consideração durante a reabilitação do punho após a lesão.

Foi relatado que o eixo de rotação para os movimentos do punho passa através da cabeça do capitato (Fig. 7-13).<sup>94</sup> Geralmente, o eixo segue em uma direção quase medial-lateral para flexão e extensão, e em sentido quase ântero-posterior para o desvio radial e ulnar. Embora os eixos sejam descritos como estacionários, na realidade eles migram um pouco durante a amplitude completa do movimento.<sup>60</sup> A firme articulação entre o capitato e a base do terceiro osso metacárpico provoca a rotação do capitato a fim de direcionar a trajetória osteocinemática de toda a mão.

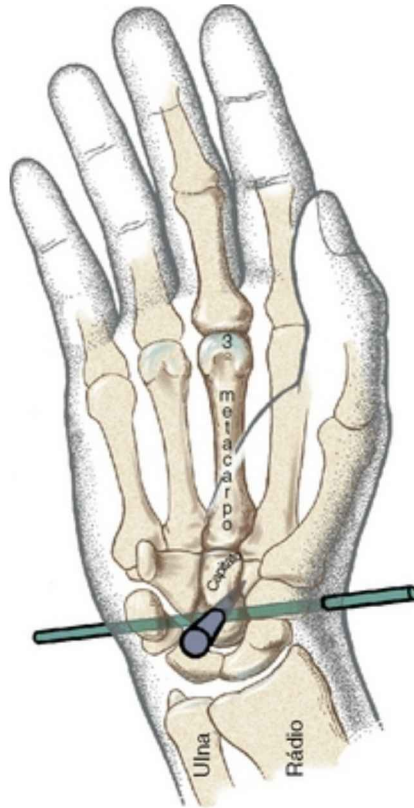


FIGURA 7-13 Os eixos de rotação para o movimento do punho medial-lateral (*verde*) e anteroposterior (*roxo*) são mostrados penetrando a cabeça do osso capitato.

O punho se move no plano sagital cerca de 130 a 160 graus (Fig. 7-12, A). Em média, o punho flete de 0 a cerca de 70-85 graus, e se estende de 0 a cerca de 60-75 graus.<sup>67,69</sup> Como com qualquer outra articulação diartrodial, a amplitude de movimento do punho varia conforme a idade, saúde e forma como o movimento é realizado (se ativa ou passivamente). A flexão total normalmente excede a extensão em cerca de 10-15 graus.



A amplitude final da extensão é limitada naturalmente pela rigidez dos ligamentos radiocárpicos palmares espessos. Em alguns indivíduos, uma inclinação palmar maior que a média da extremidade distal do rádio pode também limitar a amplitude da extensão (Fig. 7-4, B).

O punho se move no plano frontal aproximadamente 50-60 graus (Fig. 7-12, B).<sup>67,94</sup> O desvio radial e ulnar do punho é mensurado como o ângulo entre o rádio e a haste longa (diáfise) do terceiro metacarpo. O desvio ulnar ocorre a partir de 0 grau até cerca de 35-40 graus. O desvio radial ocorre a partir de 0 grau até cerca de 15-20 graus. Principalmente por causa da inclinação ulnar do rádio distal (Fig. 7-4, A), o valor máximo da amplitude do desvio ulnar é normalmente o dobro do valor máximo do desvio radial.

Ryu e colaboradores testaram 40 indivíduos saudáveis utilizando um eletrogoniômetro biaxial a fim de determinar a amplitude de movimento do punho necessária para executar 24 atividades da vida diária (AVDs).<sup>67</sup> As AVDs incluíam cuidados pessoais, higiene, preparo de alimentos, escrever e a utilização de várias ferramentas e utensílios. Os investigadores concluíram que essas AVDs poderiam ser confortavelmente realizadas utilizando-se 40 graus de flexão, 40 graus de extensão, 10 graus de desvio radial e 30 graus de desvio ulnar. Essas amplitudes estavam entre cerca de 50% a 80% da amplitude máxima de movimento do punho desses indivíduos.

O tratamento médico de um punho extremamente doloroso ou instável pode exigir uma fusão cirúrgica.<sup>14</sup> A fim de minimizar os prejuízos funcionais associados a esse procedimento, o punho é muitas vezes fundido em uma

*posição funcional* “média”: cerca de 10-15 graus de extensão e 10 graus de desvio ulnar.<sup>68</sup> Embora a fusão permanente do punho (mesmo parcialmente) possa parecer uma opção radical, o procedimento pode ser as vezes o único tratamento capaz de proporcionar estabilidade e alívio da dor.

## ARTROCINEMÁTICA

Muitas metodologias diferentes tem sido utilizadas para estudar a cinemática do punho; elas incluem técnicas *in vitro* e, mais recentemente, *in vivo*.<sup>47,51</sup> Essas técnicas incluem as seguintes:

- Radiografia
- Cinerradiografia
- Dissecção anatômica
- Colocação de pinos nos ossos
- Imagens tridimensionais de computador (3D)
- Digitalização sônica
- Estereofotografia Roentgen
- Sistemas optoeléctricos
- Dispositivos de monitoramento eletromagnéticos
- Tomografia computadorizada 3D (TC)
- Sistemas de ligação eletromecânica

Mesmo com essas técnicas sofisticadas, os dados resultantes que descrevem a cinemática em todas as regiões do punho são muitas vezes inconsistentes. Descrições precisas e repetíveis da cinemática são dificultadas tanto pela complexidade da anatomia e do

movimento (oito pequenos ossos experimentando múltiplas rotações e translações) como também pelas variações naturais do ser humano. Embora muito tenha sido aprendido ao longo das últimas duas décadas, o estudo da cinemática do carpo continua a evoluir.\*

Talvez a premissa mais fundamental e mais aceita da cinemática do carpo é que o punho é um sistema de dupla articulação, com movimentos ocorrendo simultaneamente tanto na articulação radiocárpica quanto na mediocárpica. A discussão a seguir sobre movimentos artrocinemáticos focaliza a relação dinâmica entre essas duas articulações.

### **Flexão e Extensão do Punho**

A cinemática essencial do movimento do punho no plano sagital pode ser apreciada por meio da visualização do punho como uma *coluna central* articulada, formada pela ligação entre a extremidade distal do rádio, o semilunar, o capitato e o terceiro metacarpo (Fig. 7-14). Dentro dessa coluna, a *articulação radiocárpica* é representada pela articulação entre o rádio e o semilunar; já o compartimento medial da *articulação mediocárpica* é representado pela articulação entre o semilunar e o capitato. A articulação carpometacarpiana é uma articulação semirrígida formada entre o capitato e a base do terceiro metacarpo.

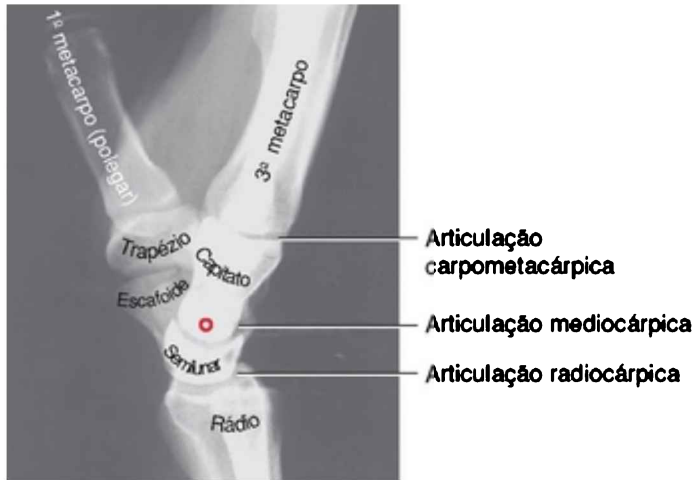


FIGURA 7-14 A vista lateral de uma radiografia da coluna central do punho. O eixo de rotação para flexão e extensão é demonstrado como um pequeno círculo na base do capitato. Observe a forma crescente do semilunar. Com um propósito ilustrativo, os ossos semilunar e capitato foram digitalmente realçados.

### Interação Dinâmica dentro das Articulações da Coluna Central do Punho

A artrocinemática de extensão e flexão se baseia em rotações sincronizadas convexo sobre côncavo tanto na articulação radiocárpica quanto na mediocárpica. Na articulação radiocárpica representada em ocre na Figura 7-15, a *extensão* ocorre quando a superfície convexa do semilunar rola dorsalmente sobre o rádio e, simultaneamente, desliza na direção palmar. O movimento de rolamento move a superfície distal do semilunar dorsalmente, na direção da extensão. Na articulação mediocárpica, ilustrada em branco na Figura 7-15, a cabeça do capitato rola dorsalmente sobre o semilunar e

desliza simultaneamente na direção palmar. Combinando a artrocinemática de ambas as articulações, pode-se produzir a extensão completa do punho. Esse sistema de duas articulações tem a vantagem de produzir uma significativa amplitude de movimento total, exigindo apenas quantidades moderadas de rotação das articulações individuais. Mecanicamente, cada articulação se move dentro de um arco de movimento relativamente limitado e, portanto, mais estável.

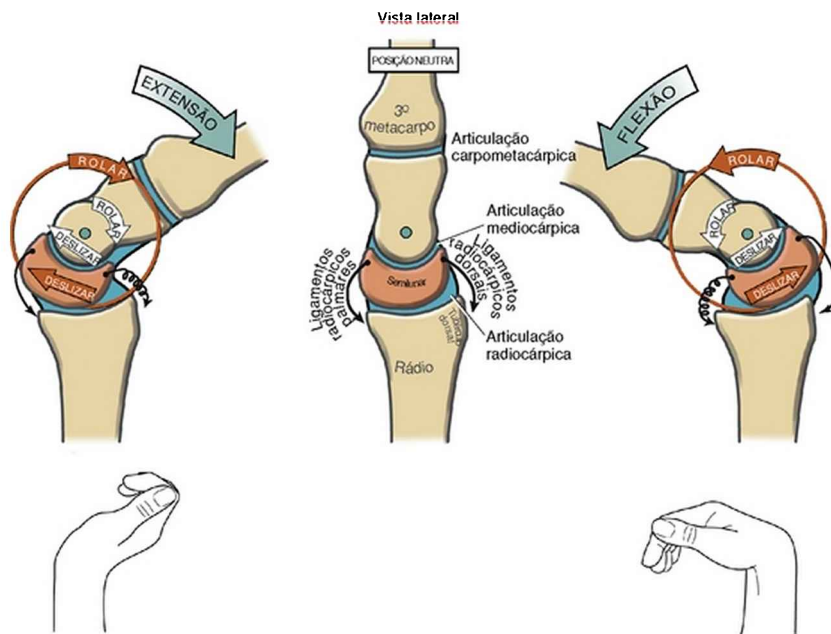


FIGURA 7-15 Um modelo da coluna central do punho direito mostrando a flexão e a extensão. O punho no centro é mostrado em repouso, em posição neutra. Os movimentos artrocinemáticos de rolar e deslizar são mostrados em ocre para a articulação radiocárpica e em branco para a articulação mediocárpica. Durante a extensão do punho (à esquerda), os ligamentos radiocárpicos dorsais se afrouxam e os ligamentos

radiocárpicos se tornam tensionados. Os movimentos artrocinemáticos reversos ocorrem durante a flexão do punho (*à direita*).

A extensão completa do punho alonga os ligamentos palmares radiocárpicos e todos os músculos cruzam o lado palmar do punho. A tensão nessas estruturas alongadas ajuda a estabilizar o punho na posição de maior área de contato entre as superfícies articulares (posição “close-packed”, em inglês) durante a extensão completa do punho.<sup>43,44</sup> A estabilidade na extensão completa do punho é útil quando o peso é suportado pelos membros superiores durante atividades como engatinhar sobre as mãos e joelhos e na transferência do peso do próprio corpo de uma cadeira de rodas para a cama.

A artrocinemática da flexão do punho é semelhante à descrita para a extensão, mas ocorre de forma inversa (Fig. 7-15).

Alguns estudos que quantificam as contribuições angulares individuais das articulações radiocárpica e mediocárpica para o movimento total do punho no plano sagital citam dados inconsistentes.\*\* Com poucas exceções, no entanto, a maioria dos estudos relata contribuições sincronizadas e semelhantes — ou pelo menos significativas — de ambas as articulações.

Utilizando-se o modelo simplificado da coluna central para descrever a flexão e a extensão do punho, pode-se obter uma excelente conceituação de um evento bastante complexo. Uma limitação do modelo, no entanto, é que ele não serve para todos os ossos do carpo que participam do movimento. Por exemplo, o modelo ignora a cinemática do osso escafoide na articulação radiocárpica. Em resumo, a

artrocinemática do escafoide sobre o rádio é semelhante à do semilunar durante a flexão e a extensão, exceto por uma característica. Com base na diferença no tamanho e na curvatura dos dois ossos, o escafoide rola sobre o rádio em uma velocidade diferente da velocidade do semilunar.<sup>66</sup> Essa diferença causa um ligeiro deslocamento entre o escafoide e o semilunar até o final do movimento completo. Normalmente, no punho saudável, a quantidade de deslocamento é minimizada pela ação de restrição oferecida pelos ligamentos, especialmente o ligamento escafo-semilunar (Fig. 7-8, A). A ruptura desse importante ligamento ocorre com relativa frequência e pode alterar significativamente a artrocinemática e a transferência de força dentro da fileira proximal dos ossos do carpo.<sup>81,91</sup> Danos nesse ligamento podem ocorrer por meio de traumas, sinovite crônica da artrite reumatoide<sup>5</sup> ou até mesmo pela remoção cirúrgica de um cisto ganglionar.

## **Desvio Radial e Ulnar do Punho**

### **Interação Dinâmica entre as Articulações Radiocárpica e Mediocárpica**

Assim como a flexão e a extensão, os desvios ulnar e radial ocorrem por meio de rotações sincronizadas do tipo convexo-sobre-côncavo, tanto na articulação radiocárpica quanto na mediocárpica. Durante o *desvio ulnar*, a articulação mediocárpica e, em menor extensão, a articulação radiocárpica contribuem para o movimento global do punho (Fig. 7-16).<sup>35</sup> Na articulação radiocárpica mostrada em ocre na Figura 7-16, o escafoide, o semilunar e o piramidal rolam na direção ulnar e deslizam em uma distância significativa radialmente. A extensão desse

deslizamento radial é evidenciada pela posição final do semilunar em relação ao rádio durante o desvio ulnar completo. O desvio ulnar na articulação mediocárpica ocorre principalmente pelo rolamento do capitato e seu ligeiro deslizamento radialmente.

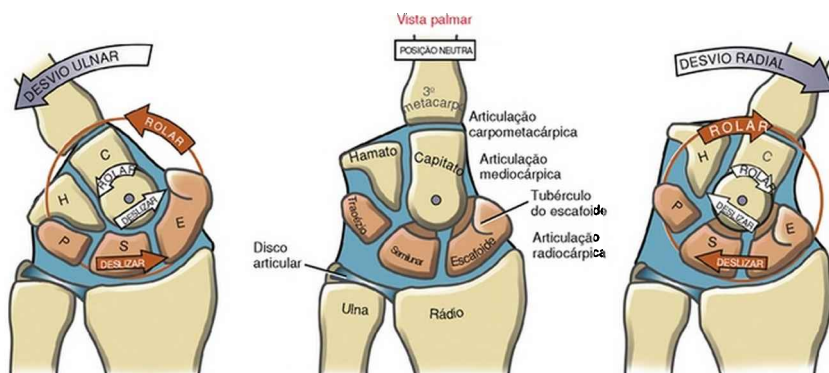


FIGURA 7-16 Radiografias e representações mecânicas da artrocinemática de desvio ulnar e desvio radial do punho direito. O rolamento e o deslizamento artrocinemático são mostrados em ocre para a articulação radiocárpica e em branco para a articulação mediocárpica.

A amplitude completa de desvio ulnar provoca o contato do piramidal com o disco articular. A compressão do hamato contra o piramidal empurra a fileira proximal dos ossos do carpo contra o processo estiloide do rádio. Essa compressão ajuda a estabilizar o punho para as



atividades que exigem grande força de preensão.

O *desvio radial* no punho ocorre por meio de uma artrocinemática semelhante à descrita para o desvio ulnar (Fig. 7-16). A quantidade de desvio radial no nível da articulação radiocárpica é limitada quando o lado radial do carpo colide contra o processo estiloide do rádio. Consequentemente, uma maior quantidade de desvio radial ocorre na articulação mediocárpica.<sup>35</sup>

Utilizando imagens de ressonância magnética, Moritomo e colaboradores mensuraram especificamente os movimentos tridimensionais na articulação mediocárpica durante o desvio radial e ulnar.<sup>51</sup> Eles relataram uma associação cinemática entre o desvio radial e uma ligeira extensão, e entre o desvio ulnar e uma ligeira flexão. Esse modelo de movimento de “lançamento de dardos” observado na articulação mediocárpica é semelhante àquele observado durante a realização de muitos movimentos naturais do punho.

### **Artrocinemática Adicional Envolvendo a Fileira Proximal dos Ossos do Carpo**

Uma cuidadosa observação do desvio ulnar e radial utilizando a cineradiografia ou radiografias estáticas séricas revela uma artrocinemática mais complexa do que a previamente descrita. Durante esses movimentos no plano frontal, a fileira proximal dos ossos do carpo “balança” ligeiramente em flexão e extensão e, “gira” em menor medida. O movimento de balanço é mais perceptível no escafoide e, em menor medida, no semilunar. Durante o desvio radial, a fileira proximal se flete ligeiramente; durante o desvio ulnar, a fileira proximal se estende

ligeiramente.<sup>35,37</sup> Observe na Figura 7-16, especialmente na radiografia, a mudança da posição do tubérculo do escafoide entre os extremos do desvio radial e ulnar. De acordo com Moojen e colaboradores, em 20 graus de desvio ulnar, o escafoide é rodado cerca de 20 graus em extensão em relação ao rádio.<sup>47</sup> O escafoide parece “levantar” ou se alongar, enquanto projeta seu tubérculo distalmente. Aos 20 graus de desvio radial, a flexão do escafoide cerca de 15 graus acima da posição neutra faz com que este assumira uma estatura reduzida, com seu tubérculo tendo se aproximado do rádio. Essa redução funcional do escafoide permite alguns graus a mais de desvio radial antes do bloqueio completo contra o processo estilóide do rádio. O exato mecanismo responsável pela flexão e extensão da fileira proximal do carpo durante os desvios radial e ulnar não é totalmente compreendido, mas muitas explicações têm sido oferecidas.<sup>66</sup> Provavelmente, esse mecanismo é impulsionado por forças passivas nos ligamentos e por compressões entre os ossos do carpo adjacentes.

### **ENFOQUE ESPECIAL 7-3** Rotação Axial Passiva do Punho: Quanto e Por quê?

Além de flexão-extensão e desvios radial e ulnar, o punho possui alguma rotação axial passiva entre os ossos do carpo e do antebraço. Esse movimento acessório (ou “jogo” articular) pode ser observado quando seguramos firmemente o punho direito com a mão esquerda, enquanto seguramos firmemente a mão direita para que esta não se mova e tentamos firmemente ativar a pronação e supinação no antebraço direito. A rotação axial passiva no punho direito é demonstrada pela rotação da

extremidade distal do rádio em relação à base da mão. Gupta e Moosawi mensuraram uma média de 34 graus de rotação axial passiva total em 20 punhos assintomáticos; a articulação mediocárpica permitiu, em média, três vezes mais rotação axial passiva do que a articulação radiocárpica.<sup>27</sup>

A rotação axial no punho é limitada pelo formato das articulações, especialmente pelo encaixe elíptico da articulação radiocárpica e pela tensão dos ligamentos radiocárpicos orientados obliquamente.<sup>64</sup> A rotação axial relativamente limitada da articulação radiocárpica que é permitida possui importantes implicações cinesiológicas. Com o potencial do terceiro grau de liberdade do punho mais restrito, a mão, em última instância, deve *seguir* a pronação e a supinação do rádio; e, além disso, a restrição permite que os músculos pronador e supinador transfiram os seus torques em todo o punho para o trabalho da mão.

Movimentos acessórios dentro do punho — como em todas as articulações sinoviais — reforçam a função global da articulação. Por exemplo, a rotação axial no punho amplia a extensão total da pronação e supinação funcionais da mão em relação ao antebraço, assim como amortece o impacto de quando se atinge a amplitude de movimento final desses movimentos. Essas funções são úteis para atividades como torcer a roupa ou girar maçanetas.

## **Instabilidade Cárpica**

Um punho instável demonstra desalinhamento de um ou mais ossos do carpo, tipicamente associados a uma cinemática anormal e dolorosa. A principal causa da instabilidade do carpo é a frouxidão ou a ruptura de alguns ligamentos específicos. Embora os ligamentos intrínsecos

possam suportar um alongamento relativo maior antes de se romper do que os ligamentos extrínsecos, eles são mais frequentemente lesados.<sup>55</sup> As manifestações clínicas da instabilidade cárpica dependem do(s) ligamento(s) lesado(s) e da gravidade da lesão. A instabilidade cárpica pode ser estática (demonstrada no repouso) ou dinâmica (demonstrada somente durante o movimento livre ou resistido).

#### ENFOQUE ESPECIAL 7-4 Tensões Orientadoras dentro do Sistema de Ligamentos em “Duplo V”

A artrocinemática do movimento do punho é, em última análise, conduzida pelos músculos, mas é guiada, ou controlada, pela tensão passiva dentro dos ligamentos. A Figura 7-17 ilustra um exemplo de como um sistema de ligamentos ajuda a controlar a artrocinemática dos desvios ulnar e radial. Na posição neutra, quatro ligamentos aparecem como dois Vs invertidos, que têm sido referidos como o *sistema de ligamentos em duplo V*.<sup>80</sup> O *V invertido distal* é formado pelas pernas medial e lateral do ligamento intercárpico palmar; o *V invertido proximal* é formado pelos fixadores do semilunar: o ligamento radiocárpico palmar e o ligamento ulnocárpico palmar (Fig. 7-10). Todas as quatro pernas do mecanismo ligamentar estão sob leve tensão, mesmo na posição neutra. Durante o desvio ulnar, uma tensão passiva sobe diagonalmente, cruzando o punho através de um estiramento colocado na perna lateral do ligamento intercárpico palmar e nas fibras do ligamento ulnocárpico palmar.<sup>88</sup> Durante o *desvio radial*, a tensão é criada na diagonal oposta por um estiramento na perna medial do ligamento intercárpico palmar e nas fibras do ligamento radiocárpico palmar. Um aumento gradual da

tensão dentro desses ligamentos constitui uma importante fonte de controle para o movimento, bem como a estabilidade dinâmica para os ossos do carpo. A tensão nos ligamentos colaterais do punho estirados pode auxiliar o sistema em duplo V a estabelecer a amplitude final dos desvios radial e ulnar.

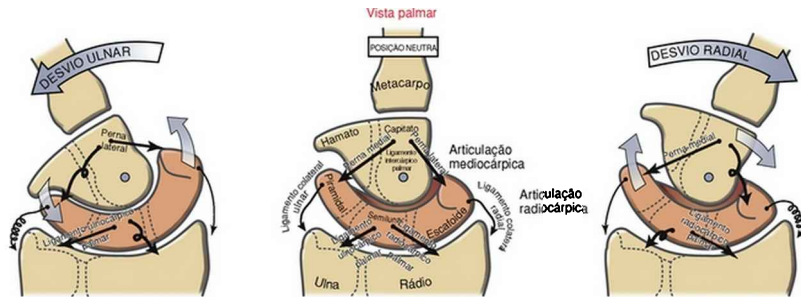


FIGURA 7-17 A tensão e o afrouxamento do sistema de ligamentos do punho em “duplo V” são ilustrados. Os ligamentos colaterais também são mostrados. Os ossos foram desenhados juntos para simplificar. As linhas esticadas representam os ligamentos sob elevada tensão.

Os exemplos a seguir descrevem duas das muitas formas de instabilidade carpais. Mais detalhes sobre esse assunto podem ser encontrados em outras fontes.<sup>18</sup>

### Duas Formas Comuns de Instabilidade Cárpica

1. Colapso rotacional do punho: a deformidade em “zig-zague”
  - Instabilidade intercalada do segmento dorsal
  - Instabilidade intercalada do segmento volar
2. Translocação ulnar do carpo

## **COLAPSO ROTACIONAL DO PUNHO**

Mecanicamente, o punho consiste em uma fileira proximal móvel de ossos do carpo intercalados ou interpostos entre duas estruturas rígidas: o antebraço e a fileira distal dos ossos do carpo. Assim como os vagões de um trem de carga estão sujeitos ao descarrilamento, a fileira proximal dos ossos do carpo está suscetível a um colapso rotacional do tipo “zigue-zague” quando comprimida em ambas as extremidades (Fig. 7-18). As forças de compressão que cruzam o punho surgem da ativação muscular e do contato com o ambiente ao redor. Na maioria dos indivíduos saudáveis, o punho se mantém estável ao longo de toda a vida. Colapsos e subsequentes luxações articulares são prevenidos principalmente pela resistência dos ligamentos, pela força dos tendões e pelo formato dos ossos adjacentes do carpo.

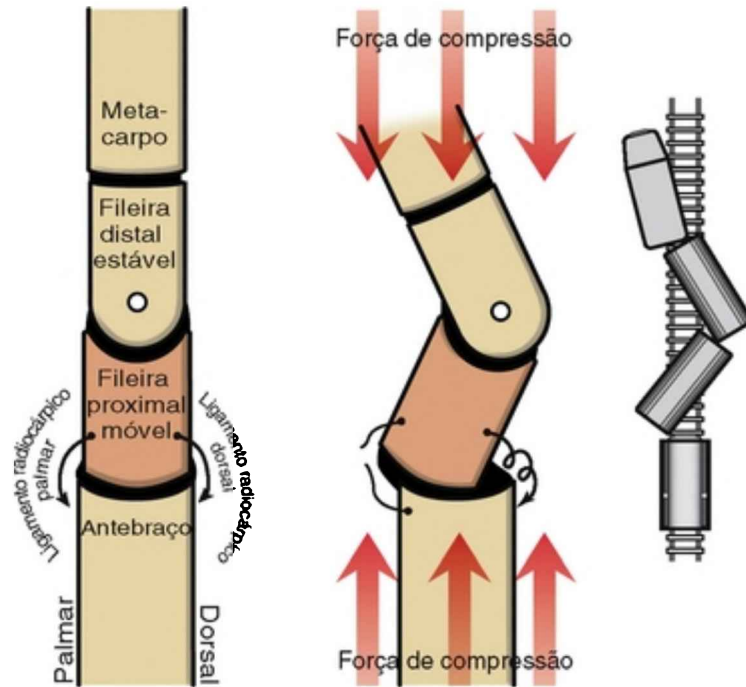


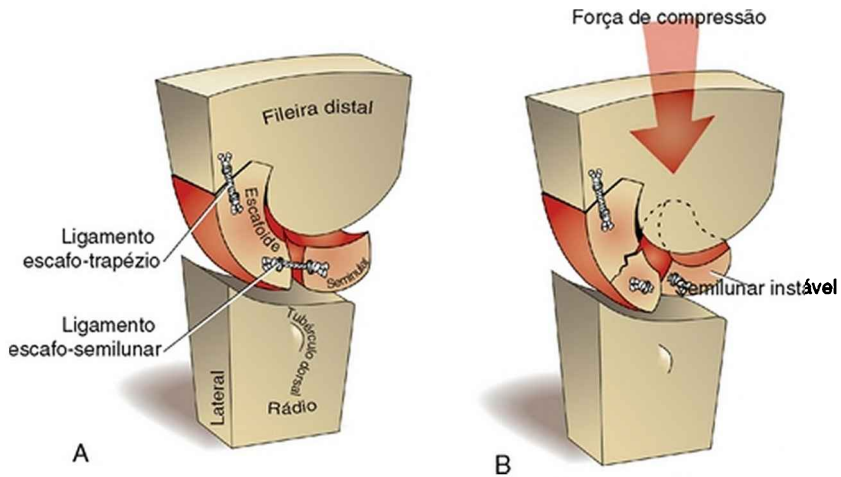
FIGURA 7-18 Uma representação altamente esquemática de um colapso em “zigue-zague” da coluna central do punho após uma grande força de compressão.

O semilunar é o osso do carpo deslocado com maior frequência.<sup>65</sup>

Normalmente, sua estabilidade é fornecida por ligamentos e pelo contato articular com os ossos adjacentes da fileira proximal, sobretudo o escafoide (Fig. 7-19, A). Em virtude dos seus dois polos, o escafoide forma uma ligação mecânica importante entre o semilunar e a mais estável fileira distal dos ossos do carpo. A continuidade dessa ligação exige que o escafoide e os ligamentos adjacentes estejam intactos.<sup>46,76,81</sup> Considere, por exemplo, uma queda sobre uma mão estendida, com uma

resultante fratura na região da cintura do escafoide e a ruptura do ligamento escafo-semilunar (Fig. 7-19, B). O rompimento da ligação mecânica entre os dois ossos pode resultar em uma *dissociação escafo-semilunar* e num subsequente desalinhamento de um ou de ambos os ossos.<sup>39</sup> Conforme mostrado na Figura 7-19, B, o osso mais instável — o semilunar — na maioria das vezes se desloca ou subluxa, de modo que a sua superfície articular distal fica voltada *dorsalmente*. Essa condição é definida clinicamente como *instabilidade intercalada do segmento dorsal* (IISD) (Fig. 7-20). Lesões em outros ligamentos, como no ligamento semilunar-piramidal, podem provocar o deslocamento do semilunar de tal forma que sua superfície articular distal fique voltada *volarmente* (direção palmar). Essa condição é definida como *instabilidade intercalada do segmento volar (palmar)* (IISV).<sup>75</sup> Independentemente do tipo de colapso rotacional, as consequências podem ser dolorosas e incapacitantes. Mudanças na artrocinemática natural podem criar regiões de alta tensão, levando eventualmente à destruição articular, à inflamação crônica e a mudanças no formato dos ossos. Um punho doloroso e instável pode não fornecer uma plataforma estável para a mão. Um punho colapsado pode alterar também a relação tensão-comprimento e o braço de momento dos músculos que cruzam a região.<sup>81</sup>





**FIGURA 7-19** Modelo altamente mecânico mostrando os fatores que mantêm a estabilidade do semilunar. **A**, Atuando por meio de ligamentos, o escafoide estabelece uma relação mecânica entre o semilunar relativamente móvel e a rígida fileira distal dos ossos do carpo. **B**, Forças de compressão no punho a partir de uma queda podem fraturar o escafoide e romper o ligamento escafo-semilunar. A perda da ligação mecânica fornecida pelo escafoide muitas vezes leva à instabilidade e/ou luxação do semilunar.



FIGURA 7-20 Radiografia lateral mostrando uma posição *dorsal* anormal da superfície distal do semilunar, uma condição referida como *instabilidade intercalada do segmento dorsal* (IISD).

(Cortesia da radiografia: Jon Marion, CHT, OTR, e Thomas Hitchcock, MD. Marshfield Clinic, Marshfield, Wisconsin).

## TRANSLOCAÇÃO ULNAR DO CARPO

Como indicado anteriormente, a extremidade distal do rádio é angular de ambos os lados, sendo sua superfície articular inclinada cerca de 25 graus na direção ulnar (Fig. 7-4, A). Essa inclinação ulnar do rádio cria uma tendência natural para o carpo de deslizar (transladar) na direção ulnar.<sup>3</sup> A Figura 7-21 mostra que um punho com uma inclinação ulnar de 25 graus tem uma força de translação ulnar de 42% da força total de compressão que atravessa o

punho. Essa força de translação é naturalmente resistida pela tensão passiva de vários ligamentos extrínsecos, como o ligamento radiocárpico palmar. Uma doença como a artrite reumatoide pode enfraquecer os ligamentos do punho. Com o tempo, o carpo pode migrar ulnarmente. Uma translocação ulnar excessiva pode alterar significativamente a biomecânica de todo o punho e da mão.

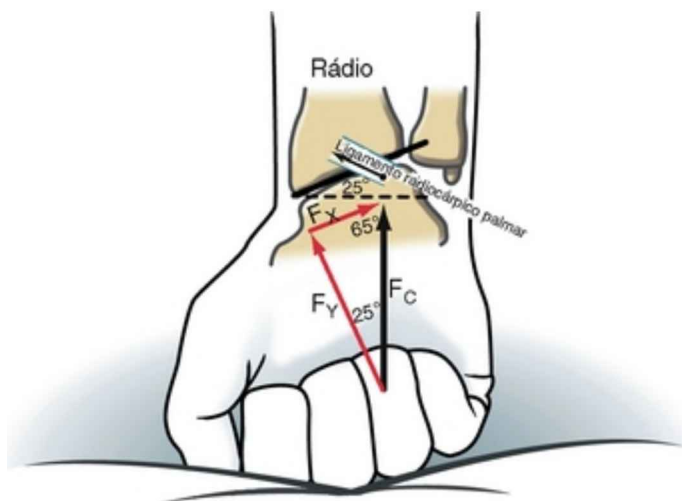


FIGURA 7-21 Esta FIGURA mostra como a inclinação ulnar do rádio distal pode predispor a translocação ulnar do carpo. As forças de compressão ( $F_C$ ) que cruzam o punho estão determinadas em: (1) um vetor de força agindo perpendicularmente à articulação radiocárpica ( $F_y$ ) e (2) um vetor de força seguindo paralelamente à articulação radiocárpica ( $F_x$ ). A força  $F_y$  comprime e estabiliza a articulação radiocárpica com uma magnitude de cerca de 90% da  $F_C$  (cosseno de  $25^\circ \times F_C$ ). A força  $F_x$  tende a transladar o carpo em uma direção ulnar, com uma magnitude de 42% da  $F_C$  (seno de

$25^\circ \times F_C$ ). Observe que o sentido das fibras do ligamento radiocárpico palmar resiste a essa translação ulnar natural do carpo. Quanto maior for a inclinação ulnar e/ou a força de compressão através do punho, maior será o potencial para a translação ulnar.

## **INTERAÇÃO ARTICULAR E MUSCULAR**

### **Inervação das Articulações e dos Músculos do Punho**

#### **INERVAÇÃO MUSCULAR**

O *nervo radial* inerva todos os músculos que cruzam o lado dorsal do punho (Fig. 6-32, *B*). Os principais extensores do punho são o extensor radial longo do carpo, o extensor radial curto do carpo e o extensor ulnar do carpo. Os *nervos mediano* e *ulnar* inervam todos os músculos que cruzam o lado palmar do punho, incluindo os flexores principais do punho (Fig. 6-32, *C* e *D*). O flexor radial do carpo e o palmar longo são inervados pelo nervo mediano. O flexor ulnar do carpo é inervado pelo nervo ulnar. Como referência, as principais raízes nervosas espinhais que suprem os músculos dos membros superiores estão listadas no Apêndice II, Parte A. Além disso, o Apêndice II, Partes B a D incluem itens de referência adicionais para ajudar a orientar a avaliação clínica do estado funcional das raízes nervosas espinhais de C<sup>5</sup> à T<sup>1</sup> e de vários nervos periféricos principais do membro superior.

#### **INERVAÇÃO SENSORIAL DAS ARTICULAÇÕES**

As articulações radiocárpica e mediocárpica recebem fibras

sensoriais das raízes nervosas espinhais de C<sup>6</sup> e C<sup>7</sup> por meio dos nervos radial e mediano.<sup>19,26,30</sup> (Esse ramo sensorial terminal do nervo radial muitas vezes desenvolve um neuroma doloroso dentro cápsula dorsal do punho.) A articulação mediocárpica também é inervada pelos nervos sensoriais que trafegam pela raiz do nervo espinhal de C<sup>8</sup> através do ramo profundo do nervo ulnar.

## Funções dos Músculos do Punho

O punho é controlado por um conjunto primário de músculos e um secundário. Os tendões dos músculos no *conjunto primário* se anexam distalmente dentro do carpo, ou no final proximal adjacente dos metacarpos; esses músculos agem essencialmente apenas no punho. Os tendões dos músculos no *conjunto secundário* cruzam o carpo e continuam seguindo distalmente para se anexarem aos dedos. Os músculos secundários, portanto, agem sobre o punho e a mão. Este capítulo trata majoritariamente dos músculos do conjunto primário. A anatomia e a cinesiologia dos músculos do conjunto secundário — como o extensor longo do polegar e o flexor superficial dos dedos — são consideradas detalhadamente no Capítulo 8. Os pontos de fixação proximal e distal, e o suprimento nervoso dos músculos do punho estão listados no Apêndice II, Parte E.

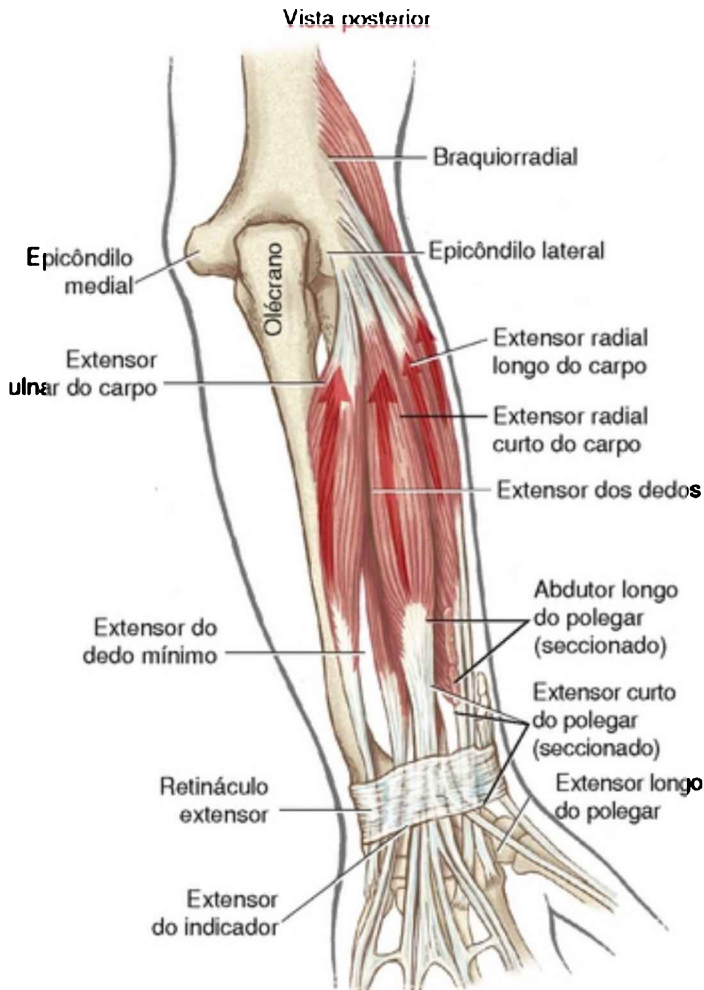
Conforme mostrado na Figura 7-13, os eixos mediolateral e anteroposterior de rotação do punho se cruzam dentro da cabeça do osso capitato. Com a possível exceção do palmar longo, nenhum músculo possui uma linha de força que passe precisamente *através* de cada eixo de rotação. Pelo menos a partir da posição anatômica,

praticamente todos os músculos do punho, portanto, são equipados com braços de momento para produzir torque tanto no plano sagital quanto no frontal. O extensor radial longo do carpo, por exemplo, passa dorsalmente ao eixo mediolateral de rotação e lateralmente ao eixo anteroposterior de rotação. A contração desse músculo sozinho pode produzir uma combinação de extensão do punho e desvio radial. Para utilizar o extensor radial longo do carpo para produzir um movimento puro de desvio radial, por exemplo, seria necessária também a ativação de outros músculos para neutralizar o indesejado potencial de extensão do punho desse músculo. Os músculos da mão e do punho raramente agem de forma isolada na produção de um movimento significativo. Este tema da cooperação intermuscular será desenvolvido mais adiante neste capítulo e no Capítulo 8.

## **FUNÇÃO DOS EXTENSORES DO PUNHO**

### **Anatomia Muscular**

Os extensores primários do punho são o *extensor radial longo do carpo*, o *extensor radial curto do carpo* e o *extensor ulnar do carpo* (Fig. 7-22). O extensor dos dedos também é capaz de gerar um torque significativo na extensão do punho, mas está envolvido principalmente na extensão dos dedos. Outros extensores secundários do punho são o extensor do indicador, o extensor do dedo mínimo e o extensor longo do polegar.



**FIGURA 7-22** Uma visão posterior do antebraço direito mostrando os extensores primários do punho: extensor radial longo do carpo, extensor radial curto do carpo e extensor ulnar do carpo. O extensor dos dedos e outros extensores secundários do punho também estão evidentes.

### Músculos Extensores do Punho

### **Conjunto primário (ação somente no punho)**

- Extensor radial longo do carpo
- Extensor radial curto do carpo
- Extensor ulnar do carpo

### **Conjunto secundário (ação no punho e na mão)**

- Extensor dos dedos
- Extensor do indicador
- Extensor do dedo mínimo
- Extensor longo do polegar

Os pontos de fixação proximal dos extensores primários do punho estão localizados sobre e próximos ao epicôndilo lateral (“extensor-supinador”) do úmero e na borda dorsal da ulna (Figs. 6-2 e 6-6). Distalmente, os extensores radiais longo e curto do carpo se fixam lado a lado com as bases dorsais do segundo e terceiro metacarpos, respectivamente; o extensor ulnar do carpo se fixa à base dorsal do quinto metacarpo.

Os tendões dos músculos que cruzam os lados dorsal e dorsal-radial do punho estão assegurados em seus lugares por meio do *retináculo extensor* (Fig. 7-23). Na região ulnar, o retináculo extensor envolve o processo estiloide da ulna para se anexar na região palmar ao tendão dos flexores ulnares do carpo, ao osso pisiforme e ao ligamento pisometacarpal. Radialmente, o retináculo se fixa ao processo estiloide do rádio e ao ligamento colateral radial. O retináculo extensor impede que os tendões subjacentes se movam como uma “corda do arco” para cima e para longe da articulação radiocárpica durante os movimentos



ativos do punho.

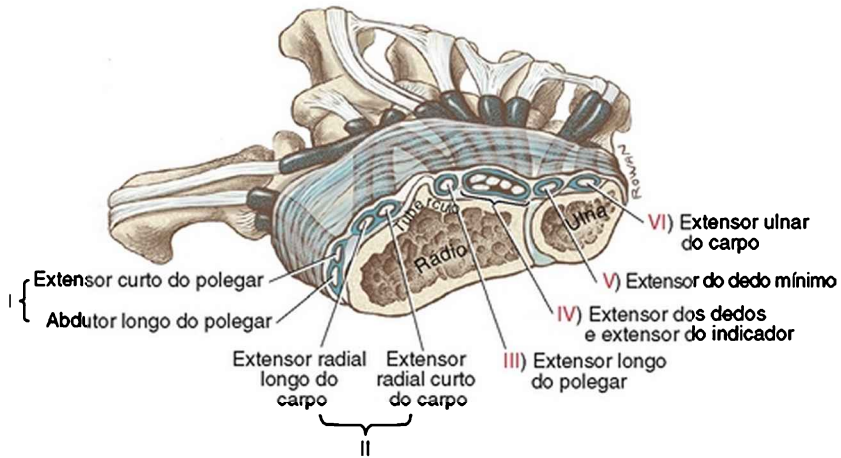


FIGURA 7-23 Uma visão oblíqua dorsal mostra uma secção transversal dos tendões dos músculos extensores do punho e dedos passando pelo retináculo extensor do punho. Todos os tendões que cruzam a região dorsal do punho seguem dentro de um dos seis compartimentos fibro-ósseos incorporados ao retináculo extensor. Os algarismos romanos indicam o compartimento fibro-ósseo específico, juntamente com seu conjunto de tendões associados. Ver o texto para maiores discussões. A bainha sinovial está indicada em azul.

Entre o retináculo extensor e os ossos subjacentes estão seis *compartimentos fibro-ósseos* que abrigam os tendões, juntamente com suas bainhas sinoviais.<sup>32</sup> Os médicos frequentemente se referem a esses compartimentos por meio de algarismos romanos de I a VI (Fig. 7-23). Cada compartimento abriga um conjunto específico de tendões. A tenossinovite ocorre frequentemente dentro de um ou mais desses compartimentos, muitas vezes em decorrência de

atividades forçadas ou repetitivas que aumentam a tensão sobre os tendões associados. Os tendões e as membranas sinoviais circundantes dentro do compartimento I estão particularmente suscetíveis à inflamação, uma condição chamada de *Tenossinovite de Quervain*. Atividades que frequentemente causam essa condição dolorosa incluem: pressionar repetidamente o gatilho de uma ferramenta, apertar firmemente alguma ferramenta ou utensílio enquanto são realizados movimentos de pronação e supinação do antebraço, assim como torcer roupas. A tenossinovite de Quervain é normalmente tratada de forma conservadora com: fonoforese ou iontoforese, injeções de cortisona, gelo, utilização de uma tala que envolva o polegar, a mão e o punho, e modificação das atividades que provocam a inflamação. Se a terapia conservadora não conseguir reduzir a inflamação, a liberação cirúrgica do primeiro compartimento pode ser indicada.

### **Avaliação Biomecânica da Ação Muscular do Punho e do Potencial de Torque**

Estão disponíveis alguns dados sobre a posição relativa, a área de secção transversa e o comprimento do braço de momento interno da maioria dos músculos que cruzam o punho.<sup>40,83</sup> Por meio do conhecimento da localização aproximada do eixo de rotação do punho, esses dados fornecem um método útil para estimar o potencial de ação e o torque relativo dos músculos do punho (Fig. 7-24). Consideremos, por exemplo, o extensor ulnar do carpo e o flexor ulnar do carpo. Observando a localização de cada tendão do eixo de rotação, fica evidente que o extensor ulnar do carpo é um extensor e desviador ulnar, e o flexor ulnar do carpo é um flexor e desviador ulnar. Devido ao

fato de ambos os músculos possuírem áreas de secção transversal similares, eles provavelmente produzem níveis comparáveis de força máxima. A fim de estimar a produção relativa de *torque* dos dois músculos, no entanto, a área de secção transversal de cada músculo deve ser multiplicada pelo comprimento do braço de momento específico de cada um deles. O extensor ulnar do carpo, portanto, é considerado um desviador ulnar mais potente do que um extensor ulnar; já o flexor ulnar do carpo é considerado tanto um flexor potente como um desviador ulnar igualmente potente.

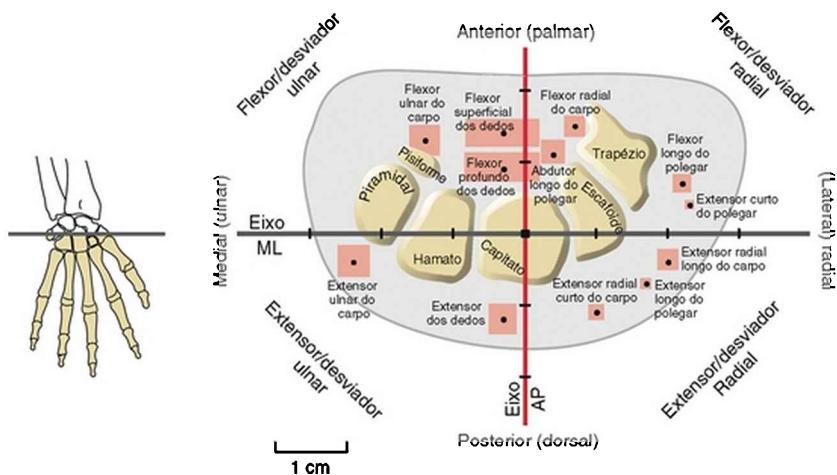


FIGURA 7-24 Uma visão em secção transversal, cursando distalmente através do túnel do carpo direito, semelhante à perspectiva mostrada na Figura 7-5. O mapa traçado retrata a *área de secção transversal*, a *posição* e o comprimento do *braço de momento interno* para a maioria dos músculos que cruzam o punho no nível da cabeça do capitato. A área dentro dos quadros em vermelho no esquema é proporcional à área de secção transversal do ventre muscular e, portanto, indicativa de produção de força máxima. O pequeno ponto preto no interior

de cada quadro vermelho indica a posição do tendão do músculo. O eixo de rotação (*vermelho*) ântero-posterior (AP) do punho e o eixo de rotação (*cinza escuro*) médio-lateral (ML) do punho se cruzam na cabeça do osso capitato. Cada braço de momento muscular para uma ação específica é igual à distância perpendicular entre cada eixo e a posição do tendão muscular. O comprimento de cada braço de momento (expressado em centímetros) é indicado pelas principais marcas na escala. Suponha que o punho esteja mantido em posição neutra.

### **Atividade Extensora do Punho com a Mão Fechada**

A principal função dos extensores do punho é posicionar e estabilizar o punho durante as atividades que envolvem a flexão ativa dos dedos. O papel dos músculos extensores do punho na ação de fechar o punho ou na produção de uma preensão forte é especialmente importante. Para demonstrar esse movimento, podemos rapidamente apertar e soltar o punho enquanto observamos a forte atividade sincronizada dos extensores do punho. Os músculos flexores extrínsecos dos dedos, ou seja, o flexor profundo dos dedos e o flexor superficial dos dedos, possuem um braço de momento interno significativo como flexores do *punho*. A influência desses músculos para a flexão do punho é evidente na Figura 7-24. Os músculos extensores do punho devem contrabalançar o significativo torque de flexão do punho produzido pelos músculos flexores dos dedos (Fig. 7-25). Quando uma forte força de preensão é aplicada sobre um objeto, os extensores do punho normalmente sustentam o punho em cerca de 30-35 graus de extensão e 5 graus de desvio ulnar.<sup>56</sup> Essa posição otimiza a relação comprimento-tensão dos flexores extrínsecos dos dedos, facilitando, assim, a força de

preensão máxima (Fig. 7-26).

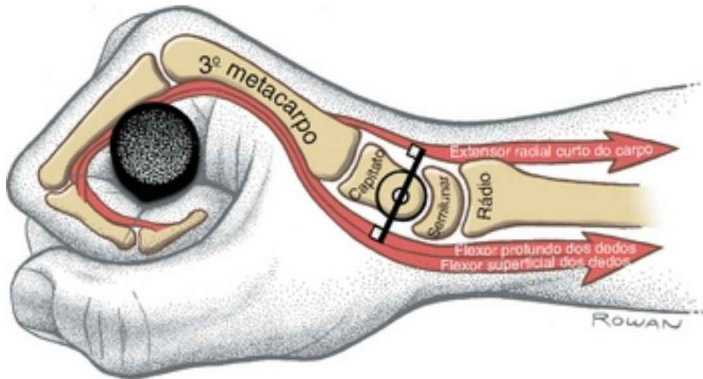


FIGURA 7-25 Mecânica muscular envolvida com a produção de uma forte preensão. A contração dos flexores extrínsecos dos dedos (flexor superficial e profundo dos dedos) flexiona os dedos, mas também produz um torque simultâneo de *flexão do punho*. A ativação dos extensores do punho, como o extensor radial curto do carpo, é necessária para bloquear a tendência de flexão do punho causada pelos músculos flexores dos dedos ativados. Dessa maneira, os extensores do punho mantêm o comprimento ideal dos flexores dos dedos para a flexão efetiva dos dedos. O braço de momento interno para o extensor radial curto do carpo e os flexores extrínsecos dos dedos é mostrado na linha escura em negrito. O pequeno círculo dentro do capitato destaca o eixo médio-lateral de rotação do punho.

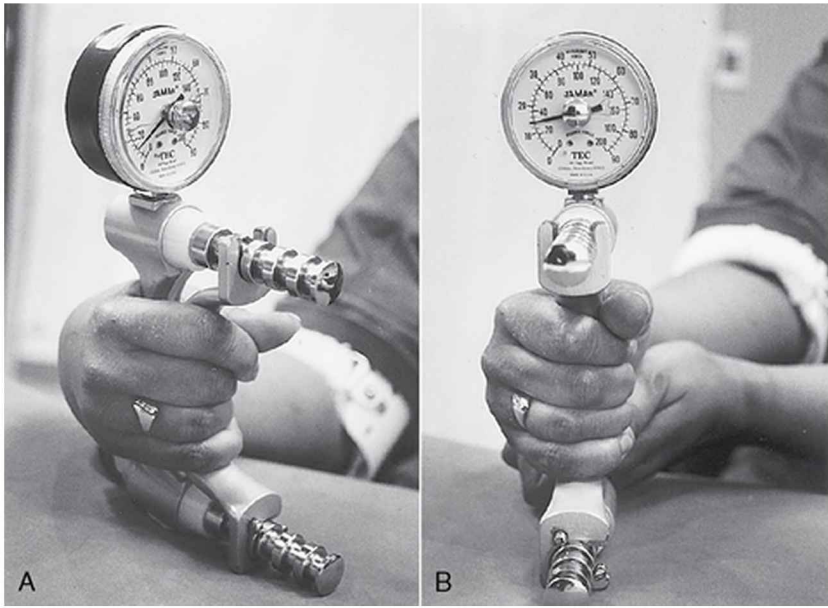
Rights were not granted to include this figure in electronic media.  
Please refer to the printed publication.

**FIGURA 7-26** As forças de compressão produzidas por um esforço máximo de apertar são mostradas para três posições diferentes de punho (para três indivíduos). A força máxima de preensão ocorre em aproximadamente 30 graus de extensão.

*(Com a permissão de Inman VT, Ralston HJ, Todd F: Human walking, Baltimore, 1981, Williams & Wilkins).*

Como é evidente na Figura 7-26, a força de preensão é significativamente reduzida quando o punho se encontra totalmente flexionado. A diminuição da força de preensão é causada por uma combinação de dois fatores. Em primeiro lugar, e provavelmente o mais importante fator, os flexores dos dedos não podem gerar força suficiente, porque eles estão funcionando em um comprimento extremamente reduzido em relação às suas curvas de comprimento-tensão. Em segundo lugar, os extensores dos dedos, que estão hiperestendidos, principalmente o

extensor dos dedos, criam um torque extensor passivo nos dedos, o qual reduz ainda mais a força de preensão efetiva. Essa combinação de eventos fisiológicos e biomecânicos explica por que uma pessoa com paralisia dos músculos extensores do punho tem dificuldade de produzir uma preensão eficaz, mesmo que seus músculos flexores dos dedos permaneçam totalmente inervados. Tentar produzir uma força de preensão de esforço máximo quando os extensores do punho estão paralisados pode resultar em uma postura anormal na flexão dos dedos e na flexão do punho (Fig. 7-27, A). Estabilizar o punho em extensão máxima permite que os músculos flexores dos dedos quase tripliquem sua força de preensão (Fig. 7-27, B). O ato de impedir a flexão do punho manualmente ou por meio de órtese mantém os flexores extrínsecos dos dedos em um comprimento alongado mais propício para uma maior produção de força.



**FIGURA 7-27** Uma pessoa com paralisia de seus músculos extensores do punho direito (depois de uma lesão do nervo radial) está realizando um esforço de preensão máxima utilizando um dinamômetro. **A**, Apesar de os músculos flexores dos dedos estarem normalmente inervados, a força de preensão máxima mede apenas 10 libras (cerca de 4,5 kg). **B**, A mesma pessoa é apresentada estabilizando seu punho, a fim de impedir sua flexão durante o esforço de preensão. Podemos reparar que a força de preensão quase triplicou.

A pessoa representada na Figura 7-27 utiliza diariamente uma tala que mantém seu punho entre 10-20 graus de extensão. Se o nervo radial não conseguir reinervar os músculos extensores do punho, um tendão de outro músculo é frequentemente transferido cirurgicamente a fim de fornecer o torque de extensão do punho. Por exemplo, o músculo pronador redondo, inervado pelo nervo mediano, está conectado ao tendão do

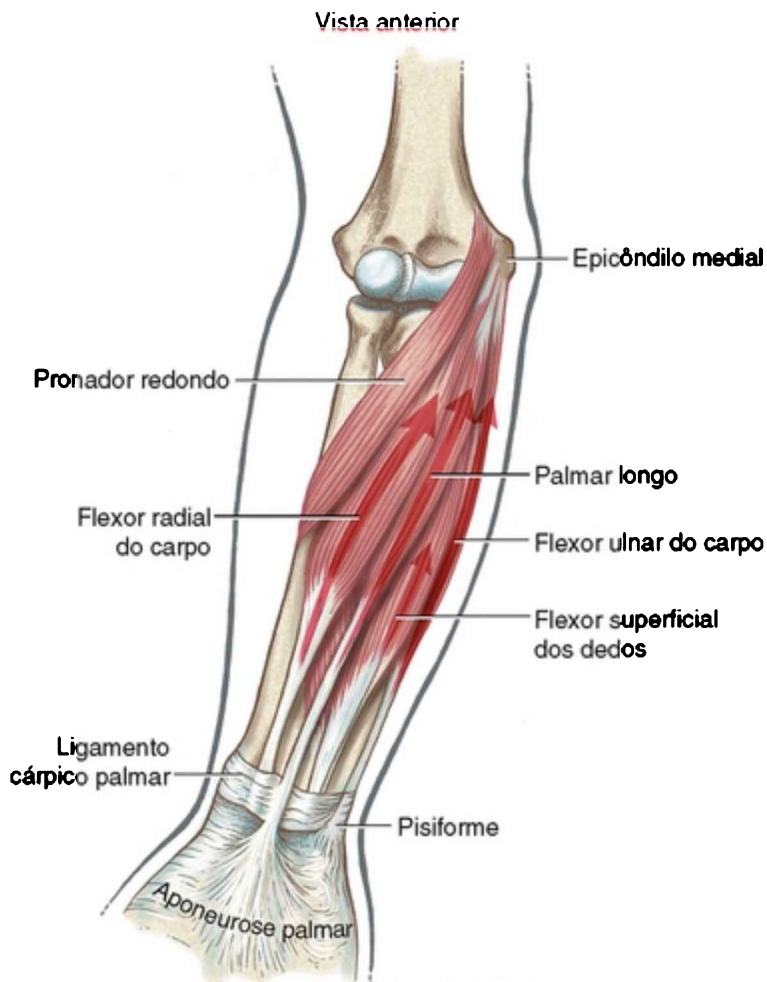


extensor radial curto do carpo. Dos três extensores primários do punho, o extensor radial curto do carpo está localizado mais centralmente no punho e apresenta o maior braço de momento para extensão do punho (Fig. 7-24).

## **FUNÇÃO DOS FLEXORES DO PUNHO**

### **Anatomia Muscular**

Os três flexores primários do punho são o *flexor radial do carpo*, o *flexor ulnar do carpo* e o *palmar longo* (Fig. 7-28). O palmar longo está ausente em cerca de 10-15% das pessoas.<sup>82</sup> Mesmo quando presente, o músculo geralmente apresenta variação na forma e no número de tendões. O tendão desse músculo é frequentemente utilizado como um doador durante as cirurgias de enxerto de tendão.



**FIGURA 7-28** Vista anterior do antebraço direito mostrando os principais músculos flexores do punho: flexor radial do carpo, palmar longo e flexor ulnar do carpo. O flexor superficial dos dedos (um flexor secundário do punho) e o músculo pronador redondo também são mostrados.

Os tendões dos três músculos flexores do punho primários são facilmente identificados no antebraço distal

e anteriormente, especialmente durante uma forte ativação isométrica. O *ligamento cárpico palmar* não é facilmente identificado por meio de palpação. Ele está localizado próximo ao ligamento transverso do carpo. Essa estrutura, análoga ao retináculo extensor, estabiliza os tendões flexores do punho e impede a oscilação excessiva destes durante a flexão.

### ENFOQUE ESPECIAL 7-5 Síndrome da Sobrecarga dos Músculos Extensores do Punho: Epicondilalgia ou Epicondilite Lateral

O músculo extensor do punho mais ativo durante o fechamento do punho é o extensor radial curto do carpo. Com o aumento da força de preensão, o extensor ulnar do carpo, seguido bem próximo pelo extensor radial longo do carpo, junta-se ao extensor curto ativado.<sup>63</sup> Atividades que exigem fortes apertos repetitivos, como dar marteladas ou jogar tênis,<sup>8</sup> podem estressar o local de inserção proximal dos músculos extensores do punho; muitas vezes levando a uma condição dolorosa chamada *epicondilalgia lateral* ou, mais informalmente, “cotovelo de tenista”. A tensão nessa região pode ser grande, considerando o alto nível de força nos músculos durante um aperto máximo, principalmente do músculo extensor radial curto do carpo, no ponto de fixação, que é relativamente pequeno, sobre o epicôndilo lateral. Além disso, o tendão proximal do extensor radial curto do carpo contata naturalmente a margem lateral do capítulo (da extremidade distal do úmero) durante a flexão e a extensão do cotovelo. Esse contato pode realmente causar uma abrasão da superfície inferior desse músculo.<sup>10</sup>

Os sintomas dessa síndrome relatada com relativa

frequência incluem dor durante a flexão passiva do punho e a pronação do antebraço, dor e maior sensibilidade sobre o epicôndilo lateral e redução da força de preensão. O tratamento tradicional inclui imobilização com tala, repouso, alongamento e mobilização dos músculos, terapia a laser e outras modalidades físicas especificamente destinadas a reduzir a inflamação, como ultrassom, gelo, eletroterapia, iontoforese e outras.<sup>84</sup>

A fisiopatologia da epicondilalgia lateral não é bem compreendida. Até relativamente pouco tempo, a condição era conhecida como *epicondilite lateral*, refletindo a crença de que o tendão proximal estressado dos extensores do punho, principalmente do extensor radial curto do carpo, encontrava-se realmente inflamado (daí o sufixo -ite).<sup>87</sup> Várias diferentes linhas de pesquisa têm relatado recentemente, no entanto, que o tendão afetado não apresenta indicadores de inflamação, mas de degeneração.<sup>1,38,53,62</sup> O que tradicionalmente era pensado como um processo inflamatório primário pode realmente se tratar de um processo degenerativo, semelhante aos observados no envelhecimento, no comprometimento vascular e nos microtraumas.<sup>4</sup> Independentemente do processo patológico real, a causa raiz do problema é provavelmente de origem biomecânica: uma grande quantidade de estresse que é colocada sobre os músculos extensores do punho para equilibrar o forte potencial de flexão de punho dos músculos flexores extrínsecos dos dedos.

Outros músculos secundários capazes de flexionar o punho são os flexores extrínsecos dos dedos: o flexor profundo dos dedos, o flexor superficial dos dedos e o flexor longo do polegar. (A classificação desses músculos como flexores “secundários” do punho *não* deve implicar o

fato de possuírem um potencial limitado para realizar essa tarefa. Na verdade, com base na área de secção transversal e no braço de momento dos músculos flexores do punho [Fig. 7-24], o torque potencial de flexão do punho dos flexores extrínsecos dos dedos pode *ser superior* ao dos flexores primários do punho.) Com o punho em posição neutra, o abductor longo do polegar e o extensor curto do polegar apresentam um pequeno braço de momento para a flexão do punho (Fig. 7-24).

### **Músculos Flexores do Punho**

#### **Conjunto primário (ação somente no punho)**

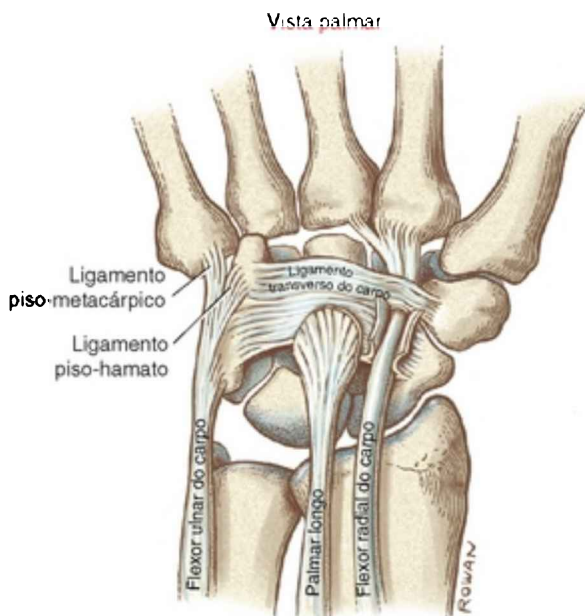
- Flexor radial do carpo
- Flexor ulnar do carpo
- Palmar longo

#### **Conjunto secundário (ação no punho e mão)**

- Flexor profundo dos dedos
- Flexor superficial dos dedos
- Flexor longo do polegar
- Abductor longo do polegar
- Extensor curto do polegar

O ponto de fixação proximal dos flexores primários do punho está localizado sobre e próximo ao epicôndilo medial (“flexores-pronadores”) do úmero e na borda dorsal da ulna (Figs. 6-2 e 6-6). Tecnicamente, o tendão do flexor radial do carpo não cruza o punho *através* do túnel do

carpo; ao contrário, o tendão passa em um túnel separado, formado por um sulco no trapézio e pela fáscia do ligamento transverso do carpo adjacente (Fig. 7-29). O tendão do flexor radial do carpo se fixa distalmente à base palmar do segundo metacarpo e, às vezes, do terceiro metacarpo também. O palmar longo tem seu ponto de fixação distal principalmente na espessa aponeurose da palma da mão. O tendão do flexor ulnar do carpo segue distalmente para se fixar ao osso pisiforme e, num plano superficial, ao ligamento transverso do carpo, aos ligamentos piso-hamato e piso-metacárpico e à base do quinto osso metacárpico.



**FIGURA 7-29** A vista palmar do punho direito mostrando os locais de fixação distal dos principais músculos flexores do punho. Nota-se que o tendão do flexor radial do carpo cursa através de uma bainha localizada dentro das fibras superficiais

do ligamento transverso do carpo. A maior parte do ponto de fixação distal do palmar longo foi removida com a aponeurose palmar.

### **Considerações funcionais**

Com base em seu braço de momento e em sua área de secção transversal (Fig. 7-24), o flexor ulnar do carpo produz o maior potencial de torque de flexão do punho de todos os três músculos flexores primários do punho. Durante a flexão ativa do punho, o flexor radial do carpo e o flexor ulnar do carpo agem juntos como sinergistas, opondo simultaneamente suas habilidades de desvio radial e ulnar, respectivamente.

Conforme indicado na Tabela 7-1, os dados indicam que os músculos flexores do punho produzem cerca de 70% mais torque isométrico do que os músculos extensores do punho — 12,2 Nm *versus* 7,1 Nm, respectivamente.<sup>17</sup> A maior área de secção transversal total dos músculos flexores do punho como um grupo pode ser responsável por grande parte dessa diferença.<sup>29</sup> É interessante notar que os flexores extrínsecos dos dedos (flexor superficial e profundo dos dedos) são responsáveis por cerca de dois terços da área de secção transversal total dos flexores do punho.<sup>40</sup> Atividades como levantar ou puxar objetos pesados normalmente demandam força tanto na musculatura flexora do punho quanto na dos dedos. A forte coativação dos músculos extensores do punho é exigida durante essas atividades a fim de evitar a posição relativamente ineficaz de flexão de punho combinada com a flexão dos dedos.

**TABELA 7-1 Magnitude e o Pico de Torque Isométrico da Posição Articular do Punho Produzido por Homens Saudáveis**

<b>Grupo Muscular do Punho</b>	<b>Pico de Torque Significativo (Nm)</b>	<b>Ângulo Articular do Pico de Torque</b>
Flexores	12,2 (3,7)	40 graus de flexão
Extensores	7,1 (2,1)	De 30 graus de flexão a 70 graus de extensão
Desviadores radiais	11,0 (2,0)	0 grau (neutro)
Desviadores ulnares	9,5 (2,2)	0 grau (neutro)

Os desvios-padrão estão entre parênteses.

Conversões: 1,36 Nm/ft-lb.

*Dados de Delp SL, Grierson AE, Buchanan TS: Maximum isometric moments generated by the wrist muscles in flexion-extension and radial-ulnar deviation, JBiomech 29:1371, 1996.*

## **FUNÇÃO DOS DESVIADORES RADIAL E ULNAR**

Os músculos capazes de produzir o *desvio radial* do punho são os extensores radiais longo e curto do carpo, extensores longo e curto do polegar, flexor radial do carpo, abductor longo do polegar e flexor longo do polegar (Fig. 7-24). Na posição neutra do punho, o extensor radial longo do carpo e o abductor longo do polegar possuem o maior produto da área de secção transversal pelo braço de momento para o torque do desvio radial. O extensor curto do polegar



apresenta o maior braço de momento de todos os desviadores radiais; no entanto, em razão de sua área de secção transversal relativamente pequena, a produção de torque desse músculo é relativamente pequena. O abductor longo do polegar e o extensor curto do polegar proporcionam uma importante estabilidade para o lado radial do punho, aumentando a estabilidade produzida passivamente pelo ligamento colateral radial. Como mostrado na Tabela 7-1, os músculos desviadores radiais produzem cerca de 15% mais torque isométrico do que os músculos desviadores ulnares: 11,0 Nm *versus* 9,5 Nm, respectivamente.<sup>17</sup>

### Desviadores Radiais do Punho

- Extensor radial longo do carpo
- Extensor radial curto do carpo
- Extensor longo do polegar
- Extensor curto do polegar
- Flexor radial do carpo
- Abductor longo do polegar
- Flexor longo do polegar

A Figura 7-30 mostra a contração dos músculos desviadores radiais durante o uso de um martelo. Todos esses músculos passam lateralmente ao eixo de rotação ântero-posterior do punho. A ação dos músculos extensor radial longo do carpo e flexor radial do carpo, mostrada juntamente com os braços de momento, demonstra um excelente exemplo de dois músculos cooperando como

sinergistas para um movimento e agindo como antagonistas para outro. O efeito global dessa cooperação muscular produz um desvio radial do punho bem estabilizado e em ligeira extensão para otimizar a preensão do martelo.

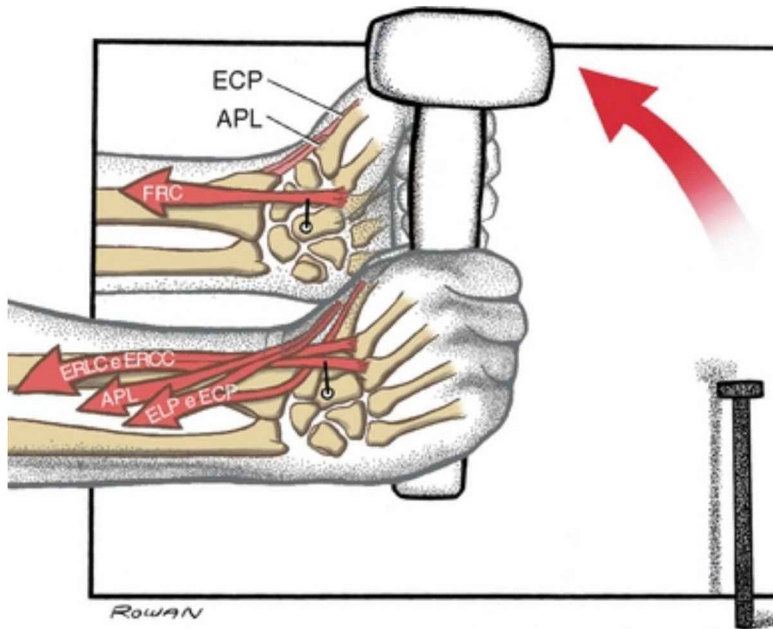


FIGURA 7-30 Os músculos que realizam o desvio radial do punho estão sendo mostrados enquanto se preparam para golpear um prego com um martelo. A imagem ao fundo é um reflexo no espelho da superfície palmar do punho. O eixo de rotação é realizado através do capitato, com o braço de momento interno mostrado somente para o extensor radial curto do carpo (*ERCC*) e para o flexor radial do carpo (*FRC*). O flexor longo do polegar não é mostrado. *APL*: abdutor longo do polegar; *ERLC* e *ERCC*: extensor radial longo do carpo e extensor radial curto do carpo; *ELP* e *ECP*: extensor longo do polegar e extensor curto do polegar.

Os músculos capazes de realizar o desvio ulnar do punho são o extensor ulnar do carpo, o flexor ulnar do carpo, o flexor profundo e superficial dos dedos e o extensor dos dedos (Fig. 7-24). Em razão do comprimento de seus braços de momento, entretanto, os músculos mais capazes dessa ação são, de longe, o extensor ulnar do carpo e o flexor radial do carpo. A Figura 7-31 mostra esse forte par de músculos desviadores ulnares se contraindo quando o prego é atingido com o martelo. Tanto o flexor quanto o extensor ulnar do carpo se contraem sinergicamente para realizar o desvio ulnar, mas também estabilizam o punho em uma posição ligeiramente estendida. Devido à forte associação funcional entre os músculos flexor e extensor ulnar do carpo, lesões em qualquer (ou em ambos) dos músculos podem incapacitar a cinética global do desvio ulnar. Por exemplo, a artrite reumatoide frequentemente causa inflamação e dor no tendão extensor ulnar do carpo próximo à sua fixação distal. Tentativas de desvio ulnar ativo com mínima ou nenhuma ativação do doloroso extensor ulnar do carpo provocam a ação do flexor ulnar do carpo sem oposição. A postura de flexão resultante do punho não é, portanto, adequada para uma preensão efetiva.

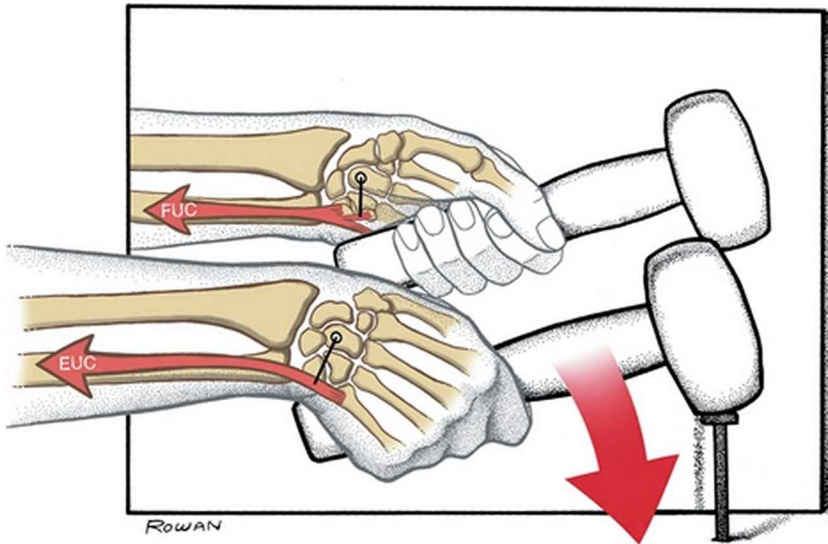


FIGURA 7-31 São apresentados os músculos que realizam o desvio ulnar durante o golpeamento de um prego por um martelo. A imagem ao fundo é o reflexo de um espelho da superfície palmar do punho. O eixo de rotação é mostrado através do capitato com os braços de momento internos indicados para o flexor ulnar do carpo (*FUC*) e para o extensor ulnar do carpo (*EUC*).

### Desviadores Ulnares do Punho

- Extensor ulnar do carpo
- Flexor ulnar do carpo
- Flexores profundo e superficial dos dedos
- Extensor dos dedos

## RESUMO

O punho é composto de duas articulações primárias: as

articulações radiocárpica e a mediocárpica. A articulação radiocárpica une a extremidade distal do rádio com os ossos proximais do carpo; a articulação mediocárpica une as fileiras proximal e distal dos ossos do carpo. As forças produzidas pela ativação muscular e, posteriormente, pelos ligamentos estendidos, orientam a artrocinemática através de ambas as articulações. Os movimentos biplanares do punho resultantes otimizam o posicionamento da mão. Movimentos reduzidos ou dolorosos do punho podem comprometer drasticamente a função da mão e, conseqüentemente, de todo o membro superior.

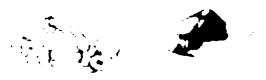
Além do posicionamento efetivo da mão, o punho está associado também a outras duas importantes funções nos membros superiores: a recepção de carga e a cinemática de pronação e supinação do antebraço. Em primeiro lugar, o punho deve ser capaz de receber grandes forças de compressão que impactem a extremidade distal do membro superior, da mesma forma que o tornozelo recebe as forças durante a posição em pé ou durante o caminhar. As forças de compressão que impactam o punho, no entanto, ocorrem não apenas a partir do contato com o ambiente, tal como fazer força empurrando para cima apoiando-se no braço de uma cadeira, mas também a partir das forças musculares produzidas para realizar a preensão da mão. A forma naturalmente mais ampla da extremidade distal do rádio ajuda a reduzir o estresse de contato contra os ossos do carpo. A membrana interóssea e a relativa flexibilidade das articulações dentro da fileira proximal dos ossos do carpo favorecem a dissipação das forças compressivas que atravessam o punho. Muitas vezes, algumas forças externas podem exceder a capacidade de proteção da região exercida por esses mecanismos de dispersão de carga,

resultando em traumas, como a fratura distal do rádio, a dilaceração de parte da membrana interóssea, a ruptura do ligamento escafo-semilunar e a fratura ou luxação dos ossos escafoide e semilunar.

O *design* do punho também está fortemente associado à cinemática de pronação e supinação do antebraço. Elementos desse modelo estão presentes em ambos os lados do punho. Radialmente, a articulação radiocárpica restringe a rotação axial entre o carpo e o rádio. Ao restringir esse movimento, a mão é obrigada a seguir o mesmo caminho da pronação e supinação do rádio. Enquanto o punho limita a rotação axial radialmente, ele permite seletivamente esse movimento ulnarmente. Os tecidos moles associados ao grande espaço ulnocárpico unem frouxamente o lado ulnar do carpo à ulna. Atuando como uma corda semielástica, o complexo da fibrocartilagem triangular permite ao rádio, fixado firmemente ao carpo, a livre pronação e supinação sobre a extremidade distal da ulna. Sem essa liberdade de movimento do lado ulnar do punho, a pronação e a supinação do antebraço seriam significativamente limitadas.

Essencialmente, todos os músculos que cruzam o punho possuem várias ações, quer no próprio punho, quer nos dedos, mais distalmente. Por conseguinte, movimentos uniplanares relativamente simples demandam complexas interações musculares. Consideremos, por exemplo, que a extensão do punho exige pelo menos um par de músculos para neutralizar os indesejados desvios radial ou ulnar. Consideremos também a necessidade de uma forte ativação muscular dos músculos extensores do punho para a estabilização do punho durante a preensão. Sem tal

estabilidade proximal, os flexores dos dedos ficam normalmente ineficazes. A perda de estabilidade proximal do punho pode ocorrer a partir de várias fontes: lesões, doenças do centro nervoso periférico ou central, por dor na região do epicôndilo lateral — local de fixação proximal dos músculos extensores do punho — ou em um dos seis compartimentos fibro-ósseos localizados na região dorsal do punho. Compreender como essas dificuldades afetam a cinesiologia do punho é um elemento fundamental a fim de possibilitar a elaboração da intervenção terapêutica mais efetiva.

	<p style="text-align: center;"><b>CONEXÕES CLÍNICAS</b></p>
<p><b>ADICIONAIS</b></p> <p><b>CONEXÃO CLÍNICA 7-1 “Variação Ulnar” no Punho: Cinesiologia Associada e Implicações Clínicas</b></p> <p><b>DEFININDO “VARIAÇÃO ULNAR”:</b> As extremidades distais do rádio e da ulna se aproximam do lado proximal do carpo em dois locais: na articulação radiocárpica e no espaço ulnocárpico. O excesso de assimetria no comprimento do rádio e/ou da ulna pode provocar grande estresse e danos aos tecidos moles e ossos do punho. Muitas vezes, especialmente quando combinado com o trabalho manual excessivo, o aumento do estresse na região do</p>	

carpo pode causar inflamação crônica, dor, ruptura e deformação de ligamentos, alterações no formato dos ossos e das superfícies articulares, redução da força de preensão e alteração na hemodinâmica.

A variação no comprimento ou na posição dos ossos do antebraço pode ocorrer congenitamente ou ser adquirida por trauma ou doença. Um método para quantificar o comprimento relativo desses ossos do punho é chamado de *variação ulnar*.<sup>57</sup> Essa quantificação é geralmente determinada por meio de uma radiografia pósterio-anterior (PA), como mostrada na Figura 7-32. Uma variação ulnar de zero, como indicado na amostra assintomática ilustrada na figura, implica que os ossos do antebraço se estendem distalmente com mesmo comprimento. A *variação ulnar positiva* é a distância em que a cabeça da ulna se estende *distalmente* à linha de referência; e a *variação ulnar negativa* é a distância em que a cabeça do ulna se situa *proximalmente* a essa linha. Valores normativos para a variação ulnar são geralmente relatados estando entre 0 e -1 mm, com um desvio padrão de cerca de 1,5 mm.<sup>72,89</sup>





FIGURA 7-32 Uma radiografia póstero-anterior (PA) de um punho assintomático, ilustrando a mensuração da variação ulnar. Uma linha preta tracejada está desenhada paralelamente ao eixo longo do rádio. Em seguida, uma linha vermelha de referência está desenhada perpendicular ao eixo longitudinal do rádio, no nível do osso subcondral da faceta semilunar do rádio (indicado pelo asterisco). A distância entre essa linha de referência e a porção mais distal da cabeça ulnar é a medida da variação ulnar. Esta imagem indica uma variação ulnar de zero, muitas vezes referida como variação ulnar “neutra”. S: semilunar; E: escafoide, P: piramidal.

*(Radiografia por cortesia de Jon Marion, OTR, CHT e Thomas Hitchcock, MD, Marshfield Clinic, Marshfield, Wisconsin).*

Uma variação ulnar próxima de neutra é esperada em um indivíduo saudável, quando a variação é mensurada por meio de uma radiografia estática. Durante certos movimentos ativos, no entanto, a variação ulnar oscila em graus variados. Conforme

descrito no Capítulo 6, o rádio naturalmente “oscila” proximalmente e distalmente no antebraço durante a pronação e a supinação, respectivamente.<sup>22</sup> Embora relativamente pequena, essa translação do rádio é evidente tanto nos cotovelos quanto nos punhos. Conforme mostrado na Figura 6-30, a migração proximal do rádio durante a pronação aumenta a força de compressão na articulação úmero-radial. A migração natural proximal do rádio, orientada pela musculatura, cria uma variação ulnar *positiva* no punho (ou seja, alinha a cabeça ulnar mais distalmente em relação ao rádio transladado).<sup>33</sup> A contração muscular envolvida para fazer o movimento de preensão também traciona o rádio proximalmente, aumentando a variação ulnar positiva de 1 para 2 mm.<sup>20</sup> (Embora o termo *variação ulnar* implique o deslocamento da ulna, na maioria das vezes a variação é produzida pelo deslocamento do rádio; a estável articulação úmero-ulnar normalmente restringe a migração da ulna.)

Apesar de a pronação produzir naturalmente uma maior variação ulnar positiva, a supinação produz uma maior variação ulnar negativa.<sup>33</sup> Isso ocorre devido à natural migração *distal* do rádio com a supinação, uma ação que também reduz a força de compressão na articulação úmero-radial.

#### **Consequências Naturais da Pronação Ativa**

- Migração proximal do rádio
- Aumento da variação ulnar no punho
- Aumento da compressão na articulação úmero-radial

#### **Consequências Naturais da Supinação Ativa**

- Migração distal do rádio
- Diminuição da variação ulnar no punho

- Diminuição da compressão na articulação úmero-radial

A alteração natural na variação ulnar com a pronação e a supinação do antebraço é realmente pequena — da ordem de 1 a 2 mm. A maleabilidade do complexo da fibrocartilagem triangular e da cartilagem articular cobrindo os ossos adjacentes normalmente acomoda esse pequeno movimento sem provocar uma consequência fisiológica negativa. A variação ulnar que excede significativamente os valores naturais de 1 a 2 mm, no entanto, pode causar prejuízos funcionais no punho e na articulação rádio-ulnar distal, os quais podem ser graves e incapacitantes. As seções a seguir destacam exemplos de casos assim, incluindo a importância da cinesiologia e as implicações para o tratamento médico.

### **EXEMPLOS DE CAUSA E DA PATOMECÂNICA ASSOCIADAS À VARIAÇÃO ULNAR EXCESSIVA**

#### **Variação ulnar positiva**

Vários fatores podem fazer com que a ulna se estenda mais distalmente do que o rádio. A Figura 7-33 mostra um exemplo de uma paciente que tinha deslocado sua articulação rádio-ulnar distal e que, posteriormente, desenvolveu seis milímetros de variação ulnar positiva. A paciente relatou que sentia uma intensa dor no espaço ulno-cárpico durante nove meses, resultando na frequente perda de trabalho. A paciente finalmente foi submetida a uma redução cirúrgica da ulna, realinhando assim a articulação rádio-ulnar distal.



FIGURA 7-33 Uma radiografia póstero-anterior (PA) de um punho com 6 mm de variação ulnar positiva. Observe a articulação rádio-ulnar distal deslocada. S: semilunar; E: escafoide e P: piramidal.

*(Radiografia por cortesia de Jon Marion, OTR, CHT e Thomas Hitchcock, MD, Marshfield Clinic, Marshfield, Wisconsin).*

A excessiva variação ulnar positiva está frequentemente associada à “síndrome do impacto ulnar”, caracterizada pela invasão distal da ulna contra a parte mais central e avascular da fibrocartilagem triangular (FCT), do piramidal e do semilunar. Quando a impaction ulnar é mais grave, esta frequentemente evolui para inflamação e degeneração do FCT.<sup>93</sup> A Figura 7-34 ilustra um caso de síndrome de impaction ulnar em um trabalhador físico de moinho com 54 anos de idade. A dor do paciente era agravada pelas atividades realizadas em desvio ulnar e por aquelas que, naturalmente, aumentavam sua variação ulnar positiva, como,

por exemplo, o carregamento de peso com os membros superiores ou quando fazia um movimento de preensão forte com a mão associado à pronação do antebraço. Esse paciente havia fraturado o rádio em sua adolescência, resultando em um rádio encurtado com uma subsequente migração proximal. Um rádio encurtado, seja por uma fratura em compressão, seja por uma remoção cirúrgica da cabeça do rádio, torna-se um precursor comum para a síndrome da impactação ulnar. Em geral, a probabilidade da migração proximal do rádio estará aumentada quando a membrana interóssea também estiver rompida. Conforme descrito no Capítulo 6, uma função importante mas sutil da membrana interóssea é a de resistir a migração proximal do rádio.<sup>16</sup>



FIGURA 7-34 Uma radiografia póstero-anterior (PA) do punho de um paciente com diagnóstico de “síndrome da impactação do ulnar.” O paciente tem 5 mm de variação ulnar positiva, secundária a um

encurtamento (fratura) do rádio com uma subsequente migração proximal. Pode-se notar a relativa projeção distal da cabeça ulnar no espaço ulnocárpico. Observamos também (1) o grande osteófito exatamente na porção distal da cabeça da ulna, (2) a perda do espaço articular entre o semilunar e o piramidal, e (3) a diástase escafo-semilunar (separação dos ossos sem fratura), provavelmente envolvendo a ruptura do ligamento escafo-semilunar. S: semilunar; E: escafoide e P: piramidal.

*(Radiografia por cortesia de Ann Porretto-Loehrke, DPT, CHT, e John Bax, MD, PhD, Hand and Upper Extremity Center of Northeast Wisconsin, Appleton, Wisconsin.)*

### **Variação ulnar negativa**

A Figura 7-35 mostra um caso grave de variação ulnar negativa do punho, secundária a uma ulna congenitamente curta. A ulna encurtada alterou a congruência natural da articulação rádio-ulnar distal, provavelmente pelo aumento do estresse intra-articular.<sup>54</sup> O aumento do estresse aplicado na articulação, juntamente com a profissão fisicamente exigente da paciente, acabou por conduzir à instabilidade e à artrite degenerativa, incluindo a ruptura da maioria dos componentes do seu complexo de fibrocartilagem triangular (CFCT). A queixa principal dessa mulher de 42 anos era a dor incontrolável na região ulnar do punho, a instabilidade (“sons de estalos”) e uma perda significativa da rotação do antebraço, especialmente a supinação.

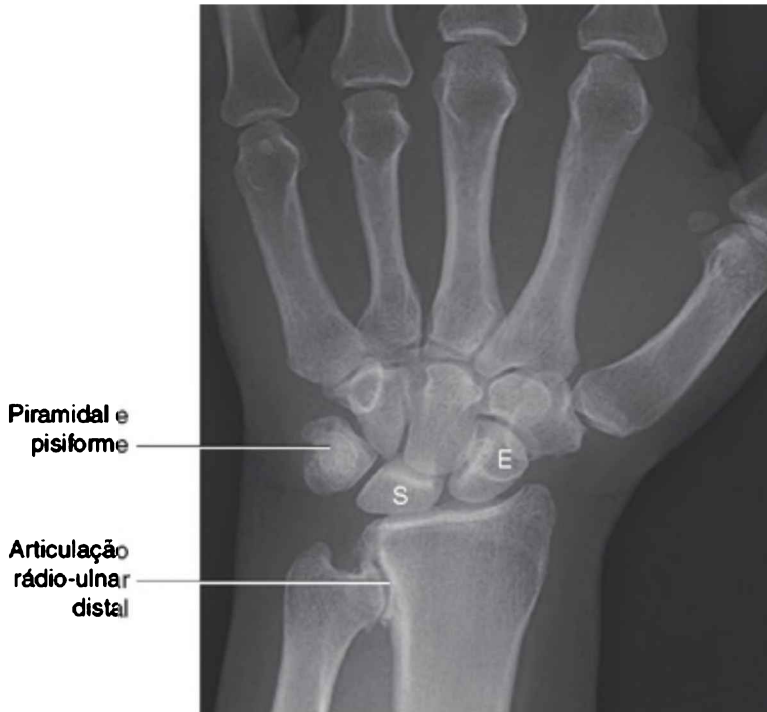


FIGURA 7-35 Uma radiografia póstero-anterior (PA) de um punho com variação ulnar negativa e com degeneração da articulação rádio-ulnar distal associada. *S*: semilunar; *E*: escafoide, *P*: piramidal.

*(Radiografia por cortesia de Jon Marion, OTR, CHT e Thomas Hitchcock, MD, Marshfield Clinic, Marshfield, Wisconsin).*

A intervenção cirúrgica é muitas vezes necessária em casos de dor intensa, degeneração e perda de função na articulação rádio-ulnar distal e na região ulnar do punho. Uma cirurgia para restaurar a função principalmente na articulação rádio-ulnar distal é o procedimento de Sauve-Kapandji. O primeiro passo da cirurgia é fundir a articulação rádio-ulnar distal instável e dolorosa com a utilização de um parafuso (Fig. 7-36). Em seguida, um pequeno pedaço de 1 cm é removido da ulna em um ponto entre 1 a 2 cm próximo à articulação fundida. Esse espaço resultante forma uma

“pseudo-artrose” (falsa articulação), a qual serve como uma “nova” articulação rádio-ulnar distal. A pronação e a supinação agora podem ocorrer quando o rádio, os ossos do carpo e a ulna distal remanescente giram em conjunto — como uma unidade fixa — sobre a ulna mais proximal. Alguns esforços são normalmente realizados para estabilizar o restante do “coto” proximal da ulna, normalmente por meio da ação do músculo pronador quadrado e do extensor ulnar do carpo.<sup>45</sup> Uma membrana interóssea intacta também fornece estabilidade à ulna proximal.



FIGURA 7-36 Procedimento de Sauve-Kapandji realizado no punho. A articulação radioulnar distal é fundida, e uma pseudoartrose é produzida na ulna.

*(De Burke SL, Higgins J, McClinton MA, et al: Hand and upper extremity rehabilitation: a practical guide, ed 3, St Louis, 2006, Churchill Livingstone.)*

Uma operação de Sauve-Kapandji bem-sucedida normalmente restaura, no mínimo, a função e o movimento sem dor no lado ulnar do punho e no antebraço distal. Juntamente com o CFCT intacto, o segmento distal curto (fundido) da ulna, atua como uma base estável



para o lado ulnar do punho, o qual é especialmente útil durante atividades de levantamento de peso.<sup>11</sup>

Além da degeneração da articulação rádio-ulnar distal e do CFCT, a variação ulnar negativa está muitas vezes associada à *doença de Kienböck*, ou seja, a fragmentação do semilunar (Enfoque Especial 7-1).<sup>71</sup> Assim ocorreu também no caso discutido na Figura 7-35 da paciente em que o rádio projetado mais distalmente acaba comprimindo o semilunar, perpetuando a sua fragmentação e necrose avascular. O tratamento cirúrgico da doença de Kienböck pode envolver o alongamento da ulna, o encurtamento do rádio ou, em casos muito graves, a excisão parcial ou completa da fileira proximal dos ossos do carpo.<sup>71</sup> Esses procedimentos são todos destinados a reduzir o estresse prejudicial sobre o semilunar.

#### ENFOQUE ESPECIAL 7-1 Escafoide e Semilunar: Vulnerabilidade a Lesões e Complicações Clínicas

É provável que tenha sido escrito na literatura médica muito mais sobre o escafoide e o semilunar do que sobre todos os ossos do carpo juntos. Ambos os ossos se encontram inseridos entre duas estruturas rígidas: o antebraço distal e a fileira distal dos ossos do carpo. Como uma noz dentro de um quebra-nozes, o escafoide e o semilunar são vulneráveis a lesões relacionadas à compressão. Como será explicado, não é incomum para ambos os ossos o desenvolvimento de necrose avascular, o que interfere no processo de cicatrização após a ocorrência de fraturas.

#### **O osso escafoide e sua vulnerabilidade a fraturas**

O escafoide está localizado no caminho direto da transmissão de forças através do punho. Por esse motivo, está envolvido em cerca de 60% a 70% de todas as fraturas nos ossos do carpo.<sup>65</sup> Um mecanismo comum para a fratura desse osso é a queda com o antebraço totalmente supinado e com o punho estendido completa e radialmente desviado. Indivíduos

com fratura de escafoide tipicamente apresentam maior sensibilidade na região da “tabaqueira anatômica” do punho. A maioria das fraturas ocorre próxima ou ao redor da “cintura” do escafoide, ou seja, no meio caminho entre os dois polos do osso (Fig. 7-6, A). Devido à maioria dos vasos sanguíneos penetrarem no escafoide pela região distal de sua cintura, fraturas próximas à cintura podem resultar em uma união retardada ou na não consolidação óssea.<sup>21,24</sup> Se a fratura não for tratada, o polo proximal pode desenvolver necrose avascular. Fraturas no polo proximal geralmente exigem cirurgia, seguida de imobilização por pelo menos 12 semanas ou até que haja evidência radiográfica de consolidação. Fraturas no polo distal normalmente não exigem cirurgia, especialmente as sem desvio, e estas exigem apenas entre 5 a 6 semanas de imobilização. O período necessário de imobilização pode variar bastante com base nas circunstâncias específicas do paciente e da fratura.

Muitas vezes, uma fratura no escafoide está associada a outras lesões ao longo do trajeto de suporte de peso do punho e da mão.<sup>44</sup> Lesões associadas envolvem frequentemente fratura e/ou luxação do semilunar, fratura do trapézio e do rádio distal.

### **Doença de Kienböck: necrose avascular do semilunar**

A condição de malácia do semilunar (que significa literalmente “amolecimento do semilunar”) foi primeiramente descrita por Kienböck em 1910.<sup>61</sup> A doença de Kienböck, como é chamada hoje, é descrita como uma desordem ortopédica dolorosa, de causa desconhecida e caracterizada por necrose avascular do semilunar.<sup>71</sup> Um histórico de trauma está frequentemente, mas não universalmente, associado ao surgimento do problema. O trauma pode estar relacionado com uma luxação ou fratura isolada ou com a ocorrência de forças compressivas repetitivas e constantes de baixa intensidade. Ainda não há uma compreensão de como o trauma, a compressão e a necrose avascular estão inter-relacionados na patogênese da doença.<sup>65</sup> Está claro, porém,

que quando a necrose avascular se desenvolve, o semilunar muitas vezes se torna fragmentado e reduzido, o que pode alterar a sua relação com os outros ossos do carpo adjacentes (Fig. 7-6, B).<sup>2</sup> Em casos mais graves, o semilunar pode desmoronar totalmente, interrompendo a cinemática e a cinética do punho como um todo. Isso tende a ocorrer mais frequentemente com indivíduos envolvidos em trabalhos manuais, como com os operadores de martelo pneumático, por exemplo.

O tratamento da doença de Kienböck pode ser conservador ou radical, dependendo da quantidade de limitação funcional e dor, bem como da progressão da doença. Nas formas relativamente brandas da doença, antes do semilunar se fragmentar e se tornar esclerosado, o tratamento pode envolver a imobilização por meio de gesso ou tala.<sup>71</sup> Se a doença progride, o comprimento da ulna ou do rádio podem ser cirurgicamente alterados como um meio para reduzir o estresse de contato no semilunar.<sup>71</sup> Em casos mais avançados, o tratamento pode incluir uma fusão parcial de alguns ossos do carpo selecionados, a excisão do semilunar ou a carpectomia da fileira proximal.<sup>9,21</sup>

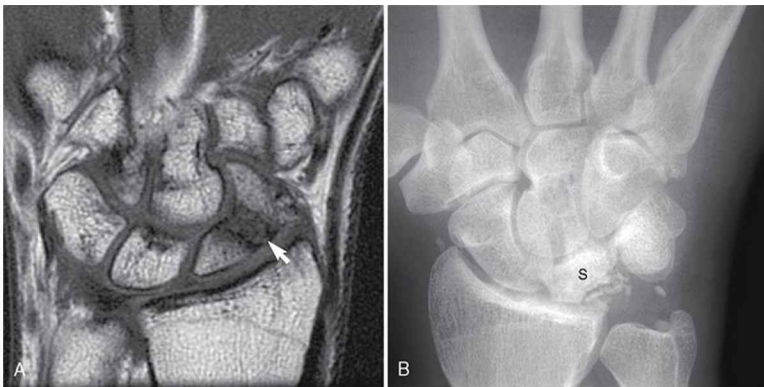


FIGURA 7-6 A, Um plano frontal (coronal) de uma imagem de ressonância magnética ponderada em T1 do punho de um paciente apresentando fratura do escafoide na região de sua cintura. B, Uma visualização ântero-posterior de uma radiografia do punho de um paciente com doença de Kienböck. Observe que o semilunar (S) se apresenta

esclerosado, malformado e fragmentado.

(De Helms CA: *Fundamentals of skeletal radiology, ed 3, Philadelphia, 2005, Elsevier.*)

## **REFERÊNCIAS**

---

- 1 Alfredson H, Ljung BO, Thorsen K, Lorentzon R. In vivo investigation of ECRB tendons with microdialysis technique—no signs of inflammation but high amounts of glutamate in tennis elbow. *Acta Orthop Scand.* 2000;71:475-479.
- 2 Allan CH, Joshi A, Lichtman DM. Kienböck's disease: diagnosis and treatment. *J Am Acad Orthop Surg.* 2001;9:128-136.
- 3 Arimitsu S, Murase T, Hashimoto J, et al. A three-dimensional quantitative analysis of carpal deformity in rheumatoid wrists. *J Bone Joint Surg [Br].* 2007;89:490-494.
- 4 Ashe MC, McCauley T, Khan KM. Tendinopathies in the upper extremity: A paradigm shift. *J Hand Ther.* 2004;17:329-334.
- 5 Bathala EA, Murray PM. Long-term follow-up of an undiagnosed trans-scaphoid perilunate dislocation demonstrating articular remodeling and functional adaptation. *J Hand Surg [Am].* 2007;32:1020-1023.
- 6 Berger RA. The anatomy of the ligaments of the wrist and distal radioulnar joints. *Clin Orthop Relat Res.* 2001;383:32-40.
- 7 Berger RA. The anatomy of the scaphoid. *Hand Clin.* 2001;17:525-532.
- 8 Blackwell JR, Cole KJ. Wrist kinematics differ in expert and novice tennis players performing the backhand stroke: Implications for tennis elbow. *J Biomech.* 1994;27:509-516.
- 9 Blankenhorn BD, Pfaeffle HJ, Tang P, et al. Carpal kinematics after proximal row carpectomy. *J Hand Surg [Am].* 2007;32:37-46.
- 10 Bunata RE, Brown DS, Capelo R. Anatomic factors related to the cause of

- tennis elbow. *J Hand Surg [Am]*. 2007;89:1955-1963.
- 11 Carter PB, Stuart PR. The Sauve-Kapandji procedure for post-traumatic disorders of the distal radio-ulnar joint. *J Bone Joint Surg [Br]*. 2000;82:1013-1018.
  - 12 Cavaliere CM, Chung KC. A systematic review of total wrist arthroplasty compared with total wrist arthrodesis for rheumatoid arthritis. *Plast Reconstr Surg*. 2008;122:813-825.
  - 13 Chidgey LK, Dell PC, Bittar ES, Spanier SS. Histologic anatomy of the triangular fibrocartilage. *J Hand Surg [Am]*. 1991;16:1084-1100.
  - 14 Dacho AK, Baumeister S, Germann G, Sauerbier M. Comparison of proximal row carpectomy and midcarpal arthrodesis for the treatment of scaphoid nonunion advanced collapse (SNAC-wrist) and scapholunate advanced collapse (SLAC-wrist) in stage II. *J Plast Reconstr Aesthet Surg*. 2008;61:1210-1218.
  - 15 de Lange A, Kauer JM, Huiskes R. Kinematic behavior of the human wrist joint: A roentgen-stereophotogrammetric analysis. *J Orthop Res*. 1985;3:56-64.
  - 16 DeFrate LE, Li G, Zayontz SJ, Herndon JH. A minimally invasive method for the determination of force in the interosseous ligament. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2001;16:895-900.
  - 17 Delp SL, Grierson AE, Buchanan TS. Maximum isometric moments generated by the wrist muscles in flexion-extension and radial-ulnar deviation. *J Biomech*. 1996;29:1371-1375.
  - 18 Dobyns JH, Cooney WP. Classification of carpal instability. In: Cooney WP, Linscheid R, Dobyns JH, editors. *The Wrist*. St Louis: Mosby, 1998.
  - 19 Ferreres A, Suso S, Ordi J, et al. Wrist denervation. Anatomical considerations. *J Hand Surg [Br]*. 1995;20:761-768.
  - 20 Friedman SL, Palmer AK, Short WH, et al. The change in ulnar variance with grip. *J Hand Surg [Am]*. 1993;18:713-716.
  - 21 Frykman GK, Kroop WE. Fractures and traumatic conditions of the wrist.

In Hunter JM, Mackin EJ, Callahan AD, editors: *Rehabilitation of the hand: surgery and therapy*, ed 4, St Louis: Mosby, 1995.

- 22 Garcia-Elias M. Soft-tissue anatomy and relationships about the distal ulna. *Hand Clin.* 1998;14:165-176.
- 23 Gardner MJ, Crisco JJ, Wolfe SW. Carpal kinematics. *Hand Clin.* 2006;22:413-420.
- 24 Gelberman RH, Gross MS. The vascularity of the wrist. Identification of arterial patterns at risk. *Clin Orthop Relat Res.* 1986;202:40-49.
- 25 Gofton WT, Gordon KD, Dunning CE, et al. Soft-tissue stabilizers of the distal radioulnar joint: an in vitro kinematic study. *J Hand Surg [Am].* 2004;29:423-431.
- 26 Gray DJ, Gardner E. The innervation of the joints of the wrist and hand. *Anat Rec.* 1965;151:261-266.
- 27 Gupta A, Moosawi NA. How much can carpus rotate axially? An in vivo study. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2005;20:172-176.
- 28 Hagert E, Ljung BO, Forsgren S. General innervation pattern and sensory corpuscles in the scapholunate interosseous ligament. *Cells Tissues Organs.* 2004;177:47-54.
- 29 Holzbaur KR, Delp SL, Gold GE, Murray WM. Moment-generating capacity of upper limb muscles in healthy adults. *J Biomech.* 2007;40:2442-2449.
- 30 Inman VT, Saunders JB. Referred pain from skeletal structures. *J Nerv Ment Dis.* 1944;99:660-667.
- 31 Ishii S, Palmer AK, Werner FW, et al. An anatomic study of the ligamentous structure of the triangular fibrocartilage complex. *J Hand Surg [Am].* 1998;23:977-985.
- 32 Iwamoto A, Morris RP, Andersen C, et al. An anatomic and biomechanical study of the wrist extensor retinaculum septa and tendon compartments. *J Hand Surg [Am].* 2006;31:896-903.
- 33 Jung JM, Baek GH, Kim JH, et al. Changes in ulnar variance in relation

- to forearm rotation and grip. *J Bone Joint Surg Br.* 2001;83:1029-1033.
- 34 Kauer JM. The mechanism of the carpal joint. *Clin Orthop Relat Res.* 1986;202:16-26.
- 35 Kaufmann R, Pfaeffle J, Blankenhorn B, et al. Kinematics of the midcarpal and radiocarpal joints in radioulnar deviation: an in vitro study. *J Hand Surg [Am].* 2005;30:937-942.
- 36 Kihara H, Palmer AK, Werner FW, et al. The effect of dorsally angulated distal radius fractures on distal radioulnar joint congruency and forearm rotation. *J Hand Surg [Am].* 1996;21:40-47.
- 37 Kobayashi M, Berger RA, Nagy L, et al. Normal kinematics of carpal bones: A three-dimensional analysis of carpal bone motion relative to the radius. *J Biomech.* 1997;30:787-793.
- 38 Kraushaar BS, Nirschl RP. Tendinosis of the elbow (tennis elbow). Clinical features and findings of histological, immunohistochemical, and electron microscopy studies. *J Bone Joint Surg [Am].* 1999;81:259-278.
- 39 Kuo CE, Wolfe SW. Scapholunate instability: current concepts in diagnosis and management. *J Hand Surg [Am].* 2008;33:998-1013.
- 40 Lehmkuhl LD, Smith LK. Brunnstrom's clinical kinesiology, ed 4. Philadelphia: FA Davis, 1983.
- 41 Li ZM, Kuxhaus L, Fisk JA, Christophel TH. Coupling between wrist flexion-extension and radial-ulnar deviation. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2005;20:177-183.
- 42 Linscheid RL. Kinematic considerations of the wrist. *Clin Orthop Relat Res.* 1986;202:27-39.
- 43 MacConaill MA, Basmajian JV. Muscles and movements: a basis for human kinesiology. New York: Robert E. Krieger, 1977.
- 44 Majima M, Horii E, Matsuki H, et al. Load transmission through the wrist in the extended position. *J Hand Surg [Am].* 2008;33:182-188.
- 45 Minami A, Kato H, Iwasaki N. Modification of the Sauve-Kapandji

- procedure with extensor carpi ulnaris tenodesis. *J Hand Surg [Am]*. 2000;25:1080-1084.
- 46 Mitsuyasu H, Patterson RM, Shah MA, et al. The role of the dorsal intercarpal ligament in dynamic and static scapholunate instability. *J Hand Surg [Am]*. 2004;29:279-288.
- 47 Moojen TM, Snel JG, Ritt MJ, et al. In vivo analysis of carpal kinematics and comparative review of the literature. *J Hand Surg [Am]*. 2003;28:81-87.
- 48 Moojen TM, Snel JG, Ritt MJ, et al. Three-dimensional carpal kinematics in vivo. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2002;17:506-514.
- 49 Moore DC, Crisco JJ, Trafton TG, Leventhal EL. A digital database of wrist bone anatomy and carpal kinematics. *J Biomech*. 2007;40:2537-2542.
- 50 Moritomo H, Apergis EP, Herzberg G, et al. 2007 IFSSH committee report of wrist biomechanics committee: biomechanics of the so-called dart-throwing motion of the wrist. *J Hand Surg [Am]*. 2007;32:1447-1453.
- 51 Moritomo H, Murase T, Goto A, et al. Capitate-based kinematics of the midcarpal joint during wrist radioulnar deviation: an in vivo three-dimensional motion analysis. *J Hand Surg [Am]*. 2004;29:668-675.
- 52 Neumann DA: *Observations from cineradiography analysis*, 2000, unpublished work.
- 53 Nirschl RP, Pettrone FA. Tennis elbow. The surgical treatment of lateral epicondylitis. *J Bone Joint Surg [Am]*. 1979;61:832-839.
- 54 Nishiwaki M, Nakamura T, Nagura T, et al. Ulnar-shortening effect on distal radioulnar joint pressure: A biomechanical study. *J Hand Surg [Am]*. 2008;33:198-205.
- 55 Nowalk MD, Logan SE. Distinguishing biomechanical properties of intrinsic and extrinsic human wrist ligaments. *J Biomech Eng*. 1991;113:85-93.
- 56 O'Driscoll SW, Horii E, Ness R, et al. The relationship between wrist



position, grasp size, and grip strength. *J Hand Surg [Am]*. 1992;17:169-177.

- 57 Palmer AK, Glisson RR, Werner FW. Ulnar variance determination. *J Hand Surg [Am]*. 1982;7:376-379.
- 58 Palmer AK, Werner FW. Biomechanics of the distal radioulnar joint. *Clin Orthop Relat Res*. 1984;187:26-35.
- 59 Park MJ, Cooney WP3rd, Hahn ME, et al. The effects of dorsally angulated distal radius fractures on carpal kinematics. *J Hand Surg [Am]*. 2002;27:223-232.
- 60 Patterson RM, Nicodemus CL, Viegas SF, et al. High-speed, three-dimensional kinematic analysis of the normal wrist. *J Hand Surg [Am]*. 1998;23:446-453.
- 61 Peltier LF. The classic. Concerning traumatic malacia of the lunate and its consequences: degeneration and compression fractures. Translation of 1910 article. Privatdozent Dr. Robert Kienbock. *Clin Orthop Relat Res*. 1980;150:4-8.
- 62 Potter HG, Hannafin JA, Morwessel RM, et al. Lateral epicondylitis: Correlation of MR imaging, surgical, and histopathologic findings. *Radiology*. 1995;196:43-46.
- 63 Radonjic D, Long C. Kinesiology of the wrist. *Am J Phys Med*. 1971;50:57-71.
- 64 Ritt MJ, Stuart PR, Berglund LJ, et al. Rotational stability of the carpus relative to the forearm. *J Hand Surg [Am]*. 1995;20:305-311.
- 65 Ruby LK. Fractures and dislocations of the carpus. Browner BD, Jupiter JB, Levine AM, editors. *Skeletal trauma: fractures, dislocations, ligamentous injuries*, ed 2, vol 2. Philadelphia: Saunders, 1998.
- 66 Ruby LK, Cooney WP3rd, An KN, et al. Relative motion of selected carpal bones: a kinematic analysis of the normal wrist. *J Hand Surg [Am]*. 1988;13:1-10.
- 67 Ryu JY, Cooney WP3rd, Askew LJ, et al. Functional ranges of motion of the wrist joint. *J Hand Surg [Am]*. 1991;16:409-419.

- 68 Safaee-Rad R, Shwedyk E, Quanbury AO, Cooper JE. Normal functional range of motion of upper limb joints during performance of three feeding activities. *Arch Phys Med Rehabil.* 1990;71:505-509.
- 69 Sarrafian SK, Melamed JL, Goshgarian GM. Study of wrist motion in flexion and extension. *Clin Orthop Relat Res.* 1977;Jul-126:153-159.
- 70 Savelberg HH, Kooloos JG, de Lange A, et al. Human carpal ligament recruitment and three-dimensional carpal motion. *J Orthop Res.* 1991;9:693-704.
- 71 Schuind F, Eslami S, Ledoux P. Kienböck's disease. *J Bone Joint Surg Br.* 2008;90:133-139.
- 72 Schuind FA, Linscheid RL, An KN, Chao EY. A normal data base of posteroanterior roentgenographic measurements of the wrist. *J Bone Joint Surg Am.* 1992;74:1418-1429.
- 73 Shaaban H, Giakas G, Bolton M, et al. Contact area inside the distal radioulnar joint: effect of axial loading and position of the forearm. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2007;22:313-318.
- 74 Shepherd DE, Johnstone A. A new design concept for wrist arthroplasty. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. 2005; Part H. *J Eng Med.* 2005;219:43-52.
- 75 Shin AY, Battaglia MJ, Bishop AT. Lunotriquetral instability: diagnosis and treatment. *J Am Acad Orthop Surg.* 2000;8:170-179.
- 76 Short WH, Werner FW, Green JK, Masaoka S. Biomechanical evaluation of ligamentous stabilizers of the scaphoid and lunate. *J Hand Surg [Am].* 2002;27:991-1002.
- 77 Short WH, Werner FW, Green JK, et al. The effect of sectioning the dorsal radiocarpal ligament and insertion of a pressure sensor into the radiocarpal joint on scaphoid and lunate kinematics. *J Hand Surg [Am].* 2002;27:68-76.
- 78 Standring S. Gray's anatomy: The anatomical basis of clinical practice, ed 40. St Louis: Elsevier, 2009.
- 79 Sun JS, Shih TT, Ko CM, et al. In vivo kinematic study of normal wrist

- motion: an ultrafast computed tomographic study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2000;15:212-216.
- 80 Taleisnik J. The ligaments of the wrist. In: Taleisnik J, editor. *The wrist*. New York: Churchill Livingstone, 1985.
- 81 Tang JB, Ryu J, Omokawa S, Wearden S. Wrist kinetics after scapholunate dissociation: the effect of scapholunate interosseous ligament injury and persistent scapholunate gaps. *J Orthop Res*. 2002;20:215-221.
- 82 Thompson NW, Mockford BJ, Rasheed T, Herbert KJ. Functional absence of flexor digitorum superficialis to the little finger and absence of palmaris longus—is there a link? *J Hand Surg [Br]*. 2002;27:433-434.
- 83 Tolbert JR, Blair WF, Andrews JG, Crowninshield RD. The kinetics of normal and prosthetic wrists. *J Biomech*. 1985;18:887-897.
- 84 Trudel D, Duley J, Zastrow I, et al. Rehabilitation for patients with lateral epicondylitis: A systematic review. *J Hand Ther*. 2004;17:243-266.
- 85 Viegas SF. The dorsal ligaments of the wrist. *Hand Clin*. 2001;17:65-75.
- 86 Viegas SF, Yamaguchi S, Boyd NL, Patterson RM. The dorsal ligaments of the wrist: anatomy, mechanical properties, and function. *J Hand Surg [Am]*. 1999;24:456-468.
- 87 Waugh EJ. Lateral epicondylalgia or epicondylitis: What's in a name? *J Orthop Sports Phys Ther*. 2005;35:200-202.
- 88 Weaver L, Tencer AF, Trumble TE. Tensions in the palmar ligaments of the wrist. I. The normal wrist. *J Hand Surg [Am]*. 1994;19:464-474.
- 89 Werner FW, Palmer AK, Fortino MD, Short WH. Force transmission through the distal ulna: effect of ulnar variance, lunate fossa angulation, and radial and palmar tilt of the distal radius. *J Hand Surg [Am]*. 1992;17:423-428.
- 90 Werner FW, Short WH, Fortino MD, Palmer AK. The relative contribution of selected carpal bones to global wrist motion during simulated planar and out-of-plane wrist motion. *J Hand Surg [Am]*.

1997;22:708-713.

- 91 Werner FW, Short WH, Green JK, et al. Severity of scapholunate instability is related to joint anatomy and congruency. *J Hand Surg [Am]*. 2007;32:55-60.
- 92 Wolfe SW, Crisco JJ, Katz LD. A non-invasive method for studying in vivo carpal kinematics. *J Hand Surg [Br]*. 1997;22:147-152.
- 93 Yoshioka H, Tanaka T, Ueno T, et al. Study of ulnar variance with high-resolution MRI: correlation with triangular fibrocartilage complex and cartilage of ulnar side of wrist. *J Magn Reson Imaging*. 2007;26:714-719.
- 94 Youm Y, McMurthy RY, Flatt AE, Gillespie TE. Kinematics of the wrist. I. An experimental study of radial-ulnar deviation and flexion-extension. *J Bone Joint Surg Am*. 1978;60:423-431.

## QUESTÕES PARA ESTUDO

- 1 Como o tendão do flexor radial do carpo alcança a base dos ossos metacárpicos sem realmente entrar no túnel do carpo?
- 2 Cite alguns fatores que justifiquem a maior amplitude do desvio ulnar, em comparação com o desvio radial do punho.
- 3 Suponha que um trauma associado a uma fratura distal do rádio produziu uma *inclinação dorsal* permanente de 25 graus do rádio distal (Fig. 7-4, B). Quais prováveis prejuízos funcionais que podem resultar desse desalinhamento?
- 4 Descreva o modelo da artrocinemática para flexão e extensão na articulação radiocárpica.
- 5 Justifique a importância do osso capitato em relação à osteocinemática de todo o punho e mão.
- 6 As questões a seguir são baseadas nos dados apresentados na Figura 7-24:
  - a Qual músculo seria capaz de produzir o maior torque de

flexão no punho: o flexor radial do carpo ou o flexor superficial dos dedos?

b Qual músculo tem o braço de momento mais longo para o torque do desvio ulnar?

c Qual músculo é o antagonista *mais* direto do flexor ulnar do carpo?

7 Quais são os dois tendões do polegar que partilham o mesmo túnel fibroso dentro do retículo extensor do punho?

8 Qual o papel do escafoide em fornecer estabilidade mecânica ao semilunar?

9 Como você alongaria ao *máximo* o músculo extensor radial longo do carpo?

10 Quais ligamentos extrínsecos resistiriam naturalmente a uma translocação ulnar do carpo?

11 Um paciente sofreu um trauma grave no rádio proximal e na membrana interóssea adjacente, o qual necessitou de uma ressecção parcial da cabeça do rádio. Descreva possíveis prejuízos funcionais ou patologias que podem resultar de uma subsequente migração proximal de 6 a 7 mm do rádio.

12 Quais ossos do carpo normalmente *não* entram em contato com o osso capitato?

13 Compare as relações articulares do tipo convexo-côncavas que existem no interior dos compartimentos medial e lateral da *articulação mediocárpica* do punho. Descreva como essas relações afetam a artrocinemática da articulação durante a flexão e a extensão.

14 Liste todos os músculos que apresentam uma fixação proximal total ou parcial no epicôndilo lateral do úmero. Qual nervo inerva todos esses músculos?

15 Descreva a interação muscular entre o flexor ulnar do carpo e

o flexor radial do carpo durante a flexão ativa do punho.

*As respostas a essas questões para estudo podem ser encontradas no final do livro.*

---

\* Referências 23, 48, 49, 60, 70, 90

\*\* Referências 15, 34, 47, 67, 79, 92

---

# CAPÍTULO 8

## Mão

**DONALD A. NEUMANN, PT, PhD,  
FAPTA**

### VISÃO GERAL DO CAPÍTULO

#### **TERMINOLOGIA,**

#### **OSTEOLOGIA,**

**Metacarpos,**

**Falanges,**

**Arcos da Mão,**

#### **ARTROLOGIA,**

#### **Articulações Carpometacarpianas,**

Segunda a Quinta Articulações Carpometacarpianas,

Articulação Carpometacarpiana do Polegar,

#### **Articulações Metacarpofalangeanas,**

Dedos,

Polegar,

#### **Articulações Interfalangeanas,**

Dedos,

Polegar,

#### **INTERAÇÃO DOS MÚSCULOS E ARTICULAÇÕES,**

**Inervação de Músculos, Pele e Articulações da**

**Mão,**

Inervação dos Músculos e da Pele,  
Inervação Sensitiva das Articulações,

**Função Muscular da Mão,**

Flexores Extrínsecos dos Dedos,  
Extensores Extrínsecos dos Dedos,  
Extensores Extrínsecos do Polegar,  
Músculos Intrínsecos da Mão,

**Interação dos Músculos Extrínsecos e Intrínsecos dos Dedos,**

Abertura da Mão: Extensão dos Dedos,  
Fechamento da Mão: Flexão dos Dedos,

**A MÃO COMO UM ÓRGÃO EFETOR,**

**DEFORMIDADES ARTICULARES TIPICAMENTE**

**CAUSADAS PELA ARTRITE REUMATOIDE,**

**Deformidade em Zigue-zague do Polegar,**

**Destruição das Articulações Metacarpofalangeanas dos Dedos,**

Luxação Palmar da Articulação  
Metacarpofalangeana,

Desvioulnar,

**Deformidades em Zigue-zague dos Dedos,**

Deformidade em Pescoço de Cisne,

Deformidade em Botoeira,

**SINOPSE,**

**CONEXÕES CLÍNICAS ADICIONAIS,**

**REFERÊNCIAS,**

**QUESTÕES PARA ESTUDO,**

Assim como o olho, a mão serve como um importante



órgão sensível para a percepção do ambiente ao redor do indivíduo (Fig. 8-1). A mão é também um dos principais órgãos efetores dos nossos comportamentos motores mais complexos, e ajuda a expressar emoções através de gestos, contato, música e arte.



---

**FIGURA 8-1** Existe uma relação funcional muito forte entre a

mão e os olhos.

Vinte e nove músculos impulsionam os 19 ossos e as 19 articulações da mão. Biomecanicamente, essas estruturas interagem com excelente proficiência. A mão pode ser usada de uma maneira muito primitiva, como um gancho ou uma clava, ou, mais frequentemente, como um instrumento altamente especializado que efetua manipulações muito complexas, exigindo múltiplos níveis de força e precisão.

Em virtude da enorme complexidade biomecânica da mão, sua função envolve uma região desproporcionalmente grande do córtex cerebral (Fig. 8-2). Doenças ou lesões que afetam a mão criam frequentemente uma incapacidade desproporcional. Uma mão totalmente incapacitada por artrite reumatoide, acidente vascular cerebral ou lesão nervosa ou óssea, por exemplo, pode reduzir dramaticamente a função do membro superior inteiro. Este capítulo descreve os princípios cinesiológicos por trás de muitos dos comprometimentos musculoesqueléticos da mão frequentemente encontrados em contextos médicos e de reabilitação. Esses princípios frequentemente servem de base para o tratamento.

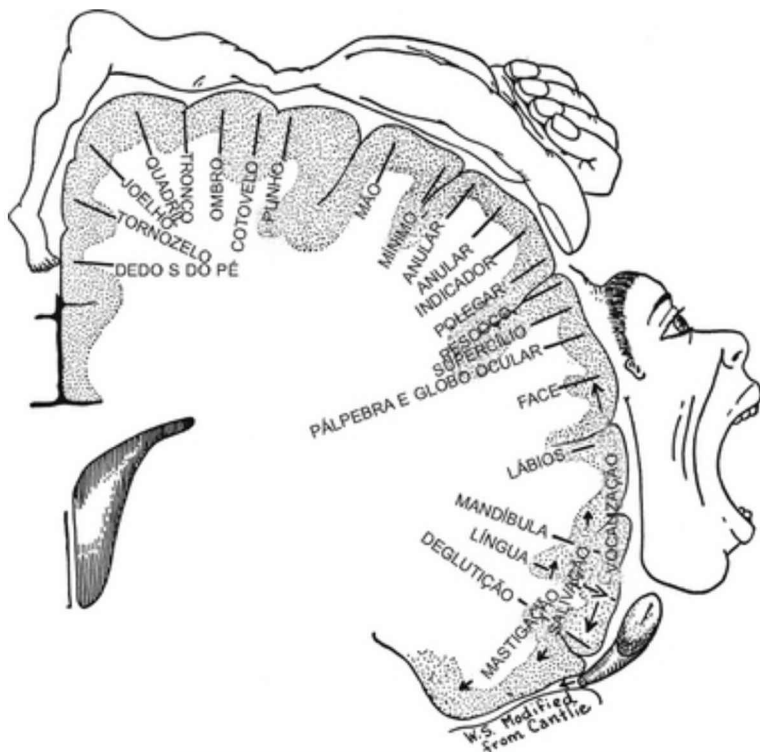


FIGURA 8-2 Um homúnculo motor do cérebro mostrando a representação somatotópica das partes do corpo. O homúnculo sensitivo do cérebro humano possui uma representação semelhante.

(De: Penfield and Rosnussen: *Cerebral cortex of man*, New York, Macmillan, 1950.)

## **TERMINOLOGIA**

O punho, ou carpo, possui oito ossos carpais. A mão tem cinco metacarpos, muitas vezes chamados coletivamente “metacarpo”. Cada um dos cinco dedos contém um conjunto de falanges. Os dedos são designados

numericamente de um a cinco, ou como polegar e dedos indicador, médio, anular e mínimo (Fig. 8-3, A). Um *raio* descreve um osso metacárpico e suas falanges associadas.

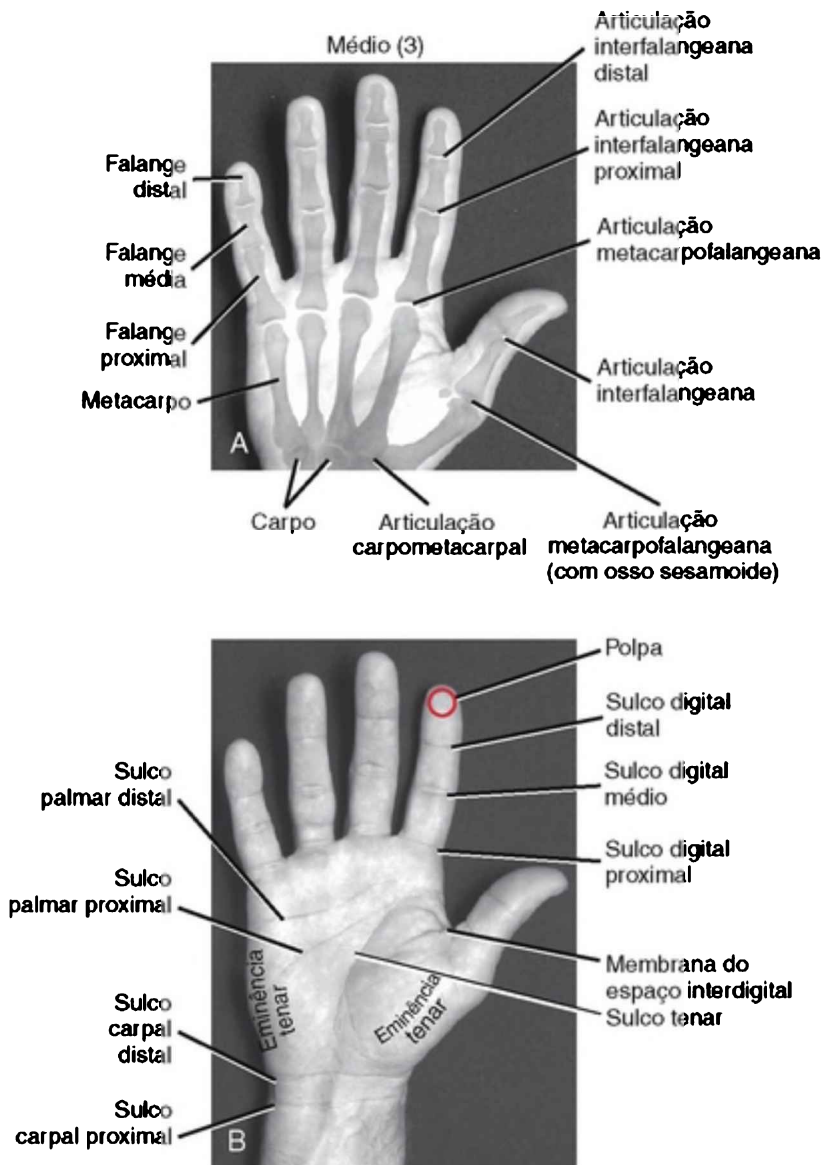


FIGURA 8-3 Visão palmar da anatomia básica da mão. **A**, Principais ossos e articulações. **B**, Marcos externos.

As articulações entre a extremidade proximal dos

metacarpos e a fileira distal de ossos carpais formam as *articulações carpometacarpianas* (CMC) (Fig. 8-3, A). As articulações entre os metacarpos e as falanges proximais formam as *articulações metacarpofalangeanas* (MCF). Cada dedo tem duas *articulações interfalangeanas*: uma articulação interfalangeana proximal (IFP) e uma articulação interfalangeana distal (IFD). O polegar possui apenas duas falanges e, portanto, somente uma articulação interfalangeana (IF).

### Articulações Comuns a cada “Raio” da Mão

- Articulação carpometacarpiana (CMC)
- Articulação metacarpofalangeana (MCF)
- Articulações interfalangeanas (IF)
  - O polegar tem uma articulação IF
  - Os dedos têm uma articulação interfalangeana proximal (IFP) e uma articulação interfalangeana distal (IFD)

A Figura 8-3, B, mostra várias características da anatomia externa da mão. Note os *sulcos palmares*, ou linhas, que existem na pele da palma. Elas funcionam como “dobradiças” da derme, marcando onde a pele se dobra sobre si própria durante o movimento e aumentando a aderência da pele palmar para intensificar a segurança da preensão. A localização dos sulcos também serve como uma referência clínica útil da anatomia subjacente. Na face palmar (anterior) do punho, situam-se os *sulcos carpais* proximal e distal. É de interesse clínico o fato de que o sulco palmar distal marca a localização da margem proximal do ligamento carpal transversal subjacente. O

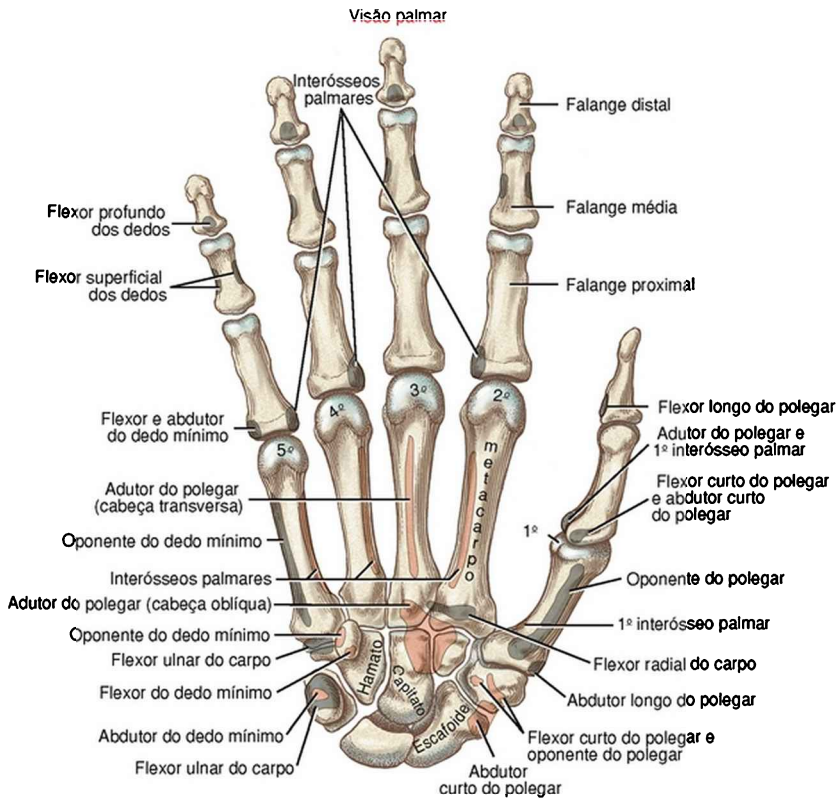
*sulco tenar* é formado pelo dobramento da derme quando o polegar é movido cruzando a palma. Os *sulcos digitais* proximais são localizados distalmente à linha articular real das articulações MCF. Os sulcos digitais distal e médio são superficiais às articulações IFD e IFP, respectivamente.

## **OSTEOLOGIA**

### **Metacarpos**

Os metacarpos, como os dedos, são designados numericamente de um a cinco, começando no lado radial (lateral).

Cada metacarpo possui características anatômicas semelhantes (Figs. 8-4 e 8-5). O primeiro metacarpo (o do polegar) é o mais curto e o mais forte; o segundo é usualmente o mais longo, e o comprimento dos três ossos restantes diminui na direção de radial a ulnar (medial).



**FIGURA 8-4** Visão palmar dos ossos de punho e mão direitos. Inserções proximais de músculos estão indicadas em ocre e inserções distais em cinza.



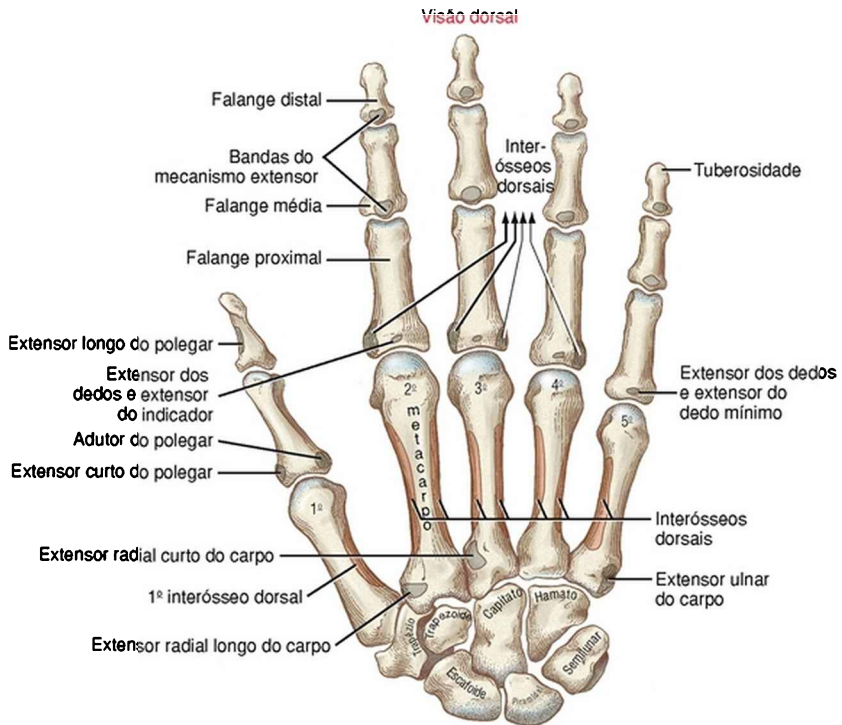


FIGURA 8-5 Visão dorsal dos ossos do punho e mão direitos. Inserções proximais de músculos estão indicadas em ocre e inserções distais em cinza.

### Características Osteológicas de um Metacarpo

- Diáfise
- Base
- Cabeça
- Colo
- Tubérculos posteriores

Cada metacarpo tem uma *diáfise* alongada com

superfícies articulares em cada extremo (Fig. 8-6). A superfície palmar da diáfise é ligeiramente côncava longitudinalmente para acomodar muitos músculos e tendões nessa região. Sua extremidade proximal, ou *base*, articula-se com um ou mais dos ossos carpais. As bases do segundo ao quinto metacarpos possuem pequenas facetas para articulação com bases metacárpicas adjacentes.

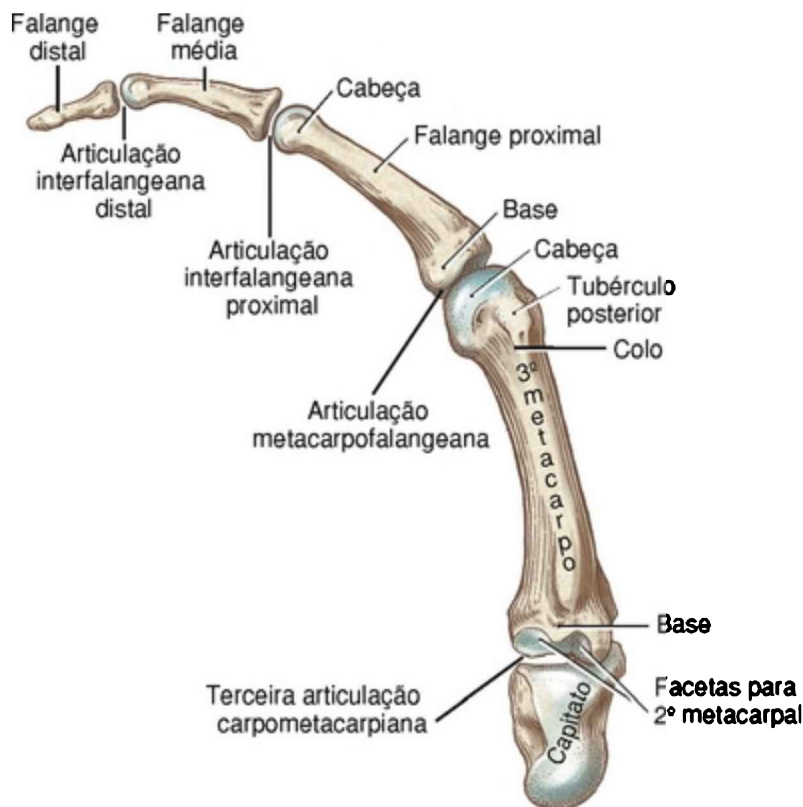


FIGURA 8-6 Visão radial dos ossos do terceiro raio (metacarpo e falanges associadas), incluindo o osso capitato do carpo.

A extremidade distal de cada metacarpo tem uma grande *cabeça* convexa. As cabeças do segundo ao quinto metacarpos são evidentes como “nós” no lado dorsal de um punho cerrado. Imediatamente proximal à cabeça situa-se o *colo* metacárpico — um local comum de fratura, especialmente do quinto dedo. Um par de *tubérculos posteriores* marca os locais de fixação dos ligamentos colaterais das articulações MCF.

Com a mão em repouso na posição anatômica, o metacarpo do polegar está orientado em um plano diferente dos outros dedos. O segundo ao quinto metacarpos estão alinhados geralmente lado a lado, com suas superfícies palmares anteriores. A posição do metacarpo do polegar, no entanto, é rodada quase 90° medialmente (*i.e.*, internamente) em relação aos outros dedos (Fig. 8-3). A rotação posiciona a superfície palmar do polegar — muito sensível — *na direção* da linha mediana da mão. A preensão ideal depende de o polegar flexionar em um plano que intercepta o plano dos dedos flexionando-se, em vez de lhe ser paralelo. Além disso, o metacarpo do polegar é posicionado muito anteriormente, ou de maneira palmar, aos outros metacarpos (Fig. 7-14). Essa posição do primeiro metacarpo e do trapézio é fortemente influenciada pela projeção palmar do polo distal do escafoide.

A localização do primeiro metacarpo permite que o polegar inteiro se movimente livremente transversalmente à palma na direção dos dedos. Virtualmente todos os movimentos de preensão, desde pinçamento até manipulação de precisão, exigem que o polegar interaja com os dedos. Na ausência de um polegar sadio e móvel, a função global da mão é substancialmente reduzida.

O polegar rodado medialmente exige uma terminologia específica para descrever seu movimento e sua posição. Na posição anatômica, a superfície dorsal dos ossos do polegar (*i.e.*, a superfície na qual reside a unha do polegar) aponta lateralmente (Fig. 8-7, A superfície palmar, portanto, aponta medialmente; a superfície radial, anteriormente; e a superfície ulnar posteriormente. A terminologia para descrever as superfícies dos ossos carpais e de todos os outros ossos digitais é padrão: uma superfície palmar aponta anteriormente, uma superfície radial aponta lateralmente e assim por diante.

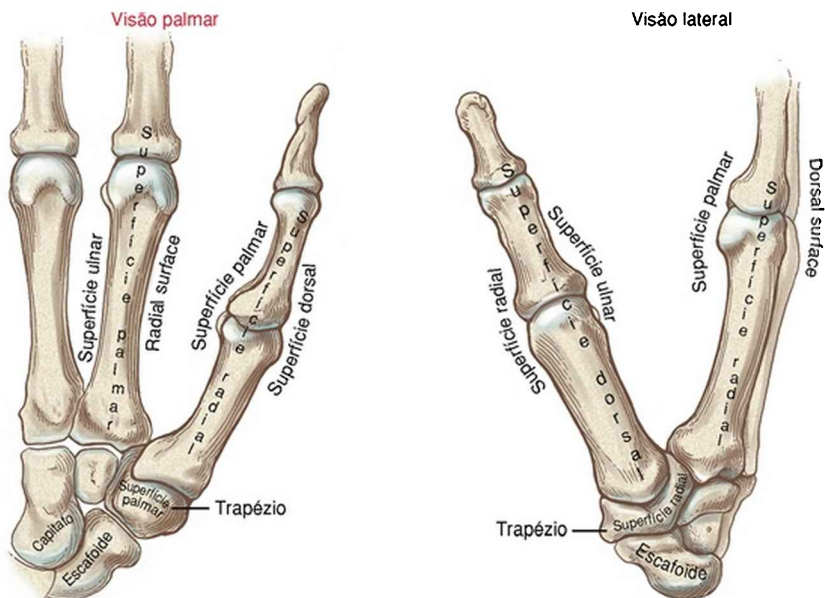


FIGURA 8-7 Visões palmar e lateral da mão mostrando a orientação das superfícies ósseas do polegar direito. Observar que os ossos do polegar estão rodados aproximadamente 90° em relação aos outros ossos do punho e a mão.

## Falanges

A mão possui 14 falanges (da raiz grega *phalanx*, uma linha de soldados). As falanges dentro de cada dedo são denominadas *proximal*, *média* e *distal* (Fig. 8-3, A). O polegar tem somente uma falange proximal e uma distal.

### Características Osteológicas de uma Falange

- Base
- Diáfise
- Cabeça (falanges proximal e média apenas)
- Tuberosidade (falange distal apenas)

Exceto por diferenças em tamanhos, todas as falanges de um dedo em particular possuem morfologia semelhante (Fig. 8-5). As falanges proximal e média de cada dedo têm *base* e *diáfise* côncavas e *cabeça* convexa. Assim como nos metacarpos, suas superfícies palmares são levemente côncavas longitudinalmente. A falange distal de cada dedo tem uma base côncava. Em sua extremidade distal há uma *tuberosidade* arredondada que ancora a polpa carnuda de tecido mole à extremidade óssea de cada dedo.

## Arcos da Mão

Observe a concavidade natural da superfície palmar de sua mão relaxada. O seu controle permite à mão humana agarrar firmemente e manipular objetos de muitas e variadas formas e tamanhos. Essa concavidade palmar é suportada por três sistemas de arcos integrados: dois transversos e um longitudinal (Fig. 8-8). O *arco transverso*

*proximal* é formado pela fileira distal de ossos carpais. Ele é um arco estático, rígido, que forma o *túnel do carpo* (Cap. 7). Semelhante à maioria dos arcos em edifícios e pontes, os arcos da mão são suportados por uma estrutura com uma *pedra angular* central. O osso capitato é a pedra angular do arco transversal proximal, reforçado por múltiplos contatos com outros ossos e fortes ligamentos intercarpianos.

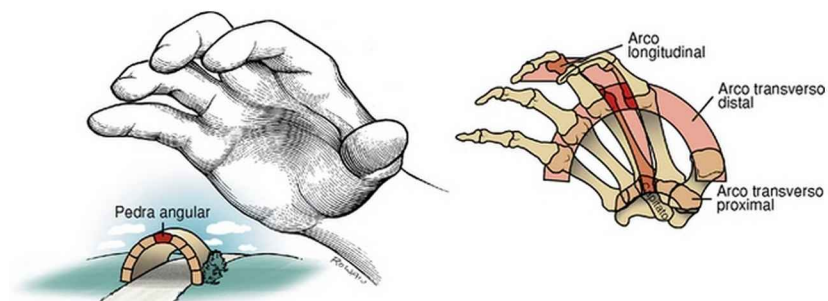


FIGURA 8-8 A concavidade natural da palma da mão é suportada por três sistemas de arcos integrados: um longitudinal e dois transversos.

O *arco transversal distal* da mão passa através das articulações MCF. Em contraste com a rigidez do arco proximal, os lados do arco distal são móveis. Para apreciar essa mobilidade, imagine transformar sua mão de uma superfície completamente plana para uma superfície em forma de xícara que circunda uma bola de beisebol. A flexibilidade transversal dentro da mão ocorre à medida que os metacarpos periféricos (primeiro, quarto e quinto) “se dobram” em torno dos metacarpos centrais (segundo e terceiro), que são mais estáveis. A pedra angular do arco transversal distal é formada pelas articulações MCF desses

metacarpos centrais.

O *arco longitudinal* da mão segue a forma geral do segundo e terceiro raios. O extremo proximal desse arco está ligado firmemente ao carpo pelas articulações carpometacarpianas (CMC). Essas articulações relativamente rígidas fornecem um elemento importante de estabilidade longitudinal à mão. A extremidade distal do arco é muito móvel, o que pode ser demonstrado flexionando-se e estendendo-se ativamente os dedos. A pedra angular do arco longitudinal consiste nas segunda e terceira articulações MCF; note que essas articulações servem como pedras angulares *tanto* do arco transversal quanto do distal.

Conforme representado na Figura 8-8, todos os três arcos da mão são interligados mecanicamente. Ambos os arcos transversos são unidos por uma “viga rígida de amarração” provida pelo segundo e terceiro metacarpos.<sup>27</sup> Na mão sadia, essa ligação mecânica reforça o sistema inteiro de arcos. Na mão com doença articular, no entanto, uma falha estrutural em qualquer um dos arcos pode enfraquecer outro. Um exemplo clássico é a destruição das articulações MCF por artrite reumatoide grave. Esse tópico será revisitado no fim deste capítulo.

## **ARTROLOGIA**

Antes de progredir para o estudo da estrutura e função das articulações, deve-se definir a terminologia que descreve o movimento dos dedos. As descrições a seguir pressupõem que um movimento específico começa a partir da posição anatômica, com o cotovelo estendido, o antebraço completamente supinado e o punho em uma posição

neutra. O movimento dos dedos é descrito da maneira padrão, usando-se os planos cardeais do corpo: *flexão* e *extensão* ocorrem no plano sagital, e *abdução* e *adução* ocorrem no plano frontal (Fig. 8-9, A a D). O dedo médio é o dedo de referência para denominar abdução e adução. O movimento de um lado a outro do dedo médio é chamado *desvio radial* e *ulnar*.

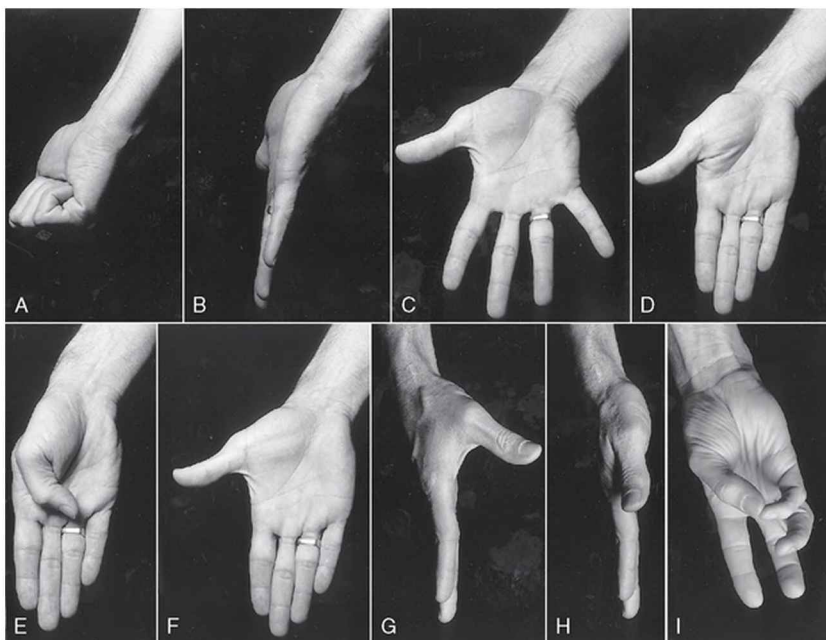


FIGURA 8-9 Sistema de denominação dos movimentos dentro da mão. A a D, Movimento dos dedos. E a I, Movimento do polegar. (A, Flexão dos dedos; B, extensão dos dedos; C, abdução dos dedos; D, adução dos dedos. E, flexão do polegar; F, extensão do polegar; G, abdução do polegar; H, adução do polegar; e I, oposição do polegar.)

Uma vez que o polegar inteiro é rodado quase 90° em



relação aos dedos, a terminologia usada para descrever o movimento do polegar é diferente daquela para os dedos (Fig. 8-9, E a I). *Flexão* é o movimento da superfície palmar do polegar no plano frontal cruzando a palma. *Extensão* retorna o polegar na direção da sua posição anatômica. *Abdução* é o movimento para a frente do polegar afastando-se da palma em um plano aproximadamente sagital. *Adução* retorna o polegar para o plano da mão. (Embora não usados neste texto, outros termos frequentemente usados para descrever os movimentos do polegar incluem *adução ulnar* para flexão, *abdução radial* para extensão, e *abdução palmar* para abdução.) *Oposição* é um termo especial que descreve o movimento do polegar cruzando a palma, fazendo contato direto com a extremidade de qualquer um dos dedos. *Reposição* é um movimento a partir da oposição completa de volta para a posição anatômica. Esta terminologia especial usada para definir o movimento do polegar serve como base para a denominação dos músculos que atuam sobre o polegar (p. ex., oponente do polegar, extensor longo do polegar e adutor do polegar).

## Articulações Carpometacarpianas

As articulações carpometacarpianas (CMC) da mão formam a articulação entre a fileira distal de ossos carpais e as bases dos cinco ossos metacárpicos. Essas articulações são posicionadas na região mais proximal da mão.

A Figura 8-10 mostra uma ilustração mecânica da mobilidade relativa nas articulações CMC. As articulações do segundo e terceiro dedos são rigidamente unidas ao carpo distal, formando um *pilar central* estável para a mão.

Em contraste, as articulações CMC mais periféricas formam bordas radial e ulnar móveis, as quais são capazes de se dobrar em torno do pilar central da mão. A função das articulações CMC permite que a concavidade da palma se adapte em torno de muitos objetos. Essa característica é uma das funções mais impressionantes da mão humana. Objetos cilíndricos, por exemplo, podem se encaixar firmemente dentro da palma, com os dedos indicador e médio posicionados para reforçar a preensão. Sem essa capacidade, a destreza da mão é reduzida a um movimento de preensão semelhante a uma dobradiça primitiva.

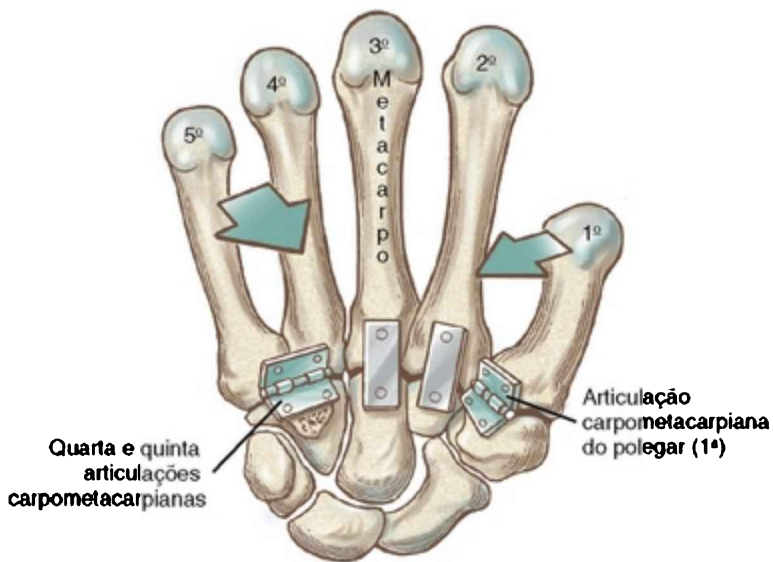


FIGURA 8-10 Visão palmar da mão direita mostrando uma representação altamente mecânica da mobilidade através das cinco articulações carpometacarpianas. As articulações periféricas — primeira, quarto e quinta — são muito mais móveis que as duas centrais.

## SEGUNDA A QUINTA ARTICULAÇÕES CARPOMETACARPIANAS

### Características Gerais e Suporte Ligamentar

A *segunda* articulação CMC é formada pela articulação entre a base aumentada do segundo metacarpo e a superfície distal do trapezoide e, em menor extensão, pelo capitato e o trapézio (Figs. 8-4 e 8-5). A *terceira* articulação CMC é formada principalmente pela articulação entre a base do terceiro metacarpo e a superfície distal do capitato. A *quarta* articulação CMC consiste na articulação entre a base do quarto metacarpo, a superfície distal do hamato e, em menor extensão, o capitato.<sup>70</sup> A *quinta* articulação CMC consiste na articulação entre a base do quinto metacarpo e apenas a superfície distal do hamato. (O hamato se encaixa tanto no quarto quanto no quinto metacarpo, de maneira similar ao osso cuboide do pé, que se encaixa tanto ao quarto quanto ao quinto metatarso.) As bases do segundo até o quinto metacarpos possuem pequenas facetas para fixações de um ao outro por meio de *articulações intermetacarpianas*. Essas articulações ajudam a estabilizar as bases do segundo até o quinto metacarpo, reforçando desse modo as articulações carpometacarpianas.

Todas as articulações CMC dos dedos são circundadas por cápsulas articulares e reforçadas por múltiplos ligamentos dorsais, palmares e interósseos.<sup>70</sup> Os ligamentos dorsais são particularmente bem desenvolvidos (Fig. 8-11).

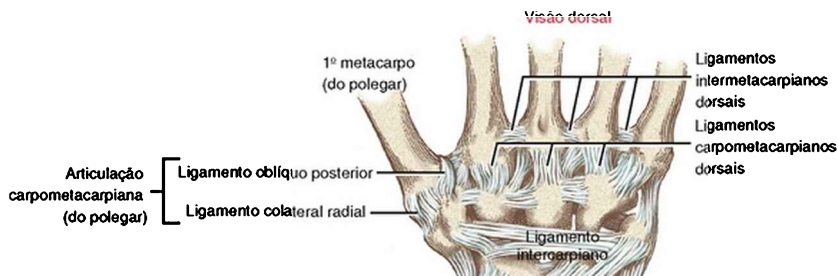


FIGURA 8-11 Lado dorsal da mão direita mostrando a cápsula e os ligamentos que estabilizam as articulações carpometacarpianas.

### Estrutura e Cinemática Articulares

As articulações CMC do segundo e terceiro dedos são difíceis de classificar, variando de articulações planares a selares complexas (Fig. 8-12).<sup>101</sup> Suas superfícies irregulares encaixadas e travadas, acopladas com fortes ligamentos, permitem muito pouco movimento. Conforme mencionado anteriormente, a estabilidade nestas articulações forma o pilar central da mão. A estabilidade inerente desses metacarpos radial-centrais também fornece uma firme fixação para vários músculos importantes, incluindo os extensores radiais longo e curto do carpo, o flexor radial do carpo e o adutor do polegar.

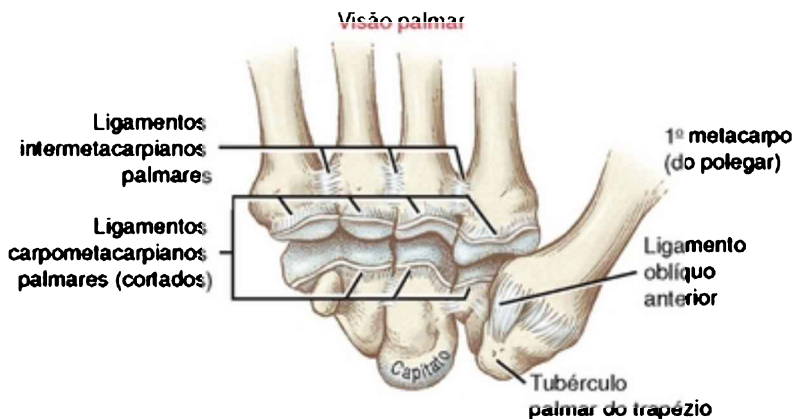


FIGURA 8-12 Lado palmar da mão direita mostrando as superfícies articulares da segunda a quinta articulações carpometacarpianas. A cápsula e os ligamentos carpometacarpianos do 2º ao 5º dedos foram seccionados.

As bases ligeiramente convexas do quarto e quinto metacarpos se articulam com uma superfície articular ligeiramente côncava formada pelo hamato. Essas duas articulações CMC ulnares contribuem com um sutil mas importante elemento de mobilidade para a mão. Conforme representado na Figura 8-10, a quarta e a quinta articulações CMC possibilitam que o bordo ulnar da mão se dobre para o centro da mão, aprofundando, desse modo, a concavidade palmar. Essa mobilidade — muitas vezes chamada movimento de “fazer concha” — ocorre principalmente pela flexão e rotação “interna” dos metacarpos ulnares na direção do dedo médio. Medições da mobilidade passiva máxima em mãos de cadáveres mostraram que, em média, a quarta articulação CMC se flexiona e se estende cerca de 20° e roda internamente cerca de 27°.21 A quinta articulação CMC (quando testada com a quarta articulação CMC firmemente restringida) se

flexiona e se estende cerca de 28° e roda internamente 22°. A amplitude de flexão e extensão da quinta articulação CMC aumenta para uma média de 44° quando a quarta articulação CMC em posição fechada está irrestrita e livre para se mover. Essa pesquisa demonstra a forte ligação mecânica entre a cinemática da quarta e da quinta articulações CMC. Este ponto deve ser considerado quando se estiver avaliando e tratando limitações de movimento nessa região da mão.

A maior mobilidade relativa permitida às articulações CMC ulnares é evidenciada pelo movimento da quarta e quinta cabeças metacarpais enquanto o punho está cerrado (Fig. 8-13). A mobilidade aumentada da quarta e quinta articulações CMC melhora a eficácia da preensão, bem como aumenta a interação funcional com o polegar oponível. As formas irregulares e variadas dessas superfícies articulares CMC tornam impossíveis descrições artrocinemáticas padrão do tipo rolamento-e-deslizamento.



**FIGURA 8-13** Mobilidade das articulações carpometacarpianas ulnares (quarta e quinta) da mão esquerda. A linha branca indica a posição relaxada dos metacarpos distais; a linha vermelha indica sua posição depois que o punho é cerrado.

### **ARTICULAÇÃO CARPOMETACARPIANA DO POLEGAR**

A articulação CMC do polegar está localizada na base do primeiro raio, entre o metacarpo e o trapézio (Fig. 8-7). Essa articulação é de longe a mais complexa das articulações CMC, tornando possíveis extensos movimentos do polegar. Sua exclusiva forma de sela permite que o polegar faça oposição completa, facilmente contatando desse modo as extremidades dos outros dedos. Por meio dessa ação, o polegar é capaz de circundar objetos presos dentro da palma. A oposição aumenta muito a destreza da preensão humana.

## **Cápsula e Ligamentos da Articulação Carpometacarpiana do Polegar**

A cápsula da articulação CMC do polegar é naturalmente frouxa para acomodar uma grande amplitude de movimento. A cápsula, no entanto, é reforçada pela ação de ligamentos e pelas forças produzidas pela musculatura superposta.

Muitos nomes foram usados para descrever os ligamentos na articulação CMC do polegar.<sup>6,20,37,80</sup> O número de ligamentos distintos denominados e descritos como cruzando a base do polegar varia de três a talvez sete.<sup>72</sup> Este texto focaliza cinco ligamentos capsulares, cada um acrescentando um elemento importante de estabilidade à articulação CMC (Fig. 8-14). Como um conjunto, os ligamentos ajudam a controlar a extensão e a direção do movimento articular, manter o alinhamento articular e dissipar as forças produzidas por músculos ativados.<sup>76</sup> A Tabela 8-1 resume as principais inserções desses ligamentos e os movimentos que os tracionam ou fazem girar e tensionar. Em geral, a extensão, a abdução e a oposição do polegar alongam a maioria dos ligamentos. Embora todos os cinco ligamentos listados na Tabela 8-1 sejam estabilizadores importantes da articulação CMC do polegar, o ligamento oblíquo anterior merece distinção.<sup>6,44,83</sup> A ruptura desse ligamento, secundária a artrite grave ou trauma, resulta muitas vezes em uma luxação radial da articulação, formando uma “giba” característica na base do polegar.<sup>76</sup>



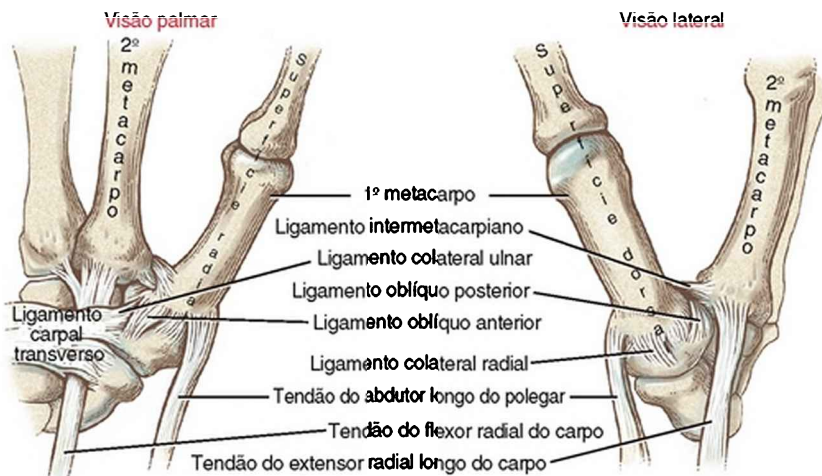


FIGURA 8-14 Visões palmar e lateral dos ligamentos da articulação carpometacarpiana do polegar direito.

TABELA 8-1 Ligamentos da Articulação Carpometacarpiana do Polegar\*

Nome	Fixação Proximal	Fixação Distal	Posições mais Retenidas
Oblíquo anterior <sup>†</sup>	Tubérculo palmar do trapézio	Base palmar do metacarpo do polegar	Abdução, extensão e oposição
Colateral ulnar	Ligamento carpal transverso	Base palmoulnar do metacarpo do polegar com colateral ulnar	Abdução, extensão e oposição
Primeiro intermetacarpiano	Lado dorso-radial da base do segundo metacarpo	Base palmoulnar do metacarpo do polegar	Abdução e oposição
Oblíquo posterior	Superfície posterior do trapézio	Base palmoulnar do metacarpo do polegar	Abdução e oposição
Colateral radial	Superfície radial do trapézio	Superfície dorsal do metacarpo do polegar	Todos os movimentos em graus variados exceto extensão

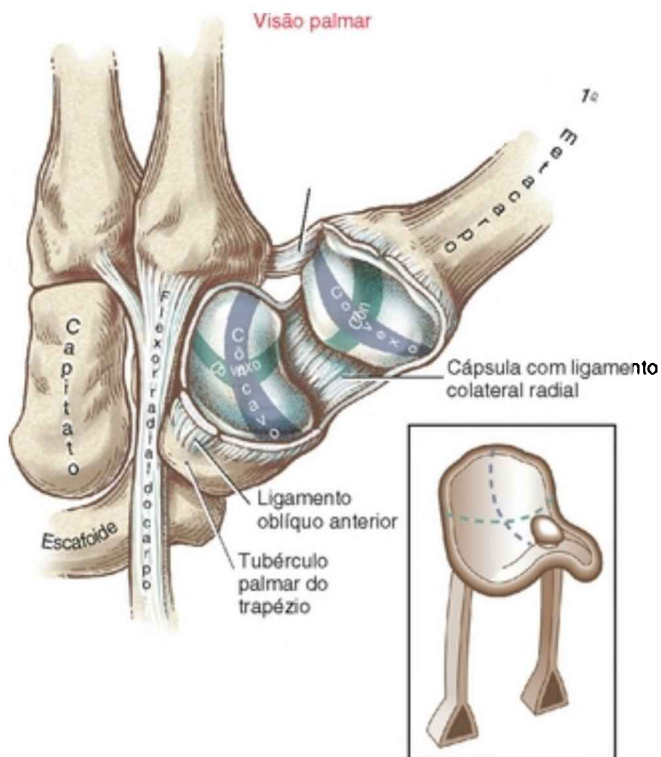
\*Nomes dos ligamentos são baseados na inserção das superfícies do trapézio, não do metacarpo do polegar.

<sup>†</sup>Muitas vezes descrito como tendo fibras superficiais e profundas ("bico").

## Estrutura da Articulação Selar

A articulação CMC do polegar é a articulação em sela clássica do corpo (Fig. 8-15). A característica típica de uma articulação selar é que cada superfície articular é convexa em uma dimensão e côncava na outra. O diâmetro longitudinal da superfície articular do *trapézio* é

geralmente côncavo em uma direção de palmar a dorsal. Essa superfície é análoga ao contorno da frente para trás da sela de cavalo. O diâmetro transverso na superfície articular do trapézio é geralmente convexo em uma direção de medial a lateral — uma forma análoga ao contorno látero-lateral de uma sela de cavalo. O contorno da superfície articular proximal do *metacarpo do polegar* tem a forma recíproca daquela descrita para o trapézio (Fig. 8-15). O diâmetro longitudinal ao longo da superfície articular do metacarpo é convexo em uma direção de palmar a dorsal; seu diâmetro transverso é côncavo em uma direção de medial a lateral.



---

FIGURA 8-15 A articulação carpometacarpiana do polegar direito está exposta para mostrar o seu aspecto em forma de sela. Os diâmetros longitudinais estão mostrados em púrpura e os diâmetros transversos, em verde.

### **Cinemática**

Os movimentos na articulação CMC ocorrem principalmente em dois graus de liberdade. A abdução e a adução ocorrem geralmente no plano sagital, e a flexão e a extensão ocorrem geralmente no plano frontal. O eixo de rotação de cada plano de movimento passa através do membro convexo da articulação.<sup>38</sup>

A oposição e a reposição do polegar são derivadas mecanicamente dos dois planos principais de movimento na articulação CMC. A cinemática da oposição e reposição será discutida após a descrição dos dois movimentos principais.

### **Abdução e Adução na Articulação Carpometacarpiana do Polegar**

Na posição de adução da articulação CMC, o polegar se encontra dentro do plano da mão. A abdução máxima, ao contrário, posiciona o metacarpo do polegar cerca de 45° anterior ao plano da palma. A abdução completa abre o espaço interdigital do polegar, formando uma larga curvatura côncava, útil para apreender objetos grandes.

A artrocinemática da abdução e da adução se baseia na superfície articular convexa do metacarpo do polegar movendo-se sobre o diâmetro côncavo (longitudinal) fixo do trapézio (Fig. 8-15). Durante a *abdução*, a superfície articular convexa do metacarpo rola palmarmente e desliza

dorsalmente sobre a superfície côncava do trapézio (Fig. 8-16). A abdução completa na articulação CMC alonga o músculo adutor do polegar e a maioria dos ligamentos na articulação CMC. A artrocinemática da *adução* ocorre na ordem inversa da descrita para abdução.

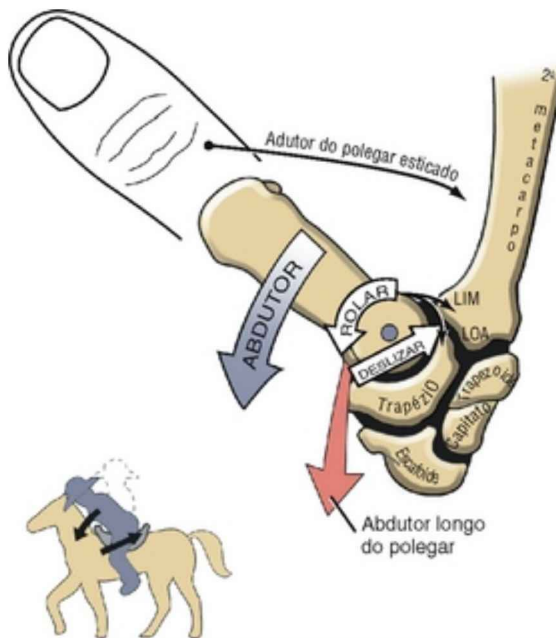


FIGURA 8-16 Artrocinemática da abdução da articulação carpometacarpiana do polegar. A abdução completa tensiona o ligamento oblíquo anterior (LOA), o ligamento intermetacarpiano (LIM) e o músculo adutor do polegar. O eixo de rotação está representado como um pequeno círculo na base do metacarpo. O músculo principalmente responsável pela rolagem ativa da superfície articular do metacarpo do polegar é o abdutor longo do polegar. Observe a analogia entre a artrocinemática da abdução e um cavaleiro caindo para a frente sobre a sela do cavalo: à medida que o cavaleiro cai para a frente (na direção da abdução), um ponto no seu tórax “rola”

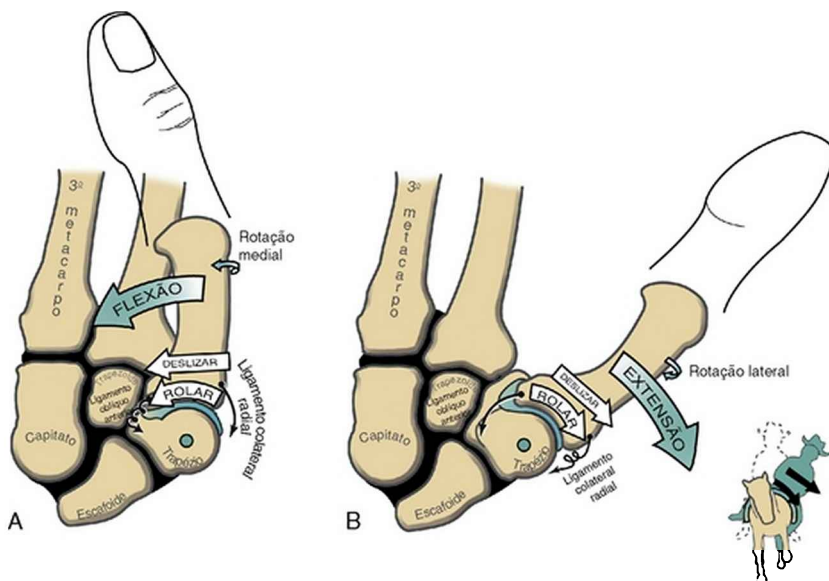
anteriormente, mas um ponto no seu extremo traseiro “desliza” posteriormente.

## **Flexão e Extensão na Articulação Carpometacarpiana do Polegar**

O ato de efetuar ativamente a flexão e a extensão da articulação CMC do polegar está associado a variadas quantidades de rotação axial do metacarpo. Durante a flexão, o metacarpo roda *medialmente* (i.e., na direção do terceiro dedo); durante a extensão, o metacarpo roda *lateralmente* (i.e., afastando-se do terceiro dedo). A rotação axial “automática” é evidenciada pela mudança em orientação da unha do polegar entre a extensão completa e a flexão completa. Essa rotação não é considerada um terceiro grau de liberdade porque ela não pode ser executada independentemente dos outros movimentos.

Na posição anatômica, a articulação CMC pode ser estendida uns 10 a 15° adicionais.<sup>15</sup> A partir da extensão completa, o metacarpo do polegar se flexiona, cruzando a palma a cerca de 45 a 50°.

A artrocinemática da flexão e da extensão na articulação CMC se baseia na superfície articular côncava do metacarpo se movimentando através do diâmetro articular côncavo no trapézio (Fig. 8-15). Durante a *flexão*, a superfície côncava do metacarpo rola e desliza em uma direção medial (Fig. 8-17, A).<sup>38</sup> Um sulco raso no diâmetro transversal do trapézio ajuda a guiar a leve rotação medial do metacarpo. A flexão completa alonga tecidos como o ligamento colateral radial.<sup>115</sup>



**FIGURA 8-17** Artrocinemática da flexão e extensão na articulação carpometacarpiana do polegar. **A**, A flexão é associada a uma leve rotação medial, causando alongamento no ligamento colateral radial. O ligamento oblíquo anterior está folgado. **B**, A extensão é associada a uma leve rotação lateral, causando alongamento do ligamento oblíquo anterior. O eixo de rotação está representado como um pequeno círculo através do trapézio. Observe a analogia entre a artrocinemática da extensão e um cavaleiro caindo para o lado sobre a sela do cavalo: à medida que o cavaleiro cai para o lado (na direção da extensão), tanto os pontos no seu tórax quanto a sua parte posterior “rolam e deslizam” na mesma direção lateral.

**ENFOQUE ESPECIAL 8-1** Osteoartrite da Articulação Carpometacarpiana do Polegar: uma Condição Comum e Potencialmente Causadora de Deficiência

Agrande demanda funcional imposta à articulação carpometacarpiana (CMC) do polegar é frequentemente

considerada um fator predisponente para o desenvolvimento de osteoartrite local.<sup>76</sup> Essa condição comum recebe mais atenção cirúrgica do que qualquer outra condição relacionada a artrite do membro superior.<sup>84</sup> A osteoartrite pode se desenvolver na articulação CMC secundariamente a trauma agudo ou, talvez mais comumente, a partir do trauma de baixo nível cumulativo associado a uma ocupação ou a um *hobby* árduos.<sup>28,69</sup> Um estudo antropológico interessante de restos de esqueletos dos Emirados Árabes Unidos (2300 a.C.) observou que 20% da amostra tinha osteoartrite moderada a grave da articulação CMC.<sup>16</sup> Essa alta incidência de degeneração foi atribuída ao uso excessivo dos polegares relacionado à ocupação.

Outros fatores além do esforço e do uso excessivo podem causar osteoartrite na base do polegar, incluindo a genética ou uma sutil assimetria natural das superfícies articulares. Independentemente da causa específica, as pessoas que necessitam de atenção médica para artrite da primeira articulação CMC relatam tipicamente dor como o sintoma predominante de apresentação, mas também experimentam instabilidade articular.<sup>85</sup> Uma base dolorosa e instável do polegar reduz acentuadamente o potencial funcional da mão inteira e, portanto, da extremidade superior inteira. As pessoas com osteoartrite avançada da base do polegar frequentemente desenvolvem pinça enfraquecida, formação de osteófitos, edema, subluxação ou luxação, e crepitação. A literatura sugere fortemente que a osteoartrite idiopática da articulação CMC do polegar é desproporcionalmente mais comum em mulheres, tipicamente nas suas quinta e sexta décadas.<sup>82,98</sup> A propensão relacionada ao sexo pode estar associada à frouxidão induzida após a menopausa nos ligamentos da articulação. Estudos também sugerem que os trapézios das

mulheres são, em geral, menos congruentes e têm uma menor área de superfície que os dos homens.<sup>48,114</sup> Esses fatores também podem contribuir para a incidência mais alta de artrite nas articulações CMC das mulheres.

Intervenções terapêuticas conservadoras comuns para osteoartrite da articulação CMC do polegar incluem imobilização; uso judicioso de exercício; modalidades físicas como frio e calor; drogas anti-inflamatórias não esteroides (AINEs); e injeções de corticosteroides.<sup>76</sup> Além disso, os pacientes são instruídos sobre maneiras de modificar suas atividades da vida diária a fim de “proteger” a base do polegar de forças desnecessariamente grandes.<sup>67</sup>

A intervenção cirúrgica tipicamente é usada quando a terapia conservadora é incapaz de retardar a progressão da dor ou da instabilidade.<sup>76,78,106</sup> A cirurgia muitas vezes envolve artroplastia com reconstrução dos ligamentos danificados, como o ligamento oblíquo anterior. A articulação frequentemente é estabilizada trançando-se o tendão do flexor radial do carpo entre e através de ossos adjacentes.<sup>68</sup> O trapézio degenerado pode ser deixado intacto ou substituído por um “espaçador”, consistindo em um tendão enrolado ou outro material. Embora os pacientes tipicamente relatem melhora importante de função após cirurgia, o sucesso em longo prazo é muitas vezes dificultado pela artrocinemática complexa acoplada com as grandes forças que ocorrem naturalmente na articulação CMC.<sup>78</sup> Em certos casos, a fusão (artrodese) parcial ou completa da articulação carpometacarpiana é indicada, especialmente em pessoas jovens e fisicamente ativas.

Durante a *extensão* da articulação CMC, o metacarpo côncavo rola e desliza em uma direção lateral (radial)



através do diâmetro transverso da articulação (Fig. 8-17, B). O sulco na superfície articular do trapézio guia o metacarpo para uma ligeira rotação lateral.<sup>15,51</sup> A extensão completa estica ligamentos situados no lado ulnar da articulação, como o ligamento oblíquo anterior. A Tabela 8-2 mostra um resumo da cinemática da flexão-extensão e da abdução-adução na articulação CMC do polegar.

**TABELA 8-2** Fatores Associados à Cinemática dos Movimentos Primários da Articulação Carpometacarpiana do Polegar\*

Movimento	Osteocinématica	Geometria da Articulação	Artrocinématica
Abdução e adução	Movimento no plano sagital em torno de um eixo de rotação mediolateral através do metacarpo	Diâmetro convexo (longitudinal) do metacarpo movendo-se sobre uma superfície côncava do trapézio	Abdução: rolagem palmar e deslizamento dorsal Adução: rolagem dorsal e deslizamento palmar
Flexão e extensão	Movimento no plano frontal em torno de um eixo de rotação ântero-posterior através do trapézio	Diâmetro côncavo (transverso) do metacarpo movendo-se sobre uma superfície convexa do trapézio	Flexão: rolagem e deslizamento mediais Extensão: rolagem e deslizamento laterais

\*Oposição e reposição não estão mostradas porque são derivadas dos dois planos primários de movimento (ver o texto para explicação adicional).

## Oposição da Articulação Carpometacarpiana do Polegar

A capacidade de opor deliberada e precisamente o polegar às extremidades dos outros dedos constitui talvez a expressão última da saúde funcional desse dedo e — pode-se argumentar razoavelmente — da mão inteira. Esse movimento complexo é um composto dos outros movimentos primários já descritos a respeito da articulação CMC.<sup>57</sup>

Para facilitar a discussão, a Figura 8-18, A, mostra o arco completo da *oposição* dividido em duas fases. Na *fase um*, o metacarpo do polegar se abduz. Na *fase dois*, o

metacarpo abduzido se flexiona e roda medialmente, cruzando a palma na direção do dedo mínimo. A Figura 8-18, B, mostra o detalhe da cinemática desse movimento complexo. Durante a abdução, a base do metacarpo do polegar pega um caminho em direção palmar através da superfície do trapézio. Durante a flexão-rotação medial, a base desse metacarpo gira levemente medialmente, guiado pelo sulco na superfície do trapézio.<sup>115</sup> A força muscular, especialmente do oponente do polegar, ajuda a guiar e rodar o metacarpo para o lado medial da superfície articular do trapézio. A articulação CMC parcialmente abduzida aumenta a tensão passiva na maioria dos tecidos conjuntivos associados à articulação CMC. A tensão aumentada no ligamento oblíquo posterior esticado, por exemplo, promove a rotação medial (giro) do metacarpo do polegar.<sup>115</sup>

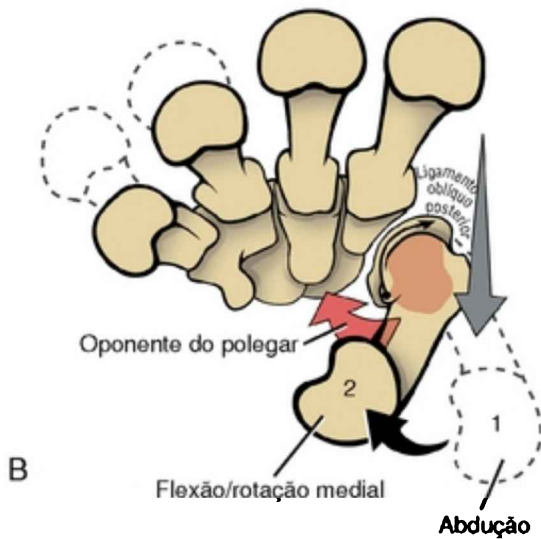


FIGURA 8-18 Artrocínemática da oposição da articulação carpometacarpiana do polegar. A, Duas fases de oposição são

mostradas: (1) abdução e (2) flexão com rotação medial. **B**, A cinemática detalhada das duas fases da oposição: o ligamento oblíquo posterior está mostrado retesado; o oponente do polegar está mostrado se contraindo (*ocre*).

Conforme evidenciado pela mudança na orientação da unha do polegar, a oposição completa incorpora 45 a 60° de rotação medial do polegar.<sup>13</sup> A articulação CMC do polegar se responsabiliza pela maior parte, se não toda, dessa rotação. Quantidades menores de rotação axial ocorrem na forma de movimentos acessórios nas articulações MCF e IF. O trapézio também roda medialmente levemente contra o escafoide e o trapezoide, amplificando desse modo a magnitude final da rotação metacárpica.<sup>75</sup> O dedo mínimo contribui indiretamente para a oposição através de um movimento de “fazer concha” na quinta articulação CMC. Esse movimento permite que a extremidade do polegar faça contato com a ponta do dedo mínimo mais facilmente.

A oposição completa é frequentemente considerada a posição de contato máximo da articulação CMC.<sup>63,101</sup> Essa posição é estabilizada não apenas por uma torção de vários ligamentos, mas pela ativação muscular. Embora máxima em oposição completa, apenas cerca da metade da área de superfície dentro da articulação faz contato articular. Considerando as grandes e frequentes forças que cruzam essa articulação, a área de contato relativamente pequena pode naturalmente predispor a articulação a pressões grandes e potencialmente lesivas.

A reposição das articulações CMC provoca o retorno do metacarpo da oposição completa, de volta à posição anatômica. Este movimento envolve as artrocinemáticas

tanto da adução como da extensão – rotação lateral do metacarpo do polegar.

## **Articulações Metacarpofalangeanas**

### **DEDOS**

#### **Características Gerais e Ligamentos**

As articulações metacarpofalangeanas (MCF) dos dedos são relativamente grandes, ovoides, formadas entre as cabeças convexas dos metacarpos e as rasas superfícies côncavas das falanges proximais (Fig. 8-19). O movimento na articulação MCF ocorre, predominantemente, em dois planos: flexão e extensão no plano sagital, e abdução e adução no plano frontal.

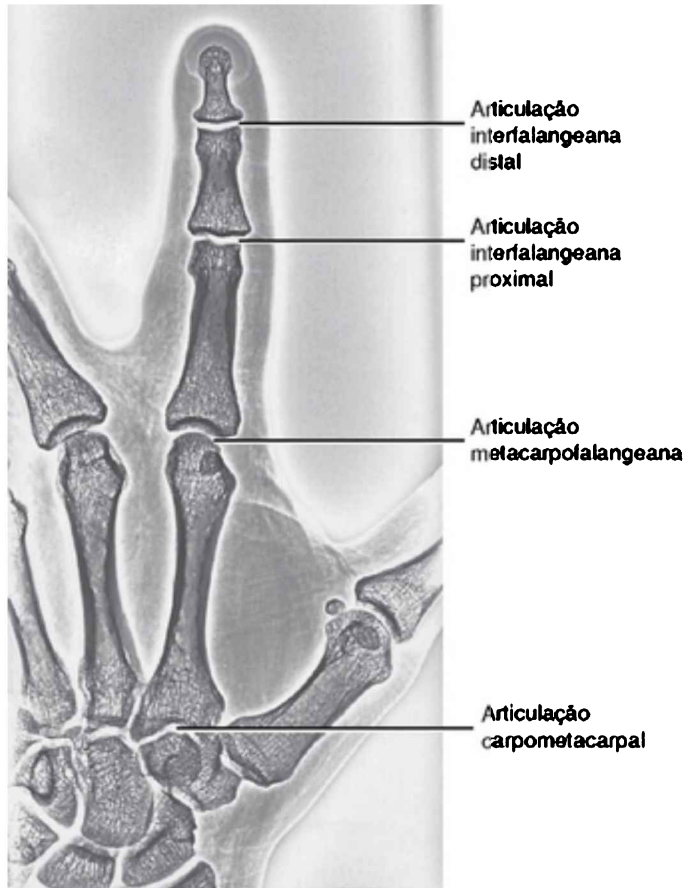


FIGURA 8-19 As articulações do dedo indicador.

A estabilidade mecânica na articulação MCF é fundamental para a biomecânica global da mão. Conforme discutido anteriormente, as articulações MCF servem como pilares de sustentação para os arcos móveis da mão. Na mão saudável, a estabilidade na articulação MCF é alcançada por meio de um elaborado conjunto de tecidos conectivos interligados. Embutidos no interior da cápsula de cada articulação MCF, estão um par de ligamentos

colaterais radial e ulnar, e uma placa palmar (Fig. 8-20). Cada ligamento colateral tem sua inserção proximal no tubérculo posterior da cabeça do metacarpo. Cruzando a articulação metacarpofalangeana em uma direção oblíqua palmar, o ligamento forma duas partes distintas. A parte mais dorsal da corda do ligamento é grossa e forte, inserindo-se distalmente na face palmar da extremidade proximal da falange. A parte acessória é constituída de fibras em forma de leque, que se inserem distalmente ao longo da borda da placa palmar.

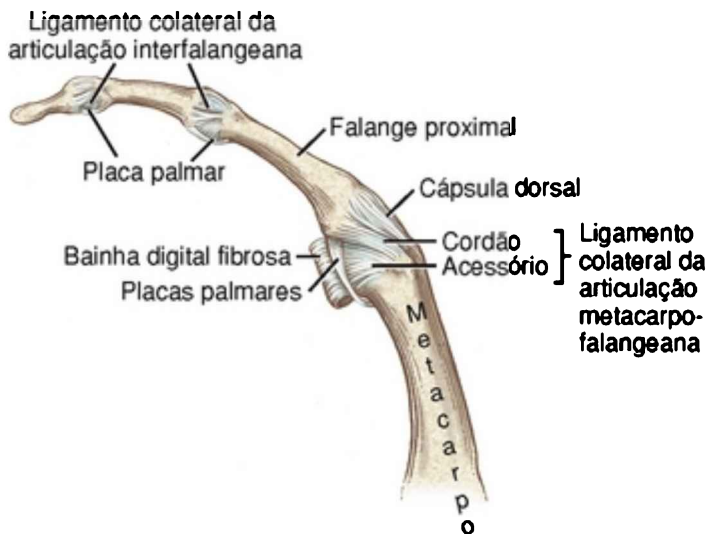


FIGURA 8-20 Visão lateral dos ligamentos colaterais e tecidos conjuntivos associados das articulações metacarpofalangeana, interfalangeana proximal e interfalangeana distal do dedo.

Localizadas palmarmente a cada articulação MCF estão estruturas semelhantes a ligamentos chamadas *placas palmares* (ou *volaes*) (Fig. 8-20). O termo *placa* descreve

uma composição de fibrocartilagem densa e espessa. A extremidade distal de cada placa se fixa à base de cada falange proximal. Nessa região, as placas são relativamente grossas e rígidas. A extremidade proximal mais delgada e mais elástica se fixa ao osso metacárpico, imediatamente proximal à sua cabeça. *Bainhas fibrosas digitais*, que formam túneis ou polias para os flexores extrínsecos dos dedos, são ancoradas à superfície palmar (anterior) das placas palmares. A função principal das placas palmares é reforçar a estrutura das articulações MCF e limitar os extremos da extensão.

A Figura 8-21 ilustra diversos aspectos anatômicos das articulações MCF. O componente côncavo de uma articulação MCF é formado pela superfície articular da falange proximal, pelos ligamentos colaterais e pela superfície dorsal da placa palmar. Esses tecidos formam um receptáculo de três lados adequadamente apropriado para encaixar a grande cabeça metacárpica. Essa estrutura aumenta a estabilidade da articulação enquanto também aumenta a área de contato articular. Inserindo-se entre as placas palmares de cada articulação MCF, existem três *ligamentos metacárpicos transversos profundos*. Os três ligamentos se fundem em uma estrutura larga e plana que interconecta e liga frouxamente do segundo ao quinto metacarpos.



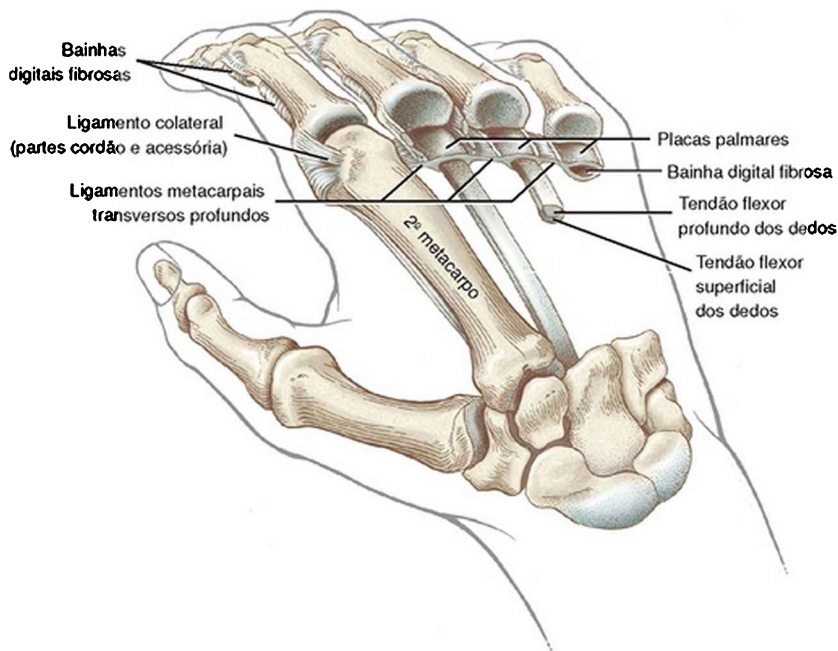


FIGURA 8-21 Visão dorsal da mão com ênfase nos tecidos conjuntivos periarticulares nas articulações metacarpofalangeanas. Diversos ossos metacárpico foram removidos para expor várias estruturas articulares.

## Cinemática

### Osteocinemática

Além dos movimentos volicionais de flexão-extensão e abdução-adição nas articulações MCF, são possíveis substanciais movimentos acessórios. Com a articulação MCF relaxada e quase estendida, pode-se apreciar a ampla mobilidade passiva da falange proximal em relação à cabeça do metacarpo. A articulação pode ser distracionada-comprimida, transladada em direções anteroposterior e laterolateral, e rodada axialmente. Esses amplos

movimentos acessórios das articulações MCF permitem que os dedos se adaptem melhor às formas dos objetos apreendidos, aumentando, desse modo, o controle da preensão (Fig. 8-22). A amplitude dessa rotação axial passiva nas articulações MCF é maior nos dedos anular e mínimo, com rotações médias de cerca de 30 a 40°.50



FIGURA 8-22 Os movimentos acessórios de rotação axial nas articulações metacarpofalangeanas são evidentes em vários dedos durante a preensão de um objeto redondo grande.

A amplitude global de flexão e extensão nas articulações MCF aumenta gradualmente do segundo ao quinto dedo: o segundo (indicador) flexiona a cerca de 90°, e o quinto, a cerca de 110 a 115°.4 A maior mobilidade permitida nas articulações MCF mais ulnares é semelhante à expressada nas articulações CMC. As articulações MCF podem ser passivamente estendidas além da posição neutra

(0°) por uma amplitude considerável de 30 a 45°. A abdução e a adução nas articulações MCF ocorrem a cerca de 20° em ambos os lados da linha mediana de referência formada pelo terceiro metacarpo.

**As Articulações Metacarpofalangeanas dos Dedos Permitem Movimentos Volicionais Principalmente em Dois Graus de Liberdade**

- *Flexão e extensão* ocorrem no plano sagital em torno de um eixo mediolateral de rotação.
- *Abdução e adução* ocorrem no plano frontal em torno de um eixo ântero-posterior de rotação.

O eixo de rotação de cada movimento passa através da cabeça do metacarpo.

### **Artrocinemática**

A cabeça de cada metacarpo tem uma forma ligeiramente diferente, mas em geral é arredondada no ápice e quase plana na superfície palmar (Fig. 8-6). A cartilagem articular cobre toda a cabeça e a maioria da superfície palmar. A relação convexo-côncava das superfícies articulares é facilmente evidente (Fig. 8-23). O diâmetro longitudinal da articulação segue o plano sagital; o diâmetro transversal mais curto segue o plano frontal.

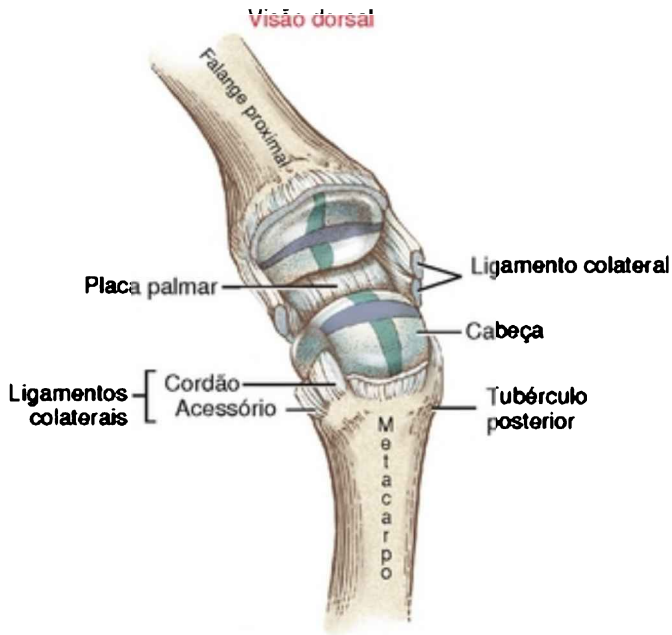
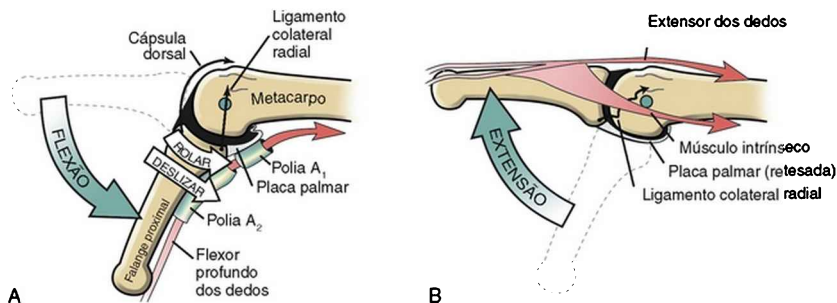


FIGURA 8-23 Visão dorsal da articulação metacarpofalangeana aberta para expor a forma das superfícies articulares. O diâmetro longitudinal da articulação está mostrado em verde; o diâmetro transverso, em púrpura.

A artrocinemática na articulação MCF se baseia na superfície articular côncava da falange movendo-se contra a cabeça metacárpica convexa. A Figura 8-24, A, mostra a artrocinemática da *flexão* ativa, impulsionada por um dos músculos flexores extrínsecos: o flexor profundo dos dedos. A flexão estica a cápsula e, portanto, aumenta a tensão passiva tanto na cápsula dorsal quanto nos ligamentos colaterais. No estado sadio essa tensão passiva guia a artrocinemática natural da articulação.<sup>7</sup> Por exemplo, conforme representado na Figura 8-24, A, a tensão aumentada na cápsula dorsal esticada (representada pela seta alongada fina) impede a articulação de “dobrar”

desnaturalmente para fora no seu lado dorsal. A tensão ajuda a manter um contato firme entre as superfícies articulares à medida que a falange proximal desliza e rola em uma direção palmar. A tensão aumentada na cápsula dorsal e nos ligamentos colaterais estabiliza a articulação em flexão, o que é útil durante a preensão.



**FIGURA 8-24** Visão lateral da artrocinemática da flexão e extensão ativas na articulação metacarpofalangeana (MCF). **A**, A flexão está mostrada durante ativação do músculo flexor profundo dos dedos. O tendão desse músculo está mostrado correndo através das polias A<sub>1</sub> e A<sub>2</sub> (polias especificamente denominadas dentro das bainhas digitais fibrosas). A flexão retesa relativamente a cápsula dorsal e o ligamento colateral radial. A artrocinemática está mostrada como uma rolagem e deslizamento em direções semelhantes. **B**, A extensão está mostrada controlada pela coativação dos músculos extensor dos dedos e um dos intrínsecos do dedo. A posição estendida retesa a placa palmar enquanto simultaneamente cria uma folga relativa no ligamento colateral radial. Tecidos retesados ou esticados estão apresentados como setas alongadas finas; estruturas com folga estão mostradas como setas onduladas. O eixo de rotação para esse movimento é na direção mediolateral e é mostrado perfurando a cabeça do metacarpo.

A Figura 8-24, B, ilustra a *extensão* ativa da articulação

MCF, impulsionada por meio de uma coativação coordenada dos músculos extensor dos dedos e um dos músculos intrínsecos (a serem descritos adiante neste capítulo). A artrocinemática da extensão é semelhante à ilustrada para a flexão, exceto que a rolagem e o deslizamento da falange proximal ocorrem em uma direção dorsal. Com 0° de extensão, os ligamentos colaterais se afrouxam enquanto a placa palmar se alonga e se desdobra para suportar a cabeça do metacarpo. A relativa folga criada nos ligamentos colaterais se responsabiliza, em parte, pela mobilidade passiva aumentada (“jogo”) dentro da articulação na posição estendida. A extensão além da posição de 0° normalmente é bloqueada pela contração de um músculo intrínseco, como um lumbrical.

A artrocinemática de *abdução* e *adução* das articulações MCF é semelhante às descritas para flexão e extensão. Durante a abdução da articulação MCF do indicador, por exemplo, a falange proximal rola e desliza em uma direção radial (Fig. 8-25). O primeiro músculo interósseo dorsal não apenas direciona a artrocinemática da abdução, mas estabiliza a articulação radialmente à medida que o ligamento colateral radial progressivamente fica folgado.<sup>7</sup>

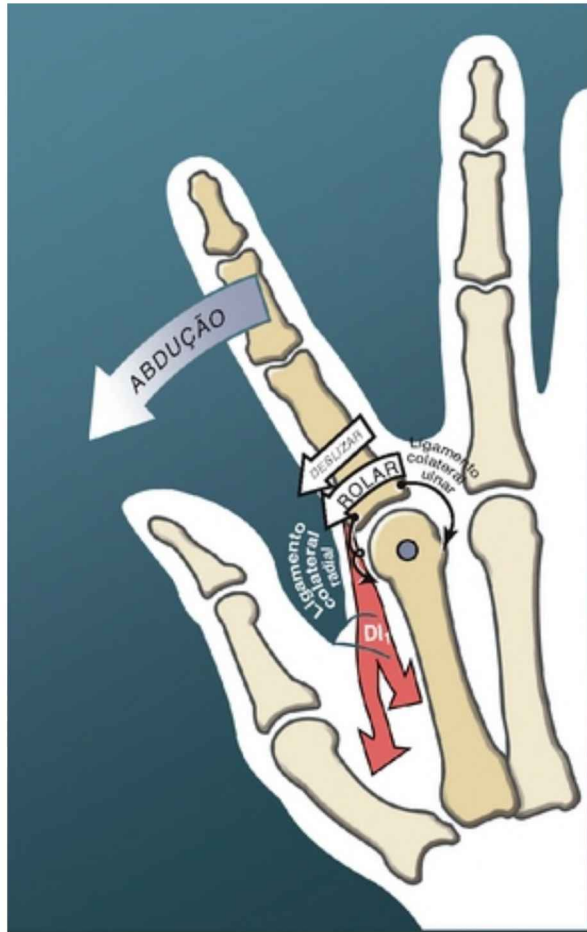


FIGURA 8-25 A artrocinemática da abdução ativa na articulação metacarpofalangeana. A abdução está mostrada impulsionada pelo músculo primeiro interósseo dorsal ( $ID_1$ ). Em abdução completa, o ligamento colateral ulnar está retesado e o ligamento colateral radial está folgado. Observe que o eixo de rotação para esse movimento é em uma direção ântero-posterior, através da cabeça do metacarpo.

O total de abdução e adução ativas nas articulações

MCF é significativamente menor quando os movimentos são realizados em flexão completa, em comparação com a extensão completa. (Isso pode ser facilmente verificado na sua própria mão.) Dois fatores são responsáveis por essa diferença. Em primeiro lugar, os ligamentos colaterais são retesados perto da flexão completa. A tensão passiva guardada nesses ligamentos teoricamente aumenta a força de compressão entre as superfícies articulares, reduzindo, desse modo, o movimento disponível. Em segundo lugar, na posição de cerca de 70° de flexão, a superfície articular das falanges proximais faz contato com a parte palmar achatada das cabeças metacárpicas (Fig. 8-24, A). Essa superfície relativamente plana bloqueia a artrocinemática natural exigida para máxima amplitude de movimento de abdução e adução.

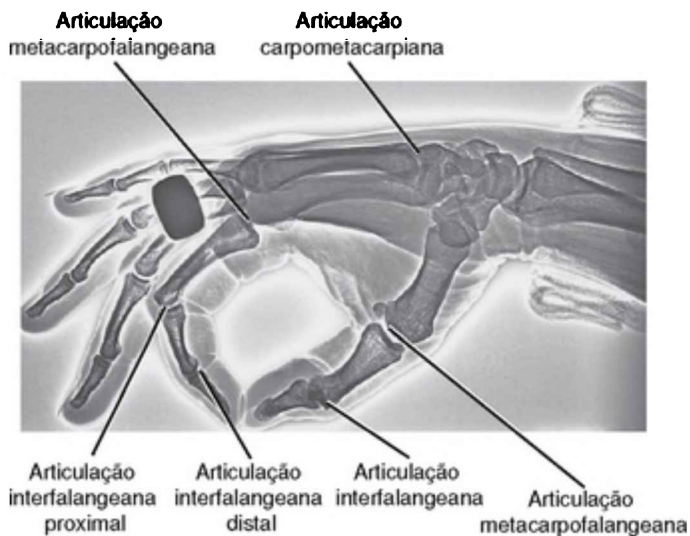
## **POLEGAR**

### **Características Gerais e Ligamentos**

A articulação MCF do polegar consiste na articulação entre a cabeça convexa do primeiro metacarpo e a superfície proximal côncava da falange proximal do polegar (Fig. 8-27). A estrutura básica e a artrocinemática da articulação MCF do polegar são similares àquelas dos outros dedos. No entanto, na artrocinemática existem diferenças acentuadas. Movimentos ativos e passivos na articulação MCF do polegar são significativamente menores do que aqueles nas articulações MCF dos dedos. Para todas as finalidades práticas, a articulação MCF do polegar permite somente um grau de liberdade: flexão e extensão no plano frontal.<sup>94</sup> Diferentemente das articulações MCF dos dedos, a extensão da articulação MCF do polegar é usualmente limitada a



apenas alguns graus. A artrocinemática da flexão ativa na articulação metacarpofalangeana do polegar está ilustrada na Figura 8-28. A partir da extensão completa, a falange proximal do polegar pode flexionar ativamente cerca de 60°, cruzando a palma na direção do dedo médio.<sup>41</sup>



**FIGURA 8-27** Visão lateral de muitas das articulações do punho e mão. Observar o osso sesamoide no lado palmar da articulação metacarpofalangeana do polegar.

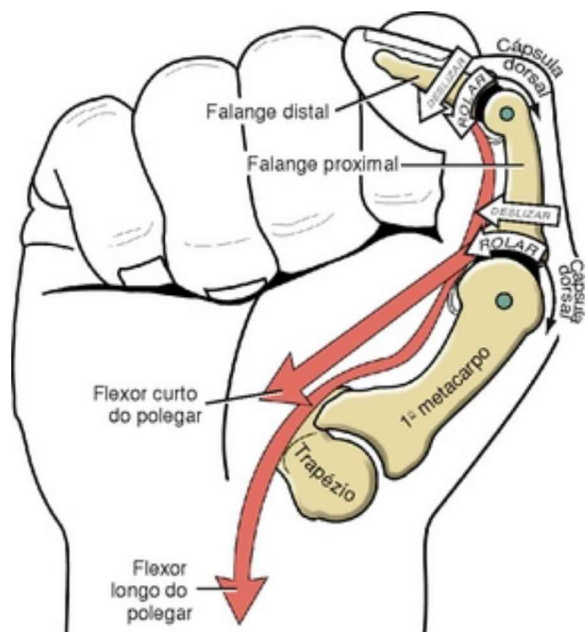


FIGURA 8-28 A artrocinemática da flexão ativa está representada para as articulações metacarpofalangeana e interfalangeana do polegar. A flexão é impulsionada pelo flexor longo do polegar e o flexor curto do polegar. O eixo de rotação para flexão e extensão nessas articulações é na direção ântero-posterior, através do membro convexo das articulações. Tecidos retesados ou esticados estão mostrados como setas alongadas finas.

A abdução e a adução ativas da articulação MCF do polegar são muito limitadas e, por essa razão, são consideradas movimentos acessórios. Essa limitação pode ser observada tentando-se abduzir ou aduzir ativamente a falange proximal enquanto se estabiliza firmemente o metacarpo do polegar. A estrutura dos ligamentos colaterais e a configuração óssea dessa articulação são mais provavelmente as responsáveis por restringir esse

movimento — uma restrição que confere estabilidade longitudinal natural através de todo o raio do polegar.

Embora a abdução e a adução limitadas na articulação MCF forneçam alguma estabilidade natural ao polegar, os ligamentos colaterais normalmente retesados na articulação são particularmente vulneráveis à lesão por torques externos excessivamente grandes. *I.e.* bem exemplificado pela “lesão de esquiador”, que é relativamente comum, na qual o cabo e a correia do bastão de esqui de um esquiador, ao cair, criam um grande torque de abdução contra a articulação MCF, danificando o ligamento colateral ulnar da articulação. O ponto de ruptura desse ligamento ocorre a cerca de 45° de abdução.<sup>25</sup> Além disso, o ligamento é mais vulnerável à ruptura quando o torque em abdução é aplicado com a articulação MCF flexionada a cerca de 30°, um cenário provavelmente presente no momento do acidente de esquiação.

## **Articulações Interfalangeanas**

### **DEDOS**

As articulações interfalangeanas proximal e distal dos dedos se situam em posição distal em relação às articulações MCF (Fig. 8-27). Cada articulação permite só um grau de liberdade: flexão e extensão. A partir de perspectivas estruturais e funcionais, essas articulações são mais simples do que as articulações MCF.

### **Características Gerais e Ligamentos**

As *articulações interfalangeanas proximais (IFP)* são formadas pela articulação entre as cabeças das falanges

proximais e as bases das falanges médias. A superfície articular da articulação aparece como uma articulação de uma língua em um sulco similar à usada em marcenaria para unir pranchas de madeira (Fig. 8-29). A cabeça da falange proximal possui dois côndilos arredondados separados por um suco central raso. A superfície oposta da falange média tem duas facetas côncavas rasas separadas por uma crista central. A articulação de língua em sulco ajuda a guiar o movimento de flexão e extensão, uma vez que restringe a rotação axial.

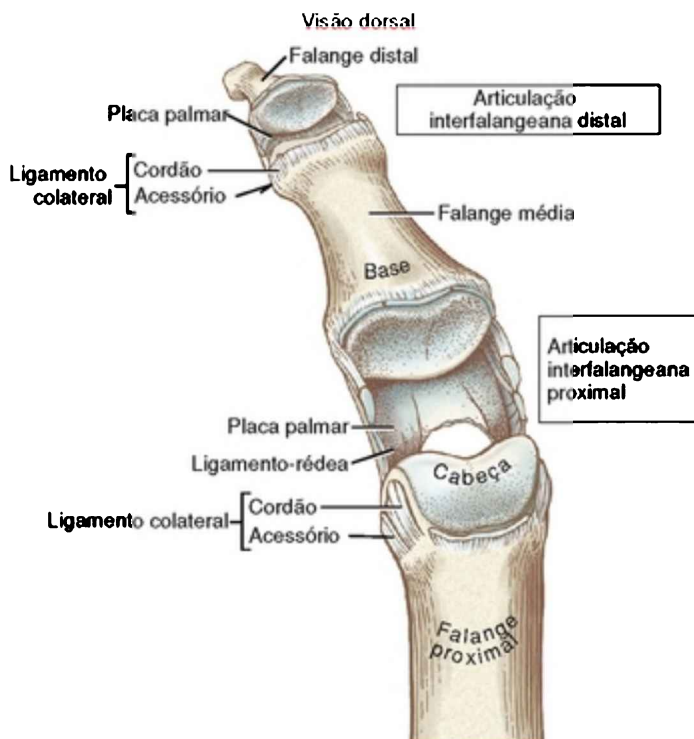
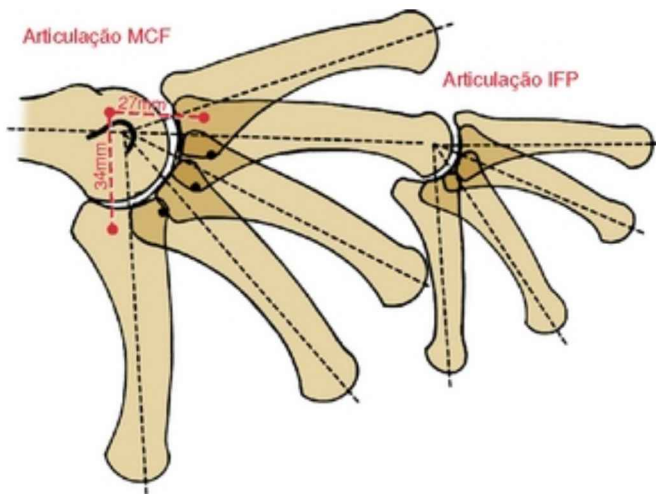


FIGURA 8-29 Visão dorsal das articulações interfalangeana proximal e interfalangeana distal abertas para expor a forma das superfícies articulares.

## ENFOQUE ESPECIAL 8-2 Relevância Clínica da Posição Flexionada das Articulações Metacarpofalangeanas dos Dedos

Há muito tempo tem sido reconhecido que a articulação MCF flexionada é mais estável e exibe menos movimento passivo acessório do que uma articulação estendida.<sup>26</sup> Por conseguinte, a flexão é considerada a *posição de contato máximo* da articulação MCF.<sup>101</sup> Conforme descrito no Capítulo 1, a posição de contato máximo da maioria das articulações é aquela posição única na qual os movimentos acessórios (“jogo” da articulação) são mínimos e a congruência dentro da articulação é máxima. A posição de contato máximo da articulação MCF está associada a uma tensão aumentada em muitos dos ligamentos circundantes. A tensão aumentada nos ligamentos colaterais fornece estabilidade adicional à base dos dedos durante atividades como agarrar ou pinçar, ou no uso de uma chave — atividades que são tipicamente efetuadas a cerca de 60 a 70° de flexão.<sup>36</sup>

Embora falte uma pesquisa específica sobre este tópico, é provável que a estabilidade aumentada associada à flexão da articulação MCF seja um resultado, pelo menos em grande parte, do alongamento e subsequente tensionamento colocado sobre os ligamentos colaterais. O alongamento é causado pela forma de cone excêntrico ou “ovalizada” da cabeça do metacarpo. Em virtude dessa forma, a flexão aumenta a distância entre as fixações proximal e distal do ligamento (Fig. 8-26).<sup>18</sup>



Visão lateral

FIGURA 8-26 Em virtude da cabeça metacarpal em forma de cone, a flexão na articulação metacarpofalangeana (MCF) aumenta a distância entre os pontos de inserção dos ligamentos colaterais (27 mm em extensão e 34 mm em 90° de flexão). Isso está em contraste com a articulação interfalangeana proximal (IFP), na qual as distâncias entre as fixações proximal e distal dos ligamentos colaterais permanecem essencialmente constantes através de toda a flexão.

(De: Dubouset JF: *The digital joints*. Em: Tubiana R, ed: *The hand*, Philadelphia, Saunders, 1981).

Após trauma ou cirurgia, a mão muitas vezes é imobilizada por um aparelho de gesso ou tala para promover a cura e aliviar a dor. Se o período de imobilização for prolongado, os tecidos conjuntivos periarticulares posicionados a um comprimento encurtado (folgado) muitas vezes se remodelarão nesta posição e subsequentemente gerarão mais resistência ao alongamento. Em contraste, os tecidos conjuntivos imobilizados em uma posição alongada tendem mais a reter sua rigidez normal. Considere, por exemplo, um paciente cuja

mão deve ser imobilizada durante três ou quatro semanas depois de uma fratura do colo do quarto ou quinto metacarpo. Um clínico tipicamente imobilizará a mão com *as articulações MCF flexionadas a cerca de 70°*. A posição flexionada das articulações MCF se destina a colocar um alongamento relativo sobre os ligamentos colaterais e, desse modo, prevenir seu encurtamento. Prevenir o encurtamento dos ligamentos colaterais reduz a probabilidade de desenvolvimento de uma “contratura em extensão” das articulações MCF.

Em alguns casos, entretanto, imobilizar as articulações MCF em flexão completa é contraindicado.<sup>7</sup> Por exemplo, após reconstrução cirúrgica da cápsula dorsal ou implante de uma artroplastia de articulação total, as articulações MCF devem ser imobilizadas em uma posição estendida (quase 0°). Essa posição reduz o esforço sobre os tecidos em cura localizados na face dorsal da articulação.

Cada articulação IFP é rodeada por uma cápsula que é reforçada por *ligamentos colaterais* radiais e ulnares.<sup>101</sup> A segunda porção do ligamento colateral na articulação IFP limita significativamente o movimento de abdução e adução. Como no caso da articulação MCF, a parte acessória do ligamento colateral se funde com a *placa palmar* e a reforça (Fig. 8-29). As conexões anatômicas entre a placa palmar e os ligamentos colaterais formam uma sede segura para a cabeça da falange proximal.<sup>53</sup> A placa palmar é a principal estrutura que limita a hiperextensão da articulação IFP.<sup>113</sup> Além disso, a superfície palmar da placa serve como a fixação para a base da *bainha digital fibrosa* — a estrutura que abriga os tendões dos músculos flexores extrínsecos dos dedos (dedos indicador e mínimo, Fig. 8-21).

As regiões laterais proximais de cada placa palmar nas articulações IFP se espessam longitudinalmente, formando um tecido fibroso chamado *ligamentos-rédeas* (Fig. 8-29).<sup>101,113</sup> Esses tecidos reforçam as fixações proximais da placa palmar, bem como ajudam na limitação da hiperextensão da articulação. Quando aumentados, os ligamentos-rédeas são frequentemente considerados um tecido patológico e, como tal, são muitas vezes excisados durante a liberação cirúrgica de uma contratura em flexão na articulação IFP.

As *articulações interfalangeanas distais (IFD)* são formadas pela articulação entre as cabeças das falanges médias e as bases das falanges distais (Fig. 8-29). A estrutura da articulação IFD e o tecido conjuntivo circundante são similares aos da articulação IFP, exceto pela ausência de ligamentos-rédeas.

### **Cinemática**

As articulações IFP flexionam a cerca de 100 a 120°. As articulações IFD permitem menos flexão, cerca de 70 a 90°. Como no caso das articulações MCF, a flexão nas articulações IFP e IFD é maior nos dedos mais ulnares. Uma hiperextensão mínima usualmente é permitida nas articulações IFP. As articulações IFD, no entanto, normalmente permitem até cerca de 30° de extensão além da posição neutra (0°).

Similaridades na estrutura articular causam artrocinemática semelhante nas articulações IFP e IFD. Durante a flexão ativa na articulação IFP, por exemplo, a base côncava da falange média rola e desliza em uma direção palmar pela tração dos flexores extrínsecos dos



dedos (Fig. 8-30). Durante a flexão, a tensão passiva criada na cápsula dorsal ajuda a guiar e estabilizar a cinemática de rolagem e deslizamento.

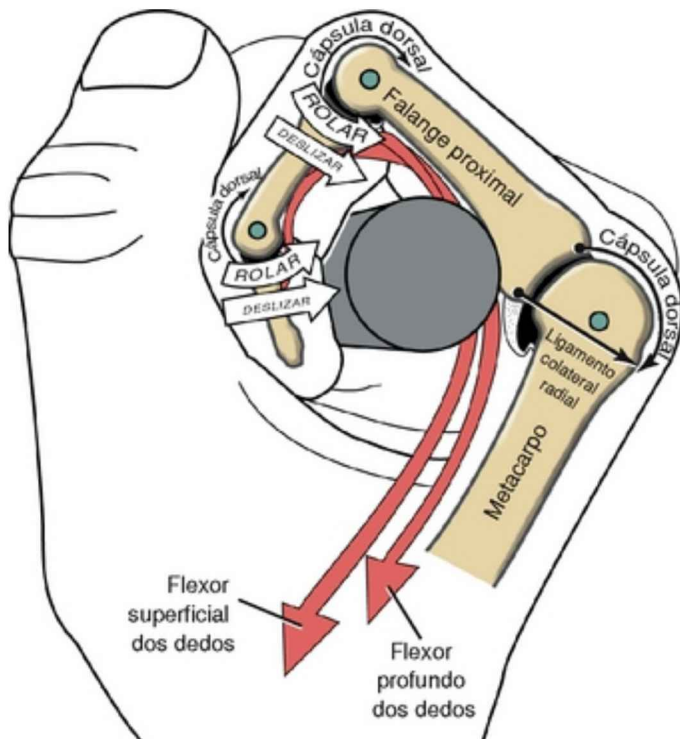


FIGURA 8-30 Ilustração que realça a artrocinemática da flexão ativa nas articulações interfalangeanas proximal e distal do dedo indicador. A flexão alonga as cápsulas dorsais das articulações interfalangeanas. As articulações metacarpofalangeana e interfalangeanas estão mostradas flexionando sob a força do flexor superficial dos dedos e do flexor profundo dos dedos. O eixo de rotação para flexão e extensão em todas as três articulações do dedo é na direção mediolateral, através do membro convexo da articulação. Tecidos retesados ou alongados estão mostrados como setas finas.

Ao contrário das articulações MCF, a tensão passiva nos ligamentos colaterais nas articulações IF permanece relativamente constante durante toda a amplitude de movimento.<sup>62</sup> Talvez a forma mais esférica das cabeças das falanges evite uma alteração importante no comprimento desses ligamentos colaterais (Fig. 8-26).<sup>18</sup> A posição de contato máximo das articulações IFP e IFD é considerada como sendo a de extensão completa,<sup>101</sup> mais provavelmente por causa do estiramento colocado sobre as placas palmares. Durante períodos de imobilização da mão, as articulações IFP e IFD frequentemente são imobilizadas próximas à extensão. Essa posição impõe um estiramento às placas palmares, reduzindo a probabilidade de desenvolvimento de uma contratura nessas articulações.

## **POLEGAR**

A estrutura e a função da articulação interfalangeana (IF) do polegar são semelhantes às das articulações IF dos demais dedos. O movimento é limitado principalmente a um grau de liberdade, permitindo flexão ativa a cerca de 70° (Fig. 8-28).<sup>41</sup> A articulação IF do polegar pode ser passivamente estendida além da posição neutra a cerca de 20°. Esse movimento é frequentemente empregado para aplicar uma força entre a polpa do polegar e um objeto, tal como ao empurrar um percevejo para dentro de uma tábua. A quantidade de hiperextensão passiva aumenta frequentemente durante a vida devido a anos de alongamento colocado sobre as estruturas palmares, incluindo a placa palmar.

### ENFOQUE ESPECIAL 8-3 “Posição Funcional” do Punho e da Mão

Algumas condições médicas, como traumatismo cranioencefálico, acidente vascular cerebral ou tetraplegia em nível alto podem resultar em uma deformidade permanente do punho e da mão. A deformidade é causada por uma combinação de paralisia em longo prazo, desuso ou tônus anormal nos músculos. Os clínicos, por essas razões, muitas vezes usam talas que favorecem uma posição de punho e mão que preserve maximamente o potencial funcional. Essa posição imobilizada, frequentemente chamada *posição funcional*, está mostrada na Figura 8-31. Ela proporciona uma mão ligeiramente aberta e em forma de concha, com o punho em posição para manter o comprimento ideal dos músculos flexores dos dedos.

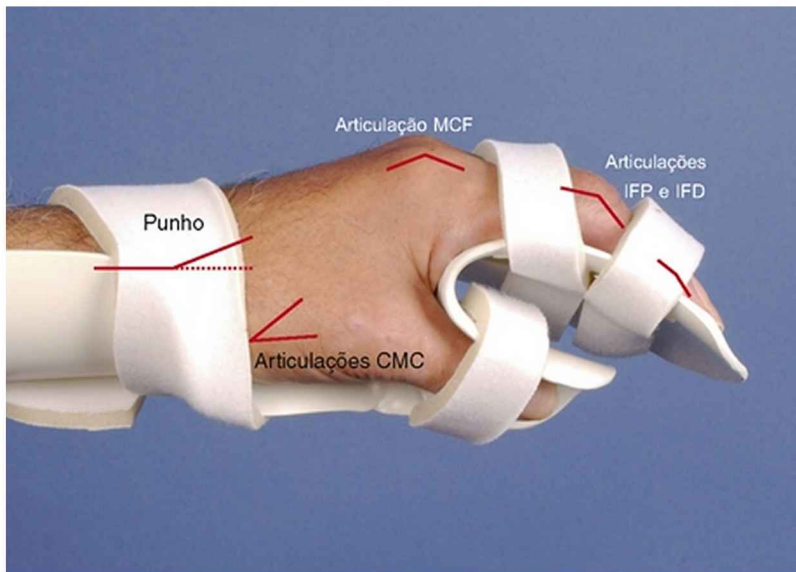


FIGURA 8-31 Uma tala é usada para suportar o punho e a mão

em uma “posição funcional”. A pessoa possui paralisia flácida devido a um Acidente Vascular Encefálico (AVE). A posição de função consiste no seguinte: *punho*, 20 a 30° de extensão com leve desvio ulnar; *dedos*, 35 a 45° de flexão da articulação metacarpofalangeana (MCF) e 15 a 30° de flexão da articulação interfalangeana proximal (IFP) e articulação interfalangeana distal (IFD); e *polegar*, 35 a 45° de abdução da articulação carpometacarpiana (CMC). Essas posições podem variar com base na condição física ou clínica subjacente do paciente.

*(Cortesia de Teri Bielefield, PT, CHT, Zablocki VA Hospital, Milwaukee, Wisconsin.)*

## **INTERAÇÃO DOS MÚSCULOS E ARTICULAÇÕES**

---

### **Inervação de Músculos, Pele e Articulações da Mão**

As funções altamente complexas e coordenadas da mão exigem uma rica fonte de inervação motora e sensitiva de músculos, pele e articulações da região. Consideremos, por exemplo, os movimentos de dedos muito precisos e delicados executados por um violinista de concerto. Um fato que permite essa precisão é que um único axônio viajando para um músculo intrínseco da mão, como o polegar pode inervar apenas 100 fibras musculares.<sup>74</sup> Nesse caso, um axônio ativaria simultaneamente *todas* as 100 fibras musculares. Em contraste, um único axônio viajando para a cabeça medial do músculo gastrocnêmio — um músculo não envolvido em movimentos delicados — pode inervar cerca de 2.000 fibras musculares.<sup>24</sup> A menor relação de fibras por axônio, típica da maioria dos músculos intrínsecos da mão, permite uma gradação mais

precisa entre os níveis de força, em última análise possibilitando controle mais fino do movimento.

O controle fino sobre os músculos e os movimentos dos dedos também exigem uma corrente constante de informação sensitiva. Consideremos a importância dessa informação sensitiva para uma pessoa que rapidamente descasca e come um pedaço de uma fruta com muito pouco contato visual. Essa atividade é controlada principalmente pelo *input* a partir dos nervos sensitivos nas mãos; grande parte da atividade muscular é em *resposta* a essa informação sensitiva. A ativação muscular desprovida de *input* sensitivo resulta tipicamente em um movimento grosseiro e incoordenado. Isso é frequentemente observado em doenças que poupam o sistema motor, mas afetam principalmente o sistema sensitivo, como a *tabes dorsalis*, uma condição que afeta os tractos aferentes (sensitivo) da medula espinhal.

## INERVAÇÃO DOS MÚSCULOS E DA PELE

A inervação dos músculos e da pele da mão está ilustrada na Fig. 6-32. O *nervo radial* inerva os músculos extensores extrínsecos dos dedos. Esses músculos, localizados no aspecto dorsal do antebraço, são o extensor dos dedos, o extensor do dedo mínimo, o extensor do indicador, o extensor longo do polegar, o extensor curto do polegar e o abductor longo do polegar. O *nervo radial* é responsável pela sensibilidade no aspecto dorsal do punho e da mão, especialmente em torno da região dorsal da membrana do espaço tenar.

O *nervo mediano* inerva a maioria dos flexores extrínsecos dos dedos. No antebraço, o *nervo mediano*

inerva o flexor superficial dos dedos. Um ramo do nervo mediano (nervo interósseo anterior) a seguir inerva a metade lateral do flexor profundo dos dedos e o flexor longo do polegar.

Continuando distalmente, o nervo mediano entra na mão pelo túnel do carpo, profundamente ao ligamento carpal transverso. Uma vez na mão, ele inerva os músculos que formam a eminência tenar (flexor curto do polegar, abductor curto do polegar e oponente do polegar) e os dois lumbricais laterais. O nervo mediano é responsável pela sensibilidade no aspecto palmolateral da mão, incluindo as pontas dos dedos e a região palmar dos três e meio dedos laterais.

#### ENFOQUE ESPECIAL 8-4 O Papel “Protetor” da Sensibilidade Normal

Asensibilidade normal na mão é essencial para sua proteção contra lesões mecânicas e térmicas. Pessoas com neuropatia periférica, lesão da medula espinal e diabetes incontrolado, por exemplo, muitas vezes não possuem sensibilidade nas suas extremidades, tornando-as muito vulneráveis a lesões. Pessoas com doença de Hansen (antes chamada “lepra”<sup>111</sup>) podem ter dedos totalmente insensíveis, bem como lesões da pele. Com o passar do tempo — e especialmente sem tratamento médico — as pessoas com doença de Hansen grave ou não controlada podem sofrer perda parcial ou completa dos seus dedos. Esse fenômeno está apenas indiretamente relacionado às bactérias infectantes; a causa mais direta se origina das forças de contato desnecessariamente grandes e frequentemente lesivas aplicadas aos dedos insensíveis. Com sensibilidade normal, as pessoas geralmente aplicam uma quantidade relativamente baixa de força com suas mãos enquanto executando atividades de rotina

— geralmente apenas o mínimo necessário para executar adequadamente uma dada tarefa. Na doença de Hansen, no entanto, uma força maior que o normal frequentemente é aplicada como meio de compensar a sensibilidade diminuída. Embora a força aumentada possa ser leve para qualquer aplicação dada, múltiplas aplicações durante um período prolongado de tempo podem danificar a pele e outro tecido conjuntivo. Independentemente da patologia que causa a perda de sensibilidade, os clínicos devem educar os seus pacientes sobre a sua vulnerabilidade aumentada a lesões e sugerir métodos para proteger a região.<sup>64</sup>

O *nervo ulnar* inerva a metade medial do flexor profundo dos dedos. Distalmente, o nervo ulnar cruza o punho superficial ao túnel do carpo. Na mão, o ramo motor profundo do nervo ulnar inerva os músculos hipotenares (flexor do dedo mínimo, abductor do dedo mínimo, oponente do dedo mínimo e palmar curto) e os dois lumbricais mediais. O ramo motor profundo continua lateral e profundamente na mão para inervar todos os interósseos palmares e dorsais e, finalmente, o adutor do polegar. O nervo ulnar é responsável pela sensibilidade no bordo ulnar da mão, incluindo a maior parte da pele do primeiro dedo ulnar e face lateral do segundo.

Como referência, as raízes nervosas primárias que suprem os músculos da extremidade superior estão listadas no Apêndice II, Parte A. Além disso, o Apêndice II, Partes B a D, inclui itens de referência adicionais para ajudar a guiar a avaliação clínica do estado funcional das raízes nervosas C<sup>5</sup>-T<sup>1</sup> e de vários nervos periféricos importantes do membro superior.

## INERVAÇÃO SENSITIVA DAS ARTICULAÇÕES

Em sua maior parte, as *articulações da mão* recebem as sensações a partir de fibras nervosas sensitivas que suprem os dermatômos subjacentes. (Gráfico de dermatômos no Apêndice II, Parte D.) Essas fibras nervosas aferentes se fundem com as seguintes raízes nervosas dorsais na medula espinhal: C<sup>6</sup>, transportando a sensibilidade a partir do polegar e dedo indicador; C<sup>7</sup>, transportando sensibilidade a partir do dedo médio; e C<sup>8</sup>, transportando a sensibilidade a partir dos dedos anular e mínimo.<sup>30,39,101</sup>

## Função Muscular da Mão

Os músculos que operam os dedos são classificados como *extrínsecos* ou *intrínsecos* da mão (Tabela 8-3). Os músculos extrínsecos têm suas inserções proximais no antebraço ou, em alguns casos, muito proximais nos epicôndilos do úmero. Os músculos intrínsecos, ao contrário, possuem suas inserções proximais e distais dentro da mão. Como resumo e referência, a anatomia detalhada e o suprimento nervoso dos músculos da mão estão incluídos no Apêndice II, Parte E.

TABELA 8-3 Músculos Extrínsecos e Intrínsecos da Mão

	Músculos
<b>Músculos extrínsecos</b>	
Flexores dos dedos	Flexor superficial dos dedos Flexor profundo dos dedos



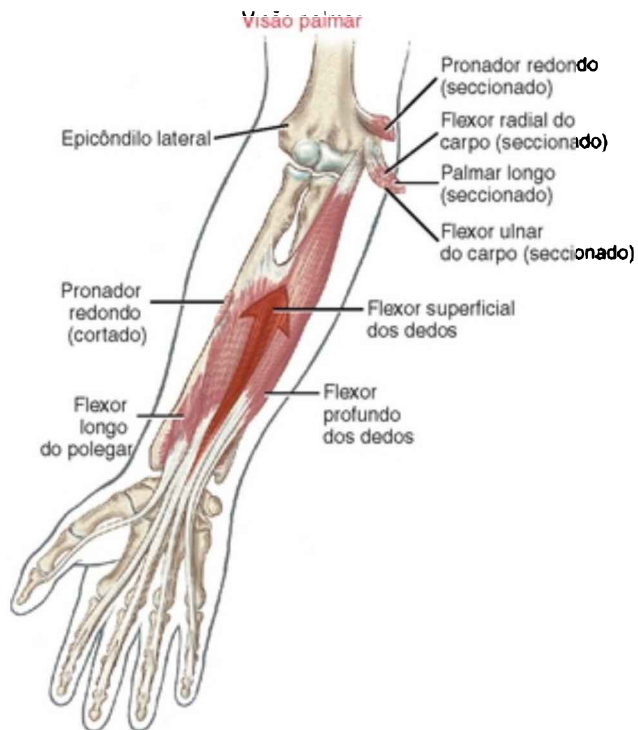
	Flexor longo do polegar
Extensores dos dedos	Extensor dos dedos Extensor do indicador Extensor do dedo mínimo
Extensores do polegar	Extensor longo do polegar Extensor curto do polegar Abdutor longo do polegar
<b>Músculos intrínsecos</b>	
Eminência tenar	Abdutor curto do polegar Flexor curto do polegar Oponente do polegar
Eminência hipotenar	Abdutor do dedo mínimo Flexor do dedo mínimo Oponente do dedo mínimo Palmar curto
Outros	Adutor do polegar (duas cabeças) Lumbricais (quatro) Interósseos (quatro palmares e quatro dorsais)

A maioria dos movimentos ativos da mão, como abrir e fechar os dedos, requer cooperação precisa entre os músculos extrínsecos e intrínsecos da mão e os músculos do punho. Este tópico é considerado em detalhe mais tarde neste capítulo.

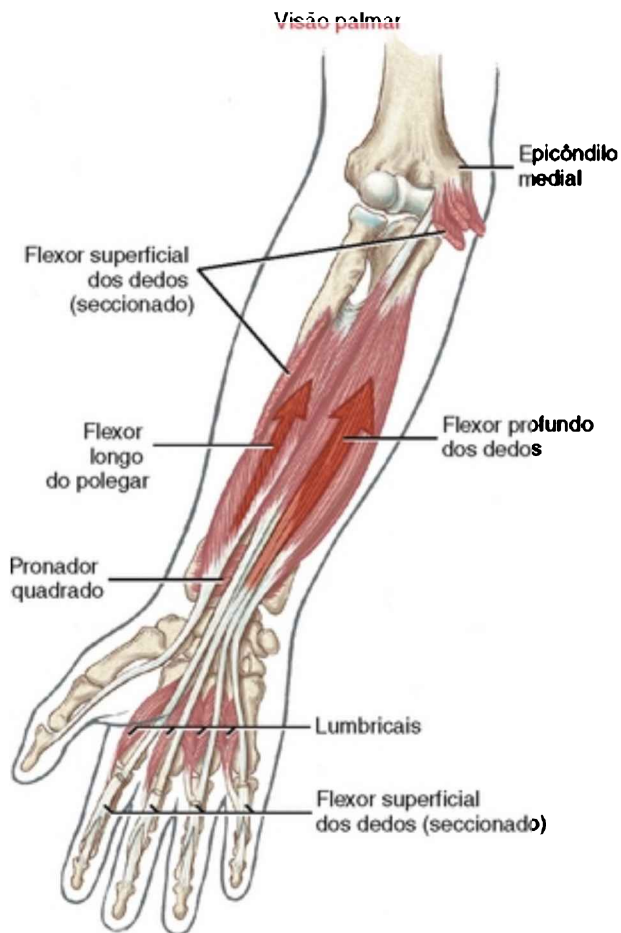
## **FLEXORES EXTRÍNSECOS DOS DEDOS**

### **Anatomia e Ação Conjunta dos Flexores Extrínsecos dos Dedos**

Os músculos flexores extrínsecos dos dedos são o flexor superficial dos dedos, o flexor profundo dos dedos e o flexor longo do polegar (Figs. 8-32 e 8-33). Esses músculos possuem extensas inserções proximais a partir do epicôndilo medial do úmero e de regiões do antebraço.



**FIGURA 8-32** Visão anterior do antebraço direito realçando a ação do músculo flexor superficial dos dedos. Observe as extremidades proximais seccionadas dos músculos flexores do punho e pronador redondo.



**FIGURA 8-33** Visão anterior do antebraço direito realçando a ação dos músculos flexor profundo dos dedos e flexor longo do polegar. Os músculos lumbricais estão mostrados fixando-se aos tendões do flexor profundo dos dedos. Observe as extremidades proximal e distal seccionadas do flexor superficial dos dedos.

O ventre muscular do *flexor superficial dos dedos* está localizado no antebraço anterior, imediatamente profundo aos três flexores do punho e o músculo pronador redondo (Fig. 8-32). Seus quatro tendões cruzam o punho e entram

no aspecto palmar da mão. No nível da falange proximal, cada tendão se divide para permitir a passagem do tendão do flexor profundo dos dedos (Fig. 8-34, dedo médio e indicador). As duas partes separadas de cada tendão se unem de novo parcialmente, cruzam a articulação IFP e se inserem nos lados do aspecto palmar da falange média.

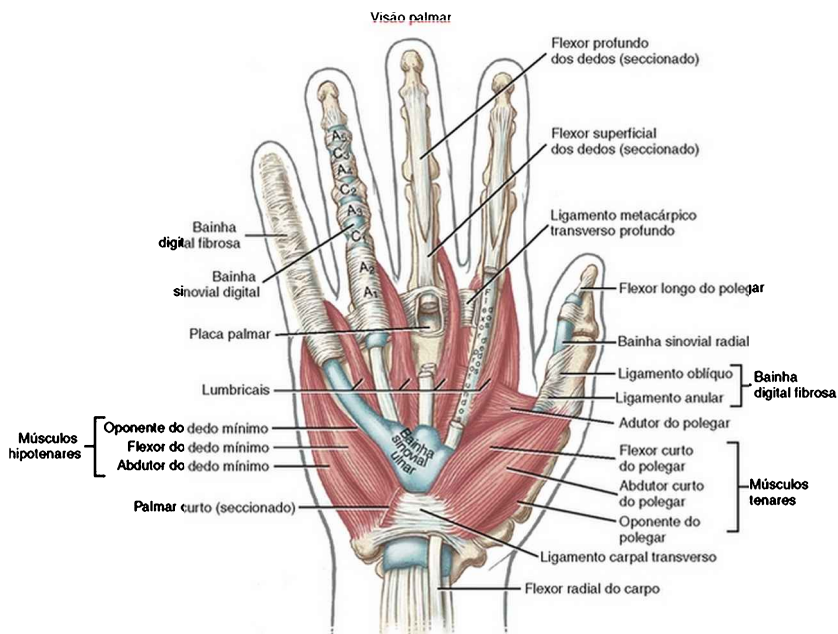


FIGURA 8-34 Visão palmar que ilustra várias estruturas importantes da mão. Observar o *dedo mínimo* mostrando a bainha digital fibrosa e a bainha sinovial ulnar encerrando os tendões flexores extrínsecos. No *dedo anular*, a bainha digital fibrosa foi removida, salientando desse modo a bainha sinovial digital (azul) e as polias anulares (A<sub>1</sub> a A<sub>5</sub>) e cruciformes (C<sub>1</sub> a C<sub>3</sub>). O *dedo médio* mostra as polias removidas para expor as fixações distais dos flexores superficial e profundo dos dedos. O *dedo indicador* tem uma parte removida do tendão flexor superficial dos dedos, expondo desse modo o tendão mais

profundo do flexor profundo dos dedos e o lumbrical afixado. O *polegar* salienta as polias oblíqua e anular, juntamente com a bainha sinovial radial rodeando o tendão do flexor longo do polegar. (Os músculos tenares e hipotenares também estão desenhados.)

A ação principal do flexor superficial dos dedos é flexionar as articulações IFP. Esse músculo, no entanto, flexiona todas as articulações que ele cruza. Em geral, com a exceção do dedo mínimo, cada tendão pode ser controlado de maneira relativamente independente do outro. Essa independência funcional é especialmente evidente no dedo indicador.

O ventre muscular do *flexor profundo dos dedos* está localizado no plano muscular mais profundo do antebraço, profundo ao músculo flexor superficial dos dedos (Fig. 8-33). Uma vez no dedo, cada tendão passa através do tendão fendido do flexor superficial dos dedos. Cada tendão profundo então continua distalmente para se inserir no lado palmar da base da falange distal. O flexor profundo dos dedos é o único flexor da IFD, mas, diferentemente do superficial, pode ajudar a flexionar cada articulação que ele cruza.

O flexor profundo do dedo indicador pode ser controlado de maneira relativamente independente dos outros tendões profundos. Os três tendões restantes, no entanto, são interconectados por meio de vários fascículos musculares, os quais usualmente impedem a flexão isolada da articulação IFD de um único dedo. Para apreciar essa interconexão, pegue o dedo médio e estenda maximamente todas as suas articulações. Enquanto o estiver segurando nessa posição, tente flexionar ativamente *apenas* a

articulação IFD do dedo anular. A incapacidade ou dificuldade para efetuar esse movimento é causada pelo alongamento excessivo imposto ao ventre muscular inteiro do flexor profundo dos dedos pela extensão completa do dedo médio. Durante testagem manual, essa manobra é frequentemente usada para inibir a ação do profundo, permitindo, desse modo, que o flexor superficial dos dedos seja o flexor mais dominante da articulação IFP.

O *flexor longo do polegar* reside no plano muscular mais profundo do antebraço, imediatamente lateral ao flexor profundo dos dedos (Fig. 8-33). Esse músculo cruza o punho e se fixa distalmente ao lado palmar da base da falange distal do polegar. O flexor longo do polegar é o único flexor na articulação IF do polegar e também exerce um torque de flexão substancial nas articulações MCF e CMC do polegar. Se não sofrer oposição, o flexor longo do polegar também flexiona do punho.

Todos os três flexores extrínsecos dos dedos supracitados frequentemente se contraem em harmonia, especialmente quando é necessária uma preensão firme da mão inteira. As ações desses músculos enrolam os dedos em flexão enquanto também ajudam na oposição das articulações CMC do primeiro, quarto e quinto dedos. Essa ação é mais evidente quando um punho é alternadamente cerrado e afrouxado. Embora sutis, essas ações de oposição ajudam certos músculos intrínsecos a elevar os bordos da mão, melhorando, desse modo, a eficácia e a segurança da preensão.

Distalmente ao túnel do carpo, a *bainha sinovial ulnar* rodeia os tendões flexores superficial e profundo dos dedos. Essa bainha termina na palma proximal, exceto por uma continuação distal em torno dos tendões do dedo mínimo

(Fig. 8-34). A *bainha sinovial radial* permanece em contato com o tendão do flexor longo do polegar até sua inserção no polegar.

Os tendões flexores extrínsecos dos dedos viajam para sua fixação distal em túneis fibro-ósseos protetores conhecidos como *bainhas digitais fibrosas* (Fig. 8-34, dedo mínimo). As bainhas começam proximalmente como uma continuação da aponeurose espessa embaixo da pele da palma. Em toda a extensão de cada dedo, as bainhas são ancoradas nas falanges e nas placas palmares (Fig. 8-21, dedo indicador). Embutidas em cada bainha digital estão bandas individualizadas de tecido chamadas *polias flexoras* (Fig. 8-34, A<sub>1</sub> a A<sub>5</sub>, C<sub>1</sub> a C<sub>3</sub> no dedo anular). Profunda a estas polias está uma *bainha sinovial digital*, rodeando os tendões flexores desde o sulco palmar distal até a articulação IFD. Essa bainha serve como uma fonte nutricional e de lubrificação para os tendões encerrados. O líquido sinovial secretado a partir da bainha reduz o atrito entre os tendões dos flexores superficial e profundo dos dedos. Após lesão ou laceração, aderências podem se desenvolver entre o tendão e a bainha digital adjacente ou entre tendões. Depois da reparação cirúrgica de um tendão lacerado, o terapeuta usualmente inicia um programa de exercício estritamente monitorado para facilitar o deslizamento do tendão. Essa terapia é efetuada de acordo com um programa cronológico estrito, conforme determinado pelo cirurgião e o terapeuta, dependendo do tipo de reparo e de outros parâmetros.

**ENFOQUE ESPECIAL 8-5** Base Anatômica da  
“Síndrome do Túnel do Carpo”



Todos os nove tendões flexores extrínsecos dos dedos e o nervo mediano passam através do túnel do carpo (Fig. 8-35). Esses tendões são rodeados por bainhas sinoviais, destinadas a reduzir o atrito entre as estruturas. Uma *bainha sinovial ulnar* circunda os oito tendões dos flexores superficiais e profundos dos dedos, e uma *bainha sinovial radial* separada rodeia o tendão do flexor longo do polegar. Atividades manuais que exigem posições repetitivas, prolongadas ou extremas do punho podem irritar os tendões e suas bainhas. Em virtude do compartimento fechado e relativamente pequeno do túnel do carpo, um edema das membranas pode aumentar a pressão sobre o nervo mediano. Isso pode resultar na *síndrome do túnel do carpo*, que é caracterizada por dor e parestesia na distribuição sensitiva do nervo mediano. Com a progressão da síndrome, podem ocorrer fraqueza e atrofia nos músculos da eminência tenar. As pessoas com síndrome do túnel do carpo frequentemente experimentam aumentos anormalmente grandes da pressão no túnel, especialmente durante movimentos extremos,<sup>46</sup> inclusive ao cerrar o punho. Atividades que criam movimento repetitivo dos tendões e nervo mediano dentro do túnel do carpo, como uso prolongado de um teclado de computador, foram implicadas como causa de síndrome do túnel do carpo.<sup>108</sup> Foi mostrado que as pressões aumentam significativamente quando a digitação é efetuada com maior extensão ou desvio radial do punho.<sup>87</sup> Um *design* alternativo do teclado padrão de computador pode proporcionar uma posição menos forçada para o punho e, desse modo, reduzir a gravidade dessa condição dolorosa.<sup>65,95</sup>

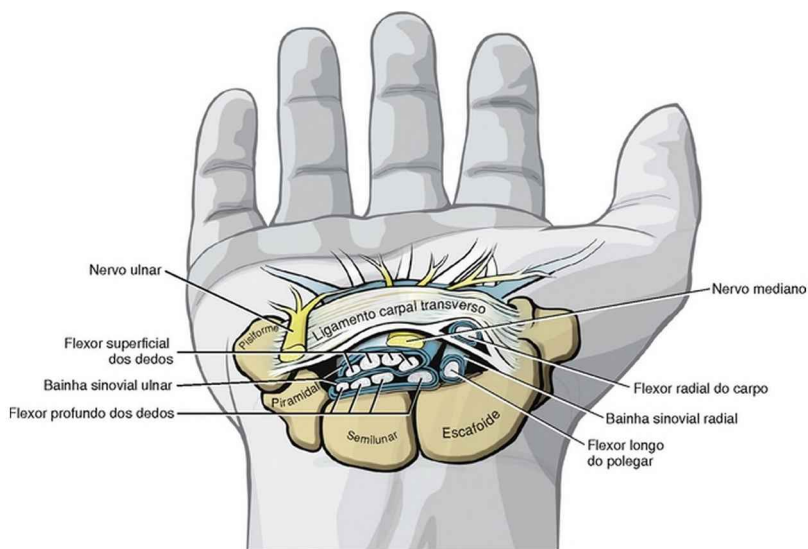


FIGURA 8-35 Visão transversa através da entrada do túnel do carpo do punho direito. A bainha sinovial ulnar (azul) rodeia os tendões dos flexores superficial e profundo dos dedos. A bainha sinovial radial circunda o tendão do flexor longo do polegar. Observe a posição dos nervos mediano e ulnar em relação ao ligamento carpal transverso.

Os tendões flexores e as membranas sinoviais circundantes podem se tornar inflamados — uma condição conhecida como *tenossinovite*. Um edema associado limita o espaço dentro da bainha e, desse modo, restringe a ação de deslizamento dos tendões. A região inflamada do tendão também pode desenvolver um nódulo que ocasionalmente se torna encunhado dentro da região estenosada da bainha, bloqueando assim o movimento do dedo. Com força adicional, o tendão pode subitamente deslizar através da constrição com um estalo, condição muitas vezes chamada “dedo em gatilho”. O tratamento conservador, que inclui modificação da atividade, imobilização com tala e terapia

com injeções de corticoide, pode ser efetivo nas fases iniciais, mas a liberação cirúrgica da região constringida da bainha geralmente é necessária em casos crônicos.

### **Anatomia e Função das Polias Flexoras**

A Figura 8-34 mostra as polias flexoras que estão embutidas na bainha digital fibrosa. Cinco *polias anulares* foram descritas em cada dedo, designadas como A<sub>1</sub> a A<sub>5</sub>.<sup>17</sup> As polias principais (A<sub>2</sub> e A<sub>4</sub>) se fixam às diáfises das falanges proximal e média. As polias menores (A<sub>1</sub>, A<sub>3</sub> e A<sub>5</sub>) se fixam diretamente à placa palmar em cada uma das três articulações em um dedo. Três *polias cruciformes* menos distintas (C<sub>1</sub> a C<sub>3</sub>) também foram descritas.<sup>17</sup> As polias cruciformes são constituídas de finas fibras flexíveis que se entrecruzam sobre os tendões em regiões em que as bainhas digitais se curvam durante flexão.

Os *ligamentos anular e oblíquo* do polegar funcionam como polias para a passagem do tendão do flexor longo do polegar (Fig. 8-34).

As polias flexoras, a aponeurose palmar e a pele compartilham a função semelhante de manter os tendões subjacentes a uma distância relativamente próxima das articulações.<sup>29</sup> Sem a contenção fornecida por esses tecidos, a força de uma contração forte dos flexores extrínsecos dos dedos faz o tendão se afastar do eixo de rotação da articulação, fenômeno chamado “corda de arco” do tendão.

As polias flexoras dos dedos têm um papel particularmente importante em estabilizar a posição dos tendões em relação às articulações subjacentes.<sup>90</sup> As polias

podem estar excessivamente tensionadas ou laceradas secundariamente a trauma, uso excessivo ou doença. (Digno de interesse é que o hipertensionamento e a subsequente corda de arco dos tendões flexores foram observados em 26% dos montanhistas de elite, mais frequentemente nos dedos anular e médio.)<sup>89,109</sup> Um seccionamento ou tensionamento excessivo de um polia principal A<sub>2</sub> ou A<sub>4</sub> altera significativamente os braços de momento dos tendões flexores e subsequentemente altera a biomecânica das articulações MCF e IFP.<sup>29</sup> A preservação dessas duas polias principais constitui, portanto, um objetivo importante dos cirurgões de mão.

### **Papel dos Músculos Estabilizadores Proximais durante Flexão Ativa dos Dedos**

Os flexores digitais extrínsecos são mecanicamente capazes de flexionar múltiplas articulações, desde a IFD até, pelo menos teoricamente para o flexor superficial dos dedos, o cotovelo. Para que esses músculos isolem seu potencial de flexão através de uma única articulação, outros músculos se contraem sinergisticamente com os flexores digitais extrínsecos. Consideremos o flexor superficial dos dedos efetuando flexão isolada da articulação IFP (Fig. 8-36). Ao início da contração, o extensor dos dedos tem que atuar como estabilizador proximal a fim de evitar que o flexor superficial dos dedos flexione a articulação MCF e o punho. Uma vez que o comprimento do braço de momento de flexão do flexor superficial dos dedos aumenta progressivamente nas articulações mais proximais, uma força relativamente pequena aplicada em uma articulação distal é amplificada para um grande torque nas

articulações mais proximais. A Figura 8-36 mostra que uma força de 20 N (~2 kg) no tendão superficial dos dedos produz em torno de 15 Ncm de torque na articulação IFP, um torque de 20 Ncm na articulação MCF e um de 25 Ncm na articulação mediocarpal do punho. *Quanto maior a força produzida pelo flexor superficial dos dedos, maiores as demandas de força impostas aos estabilizadores proximais.* Os estabilizadores proximais incluem o extensor dos dedos e, se necessário, os extensores do punho. A quantidade de força muscular e coordenação muscular necessárias para uma ação simples de flexão da articulação IFP é na realidade maior do que parece a princípio. A paralisia ou uma fraqueza de estabilizadores proximais pode destruir significativamente a eficácia da função muscular mais distal.

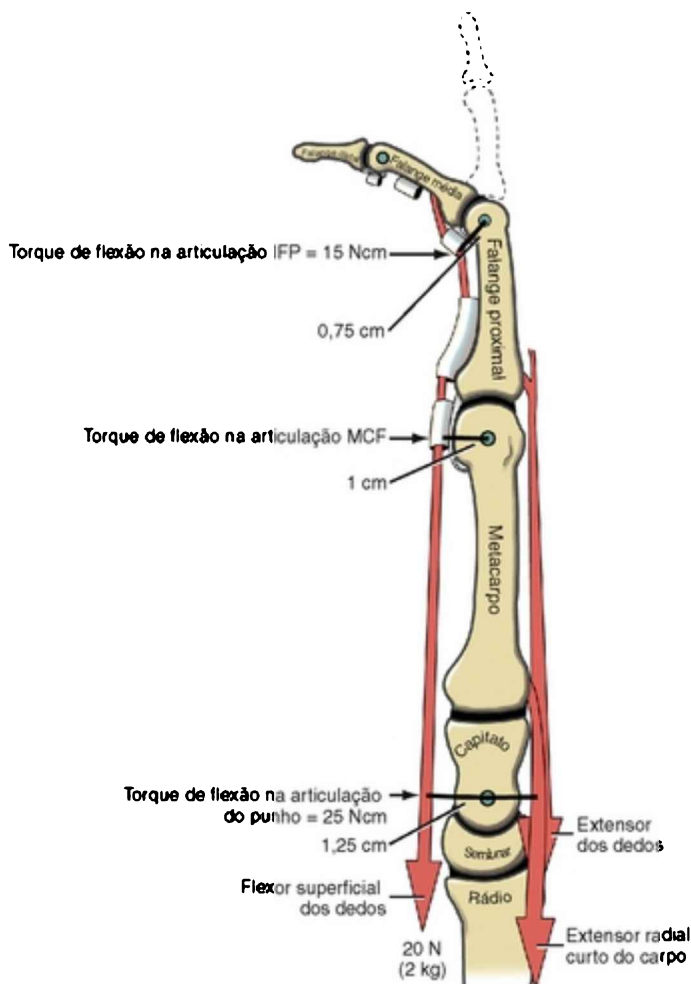


FIGURA 8-36 A ativação muscular necessária para produzir o movimento simples de flexão da articulação interfalangeana proximal. Uma força de 20 N (~2 kg) produzida pelo flexor superficial dos dedos cria um torque de flexão através de cada articulação que ele cruza. Em virtude dos braços de momento progressivamente maiores nas articulações mais proximais, os torques flexores aumentam progressivamente em uma direção proximal de 15 a 25 Ncm. Para que apenas a flexão na articulação interfalangeana proximal seja isolada, o extensor dos

dedos e o flexor radial do carpo devem resistir ao efeito de flexão do flexor superficial dos dedos através das articulações do punho e metacarpofalangeana.

### **Flexão Passiva dos Dedos por “Ação de Tenodese” dos Flexores Extrínsecos dos Dedos**

Os flexores extrínsecos dos dedos — a saber, o flexor profundos dos dedos, o flexor superficial dos dedos e o flexor longo do polegar — cruzam anteriores ao punho. A posição do punho, portanto, altera significativamente o comprimento e a tensão passiva subsequente nesses músculos. Uma implicação desse arranjo pode ser apreciada estendendo-se ativamente o punho e observando a *flexão passiva* dos dedos e do polegar (Fig. 8-37). Os dedos flexionam automaticamente em virtude da tensão passiva aumentada nos músculos flexores alongados. O alongamento de um músculo poliarticular através de uma articulação, o que gera um movimento passivo em outras articulações, é chamado *ação de tenodese* de um músculo.



FIGURA 8-37 “Ação de tenodese” dos flexores dos dedos em uma pessoa sadia. À medida que o punho é estendido, o polegar e os demais dedos se flexionam automaticamente em virtude do alongamento imposto aos flexores digitais extrínsecos. A flexão ocorre passivamente, sem esforço por parte do sujeito.

A quantidade de flexão passiva dos dedos causada pela ação de tenodese mencionada anteriormente é surpreendentemente grande; em indivíduos sadios, em média, estender completamente o punho a partir da flexão completa flexiona automaticamente a articulação IFD cerca de  $20^\circ$ , a articulação IFP cerca de  $50^\circ$ , e a articulação MCF cerca de  $35^\circ$ .<sup>104</sup> A Figura 8-37 também demonstra que, na posição de flexão completa do punho, os dedos, principalmente o indicador, se estendem passivamente devido a uma ação de tenodese semelhante dos músculos extensores digitais extrínsecos esticados. Essencialmente



todos os músculos poliarticulares no corpo demonstram algum grau de ação de tenodese.

## EXTENSORES EXTRÍNSECOS DOS DEDOS

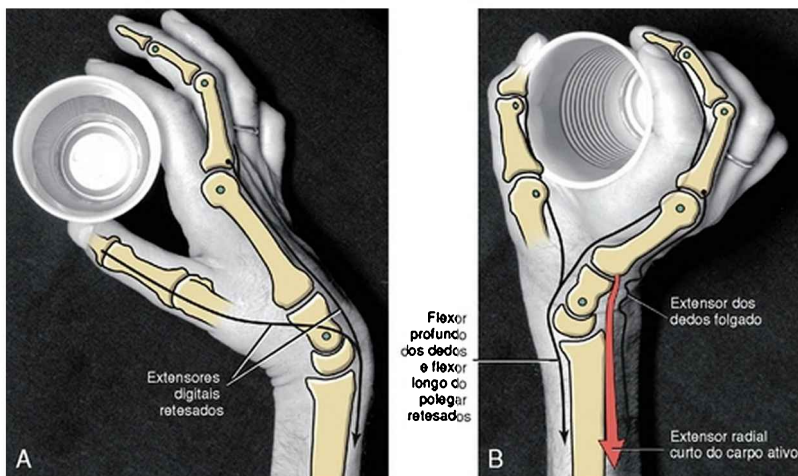
### Anatomia Muscular

Os extensores extrínsecos dos dedos são o extensor dos dedos, o extensor do indicador e o extensor do dedo mínimo (Fig. 7-22). O extensor dos dedos e o extensor do dedo mínimo se originam de um tendão comum a partir do epicôndilo lateral do úmero. O extensor do indicador tem sua fixação proximal na região dorsal do antebraço. O *extensor dos dedos*, em termos de área de secção transversal, é de longe o extensor predominante dos dedos. Além de funcionar como um extensor dos dedos, o extensor dos dedos tem um excelente braço de momento como extensor do punho (Fig. 7-24).

### ENFOQUE ESPECIAL 8-6 Utilidade da Ação de Tenodese em algumas Pessoas com Tetraplegia

A ação de tenodese natural dos músculos flexores digitais extrínsecos tem importantes significados clínicos. Um exemplo envolve uma pessoa com tetraplegia em C<sup>6</sup> que tem paralisia quase completa ou completa dos seus flexores e extensores dos dedos, porém com extensores do punho bem inervados. As pessoas com esse nível de lesão da medula espinal muitas vezes empregam uma ação de tenodese para muitas funções, como segurar um copo d'água. A fim de abrir a mão para pegar o copo, a pessoa deixa a gravidade primeiro flexionar o punho. Isso, por sua vez, estica os extensores parcialmente paralisados dos dedos e polegar (ver músculos “retesados” na Fig. 8-38, A). Na Figura 8-38, B, a *contração ativa de um músculo extensor do*

*punho* (mostrado em vermelho) afrouxa o extensor dos dedos, mas também, o que é mais importante, alonga os músculos paralisados flexores dos dedos e do polegar, como o flexor profundo dos dedos e o flexor longo do polegar. O alongamento nesses músculos cria suficiente tensão passiva para flexionar efetivamente os dedos e pegar o copo. A quantidade de tensão passiva nos flexores digitais é controlada indiretamente pelo grau de extensão ativa do punho.



**FIGURA 8-38** Uma pessoa com tetraplegia no nível C6 usando “ação de tenodese” para pegar um copo d’água. **A**, A flexão do punho induzida pela gravidade faz a mão se abrir. **B**, A extensão ativa do punho por contração do extensor radial curto do carpo (mostrado em vermelho) cria suficiente tensão passiva nos flexores digitais paralisados para segurar o copo d’água. Veja descrição completa acima.

Dissecar e afastar o extensor dos dedos e o extensor do mínimo expõe o *extensor do indicador*, que é mais profundo, e os músculos extensores extrínsecos do polegar (Fig. 8-39). O músculo extensor do indicador tem apenas um

tendão, que serve ao dedo indicador. O *extensor do dedo mínimo* é um pequeno músculo fusiforme frequentemente interconectado com o extensor dos dedos. Conforme representado na Figura 8-40, o extensor do dedo mínimo muitas vezes tem dois tendões.

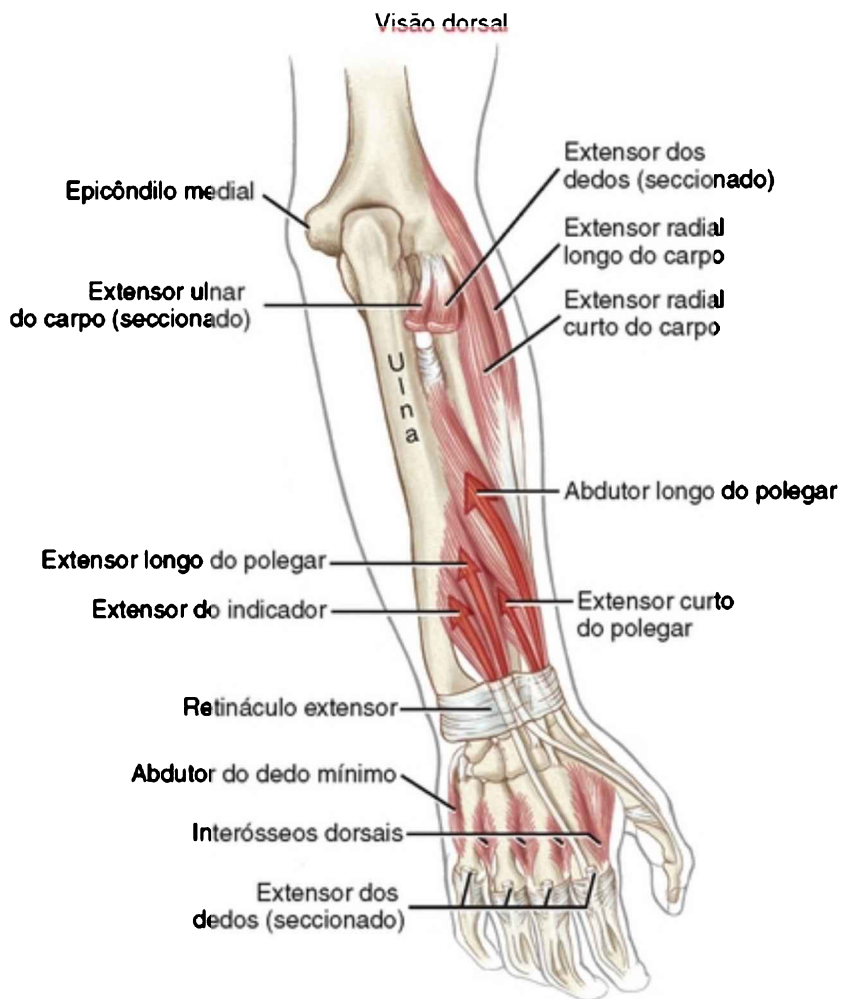
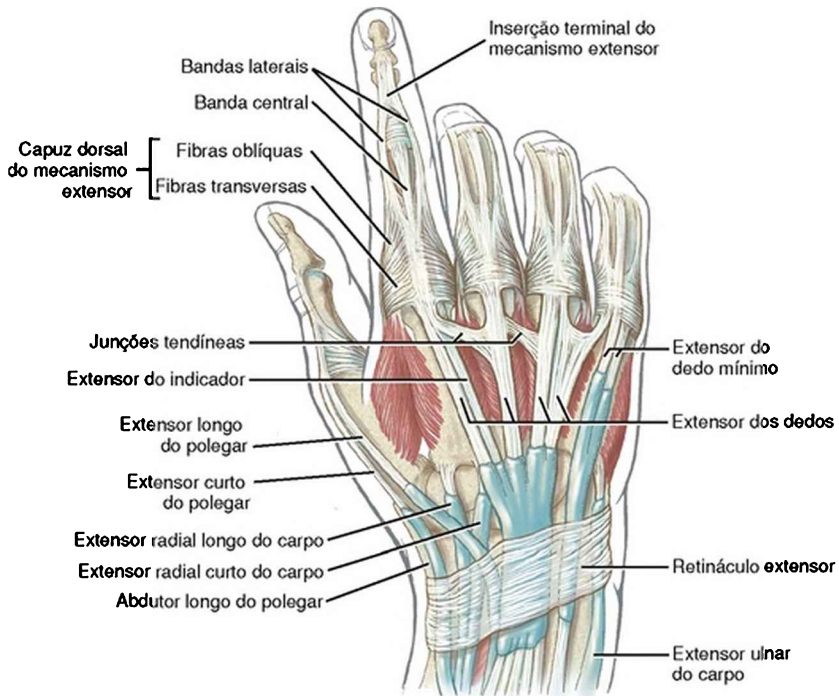


FIGURA 8-39 Visão dorsal da extremidade superior direita

realçando os extensores digitais: o extensor do indicador, o extensor longo do polegar, o extensor curto do polegar e o abductor longo do polegar. Observe as extremidades proximais seccionadas do extensor ulnar do carpo e do extensor dos dedos.



**FIGURA 8-40** Visão dorsal de músculos, tendões e mecanismo extensor da mão direita. As bainhas sinoviais (em azul) e o retináculo extensor também estão representados. Os músculos interósseos dorsais e abductor do dedo mínimo também são evidentes no aspecto dorsal da mão.

Os tendões do extensor dos dedos, do extensor do indicador e do extensor do dedo mínimo cruzam o punho em compartimentos revestidos por sinóvia localizados dentro do retináculo extensor (Fig. 7-23). Distalmente ao

retináculo extensor, os tendões correm na direção dos dedos, dorsais aos metacarpos (Fig. 8-40). Os tendões do extensor dos dedos são interconectados por várias *junções tendíneas*. Essas tiras finas de tecido conjuntivo estabilizam o ângulo de aproximação dos tendões à base das articulações MCF e podem limitar movimento independente dos tendões individuais.

A organização anatômica dos tendões extensores dos dedos é muito diferente daquela dos flexores dos dedos. Os tendões flexores viajam em bainhas digitais bem definidas na direção de inserções ósseas isoladas. Em contraste, distalmente ao punho, os tendões extensores não possuem bainha digital ou sistema de polias definidos. Os tendões extensores eventualmente se tornam integrados em uma expansão fibrosa de tecidos conjuntivos localizada ao longo da extensão do dorso de cada dedo (Fig. 8-40). O conjunto complexo de tecido conjuntivo é chamado de *mecanismo extensor*, embora outros termos tenham sido usados com o passar dos anos, incluindo *expansão extensora*, *aparelho extensor* e *montagem extensora*.<sup>14,100</sup> O mecanismo extensor serve como inserção distal principal para o extensor dos dedos, do indicador e do dedo mínimo e para a maioria dos músculos intrínsecos que atuam sobre os dedos. A seção a seguir descreve a anatomia do mecanismo extensor. Existe para o polegar um mecanismo extensor semelhante, porém menos organizado.

### **Mecanismo Extensor dos Dedos**

Uma pequena tira do tendão do extensor dos dedos se fixa na base do lado dorsal da falange proximal. O tendão restante se achata para uma *banda central*, formando a “espinha dorsal” do mecanismo extensor de cada dedo

(Figs. 8-40 e 8-41). A banda central corre distalmente para se inserir na base dorsal da falange média. Antes de cruzar a articulação IFP, duas *bandas laterais* divergem da banda central. Mais distalmente, as bandas laterais se fundem em um tendão terminal único, que se fixa à base dorsal da falange distal. As múltiplas inserções do mecanismo extensor nas falanges permitem que o extensor dos dedos transfira força extensora distalmente através do dedo inteiro.

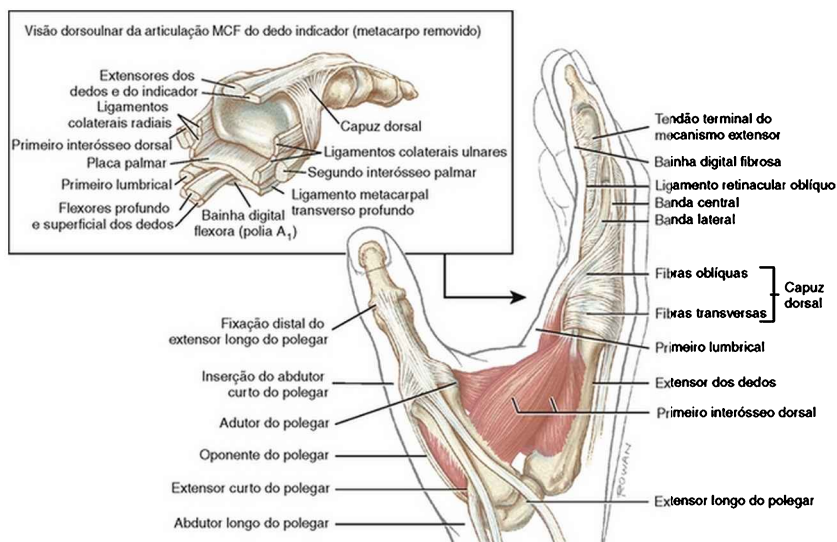


FIGURA 8-41 Visão lateral de músculos, tendões e mecanismo extensor da mão direita. A ilustração no quadro salienta a anatomia associada à articulação metacarpofalangeana do dedo indicador.

A posição das bandas laterais em relação à articulação IFP é estabilizada bilateralmente em cada dedo por um conjunto de tecidos conjuntivos finos, geralmente conhecidos como ligamentos retinaculares.<sup>93,110</sup> O mais

substancial desses tecidos conjuntivos é um par de ligamentos retinaculares oblíquos. A Figura 8-41 mostra o *ligamento retinacular oblíquo* do dedo indicador. As fibras mais delgadas se originam proximalmente em relação à bainha digital fibrosa, imediatamente proximal à articulação IFP, e correm oblíqua e distalmente para se inserir nas bandas laterais. Os ligamentos ajudam a coordenar movimento entre as articulações IFP e IFD dos dedos, um ponto a ser discutido mais tarde neste capítulo.

A característica mais proeminente da extremidade proximal do mecanismo extensor é o *capuz dorsal* (Figs. 8-40 e 8-41). Esse tecido especializado consiste em uma lâmina aproximadamente triangular de fina aponeurose que contém fibras transversas e oblíquas. As *fibras transversas* (também chamadas bandas “sagitais”) correm quase perpendicularmente ao eixo longo do tendão do extensor dos dedos. As fibras transversas, a partir de ambos os lados do tendão extensor, se fixam na placa palmar, formando um anel em torno da base da falange proximal (Fig. 8-42). Esse anel é usado pelo músculo extensor dos dedos para estender a articulação MCF. Além disso, as fibras transversas estabilizam o tendão do extensor dos dedos sobre o dorso da articulação MCF. As *fibras oblíquas* do capuz dorsal correm distal e dorsalmente para se fundir principalmente com as bandas laterais (Fig. 8-41).

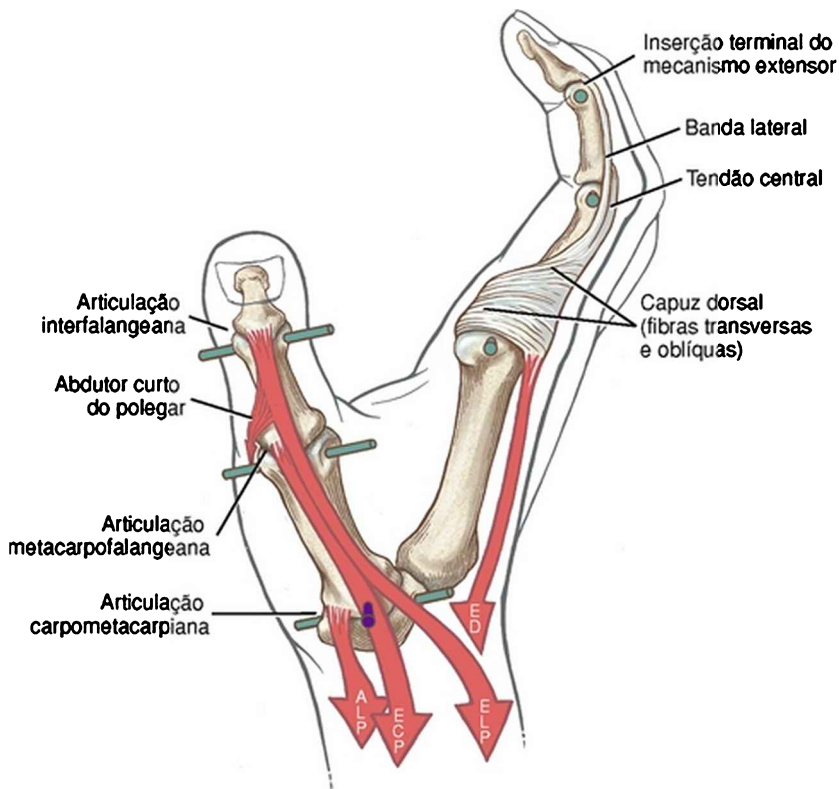


FIGURA 8-42 Demonstração da função dos músculos extensores extrínsecos da mão. A ação de cada músculo é determinada pela orientação da linha de força em relação aos eixos de rotação em cada articulação. (Os eixos de rotação de todos os movimentos de flexão e extensão estão representados em verde. O eixo de rotação para movimentos de abdução e adução na base do polegar está indicado em púrpura.) A contração isolada do extensor dos dedos (*ED*) hiperestende as articulações metacarpofalangeanas. O extensor longo do polegar (*ELP*), o extensor curto do polegar (*ECP*) e o abdutor longo do polegar (*ALP*) são todos extensores primários do polegar. As inserções do abdutor curto do polegar estão mostradas fundindo-se ao tendão distal do extensor longo do polegar.



Como regra geral, os músculos intrínsecos da mão (especificamente os lumbricais e os interósseos) se inserem no mecanismo extensor por meio das fibras oblíquas e, em menor extensão, das fibras transversas do capuz dorsal. A Figura 8-41 mostra essa disposição para o primeiro interósseo dorsal e lumbrical do dedo indicador. Por meio dessas importantes conexões, os músculos intrínsecos ajudam o extensor dos dedos na extensão das articulações IFP e IFD.

Os componentes anatômicos e funcionais do mecanismo extensor estão resumidos na Tabela 8-4.

**TABELA 8-4 Anatomia e Função Principal dos Componentes do Mecanismo Extensor**

<b>Componente</b>	<b>Anatomia Pertinente</b>	<b>Função Principal</b>
Banda central	Continuação direta do tendão do extensor dos dedos; insere-se no lado dorsal da base da falange média	Serve como “espinha dorsal” do mecanismo extensor  Transmite força extensora do extensor dos dedos através da articulação IFP
Bandas laterais	Formados a partir de divisões emitidas da banda central; par de bandas se funde como inserção única no lado dorsal da falange	Transmitem força extensora a partir do extensor dos dedos, lumbricais e interósseos através das articulações IFP e IFD

	distal	
Capuz dorsal (fibras transversas e oblíquas)	<p><i>Fibras transversas:</i> Conectam o tendão extensor com a placa palmar na articulação MCF</p>	<p>Estabilizar o tendão extensor dos dedos sobre o aspecto dorsal da articulação MCF</p> <p>Formar um anel em torno da extremidade proximal da falange proximal, desse modo ajudando o extensor dos dedos na extensão da articulação MCF</p>
	<p><i>Fibras oblíquas:</i> Correm distal e dorsalmente para se fundir com as bandas laterais</p>	<p>Transferir força dos lumbricais e interósseos para as bandas laterais do mecanismo extensor, ajudando deste modo na extensão das articulações IFP e IFD</p>
Ligamento retinacular oblíquo	<p>Fibras delgadas, correndo obliquamente, conectando bainhas digitais fibrosas às bandas laterais do mecanismo extensor</p>	<p>Ajuda a coordenar movimento entre as articulações IFP e IFD dos dedos</p>

IFD, Interfalangeana distal; MCF, metacarpofalangeana; IFP, interfalangeana proximal.

## **Ação dos Extensores Extrínsecos dos Dedos**

A contração isolada do extensor dos dedos produz hiperextensão das articulações MCF. O extensor dos dedos somente é capaz de estender completamente as articulações IFP e IFD na presença de músculos intrínsecos ativados. Esse ponto importante será reforçado mais tarde neste capítulo.

## **EXTENSORES EXTRÍNSECOS DO POLEGAR**

### **Considerações Anatômicas**

Os extensores extrínsecos do polegar são o *extensor longo do polegar*, o *extensor curto do polegar* e o *abdutor longo do polegar* (Figs. 8-39 e 8-41). Esses músculos inervados pelo nervo radial têm suas inserções proximais na região dorsal do antebraço. Os tendões desses músculos compõem a “tabaqueira anatômica”, localizada no lado radial do punho. Os tendões do abdutor longo do polegar e do extensor curto do polegar passam juntos através do primeiro compartimento dorsal dentro do retináculo extensor do punho (Fig. 7-23). Distalmente ao retináculo extensor, o tendão do abdutor longo do polegar se insere principalmente na superfície radiodorsal da base do metacarpo do polegar. Inserções distais adicionais desse músculo foram observadas fixando-se no trapézio e fundindo-se às fibras dos músculos tenares intrínsecos.<sup>91</sup> O extensor curto do polegar se fixa distalmente à base dorsal da falange proximal do polegar. O tendão do extensor longo do polegar cruza o punho no terceiro compartimento em um sulco imediatamente medial ao tubérculo dorsal do rádio (Fig. 7-23). O extensor longo do polegar se fixa distalmente à base dorsal da falange distal do polegar.

Fibras de ambos os tendões extensores extrínsecos contribuem para o tendão central do mecanismo extensor do polegar.

### Considerações Funcionais

As múltiplas ações do extensor longo do polegar, do extensor curto do polegar e do abductor longo do polegar podem ser compreendidas observando-se a sua linha de força em relação aos eixos de rotação nas articulações que eles cruzam (Fig. 8-42). O *extensor longo do polegar* estende as articulações IF, MCF e CMC do polegar. O músculo passa para o lado dorsal do eixo mediolateral da articulação CMC e é, por essa razão, também capaz de aduzir essa articulação. O extensor longo do polegar é único em sua capacidade de efetuar todas as três ações que compõem o reposicionamento do polegar na posição anatômica: extensão (com leve rotação lateral) e adução do primeiro metacarpo.

A Figura 8-42 também ilustra que o *extensor curto do polegar* é um extensor das articulações MCF e CMC do polegar; o *abductor longo do polegar* estende somente a articulação CMC. O músculo abductor longo é também um abductor principal da articulação CMC, com base em sua linha de força, que é anterior (palmar) ao eixo de rotação mediolateral da articulação. A ação combinada de extensão-abdução do abductor longo do polegar reflete sua fixação no canto radiodorsal da base do metacarpo do polegar. As ações de todos os músculos que cruzam as articulações do polegar estão resumidas no Quadro 8-1.

<p><b>QUADRO 8-1</b> Ações dos Músculos que Cruzam as Articulações do Polegar</p>
---

## ARTICULAÇÃO CARPOMETACRPIANA

Flexão	Extensão
Adutor do polegar Flexor curto do polegar Flexor longo do polegar Oponente do polegar Abdutor curto do polegar*	Extensor curto do polegar Extensor longo do polegar Abdutor longo do polegar

Abdução	Adução
Abdutor curto do polegar Abdutor longo do polegar Flexor curto do polegar* Oponente do polegar*	Adutor do polegar Extensor longo do polegar Primeiro interósseo dorsal*

Oposição	Reposição
Oponente do polegar Flexor curto do polegar Abdutor curto do polegar Flexor longo do polegar Abdutor longo do polegar	Extensor longo do polegar

## ARTICULAÇÃO METACARPOFALANGEANA†

Flexão	Extensão
Adutor do polegar Flexor curto do polegar Flexor longo do polegar Abdutor curto do polegar*	Extensor longo do polegar Extensor curto do polegar

## ARTICULAÇÃO INTERFALANGEANA

Flexão	Extensão
Flexor longo do polegar	Extensor longo do polegar Abdutor curto polegar (devido à inserção no mecanismo extensor)*

\* Ação secundária

† Só um grau de liberdade é considerado na articulação metacarpofalangeana.

O extensor longo do polegar e o abdutor longo do polegar são potentes desviadores radiais do punho (Fig. 7-24). Durante a extensão do polegar, portanto, é necessário que seja ativado um músculo desviador ulnar a fim de estabilizar o punho contra um desvio radial indesejado. Essa ativação é aparente pela palpação do tendão levantado do flexor ulnar do carpo, localizado imediatamente proximal ao pisiforme, durante a extensão

rápida e completa do polegar.

## MÚSCULOS INTRÍNSECOS DA MÃO

A mão contém 20 músculos intrínsecos. Apesar do seu tamanho relativamente pequeno, esses músculos são essenciais ao controle fino dos dedos. Topograficamente, os músculos intrínsecos são divididos em quatro conjuntos, do seguinte modo:

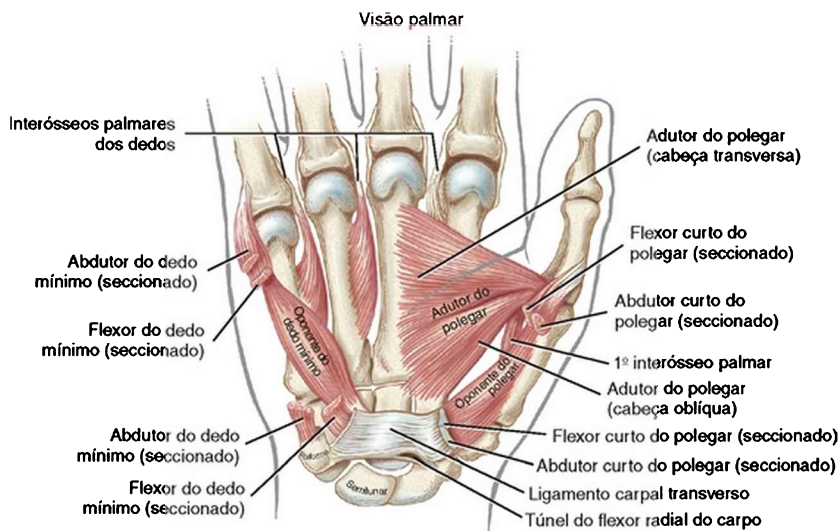
1. Músculos da eminência tenar
  - Abdutor curto do polegar
  - Flexor curto do polegar
  - Oponente do polegar
2. Músculos da eminência hipotenar
  - Flexor do dedo mínimo
  - Abdutor do dedo mínimo
  - Oponente do dedo mínimo
  - Palmar curto
3. Adutor do polegar
4. Lumbricais e interósseos

### Músculos da Eminência Tenar

#### Considerações Anatômicas

O *abdutor curto do polegar*, o *flexor curto do polegar* e o *oponente do polegar* formam a maior parte da eminência tenar (Fig. 8-34). O flexor curto do polegar tem duas partes: uma *cabeça superficial*, que compreende a maior parte do músculo, e uma *cabeça profunda*, que consiste em um pequeno conjunto de fibras mal definidas, muitas vezes descritas como parte das fibras oblíquas do adutor do

polegar.<sup>58,101</sup> Este capítulo considera apenas a cabeça superficial ao discutir o flexor curto do polegar. Profundo ao abductor curto do polegar fica o oponente do polegar (Fig. 8-43). Todos os três músculos tenar possuem suas inserções proximais no ligamento carpal transverso e nos ossos carpais adjacentes. Tanto o músculo abductor quanto o flexor curto têm suas inserções distais no lado radial da base da falange proximal. Além disso, o abductor curto do polegar se fixa no lado radial do mecanismo extensor do polegar; o flexor curto do polegar frequentemente se fixa a um osso sesamoide. O oponente do polegar — mais profundo — se insere distalmente no bordo radial inteiro do metacarpo do polegar.



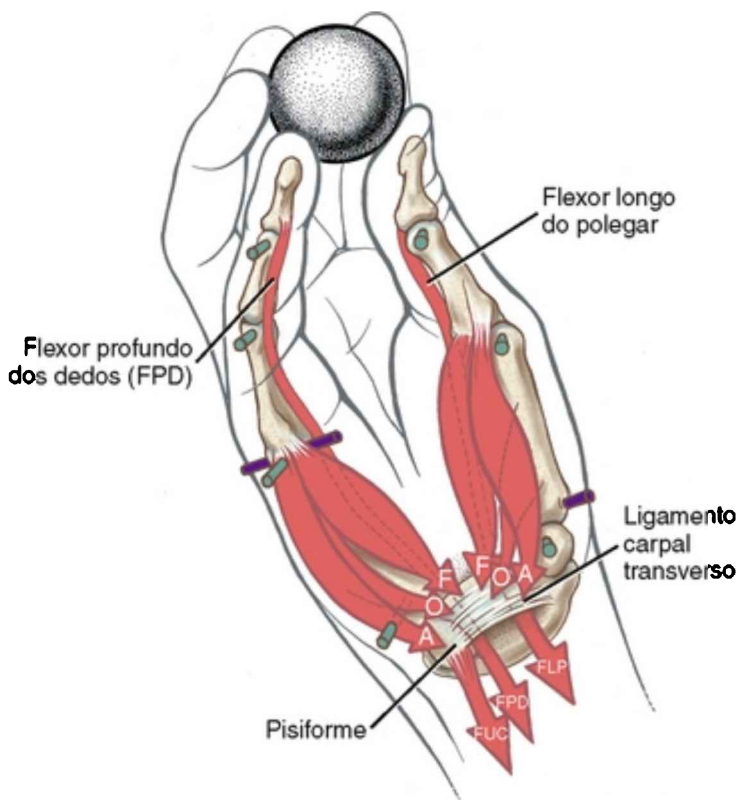
**FIGURA 8-43** Visão palmar dos músculos profundos da mão direita. Os músculos abdutores e flexores das eminências tenar e hipotenar foram seccionados e retirados para expor os músculos subjacentes oponente do polegar e oponente do dedo mínimo.



## Considerações Funcionais

Uma responsabilidade primordial dos músculos da eminência tenar é posicionar o polegar em quantidades variadas de oposição, geralmente para facilitar a preensão. Conforme discutido anteriormente, a oposição combina elementos de abdução, flexão e rotação medial na articulação CMC. Cada músculo dentro da eminência tenar é um motor principal de pelo menos um componente da oposição e um assistente para vários outros (Quadro 8-1).<sup>45,97</sup>

As ações dos músculos tenares através da articulação CMC se tornam aparentes quando se examina a linha de força de cada músculo em relação a um eixo particular de rotação (Fig. 8-44).<sup>97</sup> Observe que o oponente do polegar tem uma linha de força para *rodar medialmente* o polegar na direção dos dedos. Uma vez que o oponente do polegar tem sua inserção distal no metacarpo (e proximal à articulação MCF), sua força contrátil inteira é dedicada a controlar a articulação CMC.



**FIGURA 8-44** Ações dos músculos tenares e hipotenares representadas durante oposição do polegar ao dedo mínimo. (Os eixos de rotação de todos os movimentos de flexão e extensão estão representados em verde. Os eixos de rotação dos movimentos de abdução e adução na articulação metacarpofalangeana do dedo mínimo e na articulação carpometacarpiana do polegar estão indicados em púrpura.) Outros músculos ativos incluem o flexor longo do polegar e o flexor profundo dos dedos do dedo mínimo. O flexor ulnar do carpo (*FUC*) estabiliza o osso pisiforme para o abductor do dedo mínimo. *A*, abductor curto do polegar e abductor do dedo mínimo; *F*, flexor curto do polegar e flexor do dedo mínimo; *O*, oponente do polegar e oponente do dedo mínimo.

## Implicações da Lesão do Nervo Mediano

Uma secção do nervo mediano paralisa todos os três músculos da eminência tenar: o oponente do polegar, o flexor curto do polegar e o abductor curto do polegar. Consequentemente, a oposição do polegar é essencialmente desabilitada. A região da eminência tenar da mão também se torna plana em razão de atrofia muscular. A perda funcional da oposição, em conjunção com a anestesia das extremidades do polegar e dos dedos radiais, reduz muito a preensão de precisão e outras funções manipulativas da mão.

Além da importante função de rotação medial do oponente do polegar, todos os três músculos da eminência tenar executam as ações combinadas de *flexão e abdução* da articulação CMC independentemente. Essa cinemática é essencial para levantar o polegar acima e sobre a palma durante a oposição. A Figura 8-45 compara essas e outras ações combinadas dos músculos que cruzam a articulação CMC do polegar. Conforme assinalado pela localização dos pontos negros, quase todos os músculos possuem uma ação combinada como *flexor-abdutor*, *flexor-adutor*, *extensor-adutor* ou *extensor-abdutor*. Conforme indicado, o nervo mediano é a única fonte de inervação do quadrante de músculos de flexão-adução. Embora a abdução do polegar ainda seja possível principalmente em razão do abductor longo do polegar inervado pelo nervo radial,<sup>8</sup> essa ação geralmente é sobrepujada pelo mais forte potencial de torque remanescente do músculo adutor do polegar inervado pelo nervo ulnar (ADPo e ADPt). Por essa razão, as pessoas com uma lesão de nervo mediano são suscetíveis a uma contratura em adução da articulação CMC do

polegar. Conforme descrito anteriormente, uma tendência à adução do polegar certamente é contraproducente para a cinética natural da oposição.

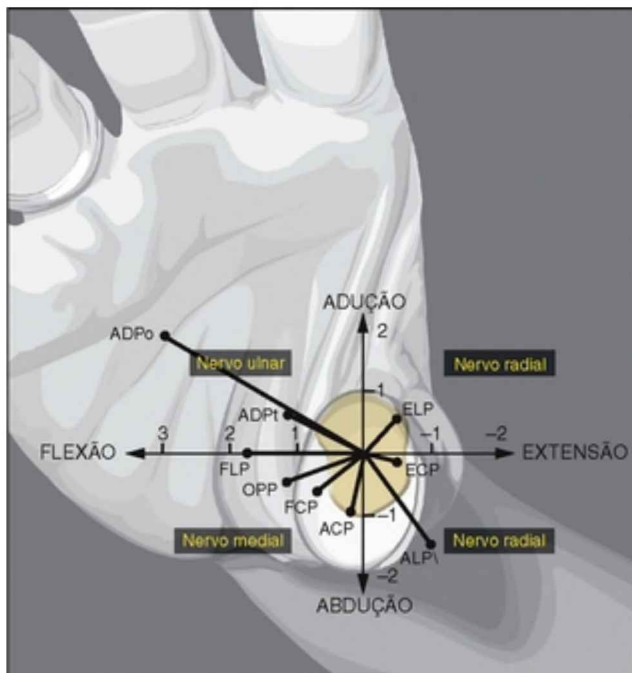


FIGURA 8-45 Ilustração que associa o torque potencial (força) e ações combinadas dos músculos que cruzam a articulação carpometacarpiana (CMC) do polegar direito. O trapézio está delineado em amarelo-claro na base do polegar. Os pontos pretos representam a localização de cada músculo em relação aos dois graus (primários) de liberdade de movimento na articulação CMC: flexão-extensão e adução-abdução. Com a exceção do flexor longo do polegar (FLP), cada músculo é classificado como flexor-abdutor, flexor-adutor, extensor-adutor ou extensor-abdutor. Além disso, o comprimento de cada linha associada a cada músculo é proporcional ao potencial máximo de torque do músculo, o que considera *ao mesmo tempo* o braço

de momento e a área de secção transversa do músculo. As unidades usadas nos eixos indicam torque em Nm. Observar que os músculos que caem dentro de cada um dos quatro quadrantes compartilham a mesma fonte de inervação. *ADP<sub>o</sub>*, adutor do polegar, cabeça oblíqua; *ADP<sub>t</sub>*, adutor do polegar, cabeça transversa; *ACP*, abductor curto do polegar; *ALP*, abductor longo do polegar; *ECP*, extensor curto do polegar; *ELP*, extensor longo do polegar; *FCP*, flexor curto do polegar; *FLP*, flexor longo do polegar; *OPP*, oponente do polegar.

*(O diagrama é baseado em dados originalmente plotados por Smutz WP, et al.<sup>97</sup>*

*De: Neumann DA, Bielefeld TB: The carpometacarpal joint of the thumb: stability, deformity and therapeutic intervention, J Orthop Sports Phys Ther 33:386, 2003.)*

## Músculos da Eminência Hipotenar

### Considerações Anatômicas

Os músculos da eminência hipotenar consistem em *flexor do dedo mínimo*, *abductor do dedo mínimo*, *opponente do dedo mínimo* e *palmar curto* (Figs. 8-34 e 8-43). O abductor do dedo mínimo é o mais superficial e medial desses músculos, ocupando o bordo ulnar extremo da mão. O flexor do dedo mínimo, relativamente pequeno, está localizado imediatamente lateral ao abductor e muitas vezes se encontra fundido a ele. Profundo a esses músculos, situa-se o oponente do dedo mínimo, o maior dos músculos hipotenares. O palmar curto é um músculo fino e relativamente insignificante, com a espessura de cerca de um selo postal. Ele se insere entre o ligamento carpal transverso e uma área de pele imediatamente distal ao osso pisiforme (Fig. 8-34). O palmar curto eleva a altura da eminência hipotenar, tipicamente para ajudar com um aprofundamento da concavidade da palma.

O plano anatômico global dos músculos hipotenares é similar ao dos músculos da eminência tenar. O flexor do dedo mínimo e o oponente do dedo mínimo têm, ambos, suas inserções proximais no ligamento carpal transverso e no gancho do hamato. O abductor do dedo mínimo possui extensas inserções proximais a partir do ligamento pisoamatal, do osso pisiforme e do tendão flexor ulnar do carpo. Durante abdução resistida ou rápida do dedo mínimo, o flexor ulnar do carpo se contrai para estabilizar a fixação do abductor do dedo mínimo. Esse efeito pode ser verificado pela palpação do tendão do flexor ulnar do carpo imediatamente proximal ao osso pisiforme.

O abductor e o flexor do dedo mínimo têm suas inserções distais no bordo medial da base da falange proximal do dedo mínimo. Algumas fibras a partir do abductor também se fundem ao lado ulnar do mecanismo extensor. O oponente do dedo mínimo tem sua fixação distal ao longo do bordo ulnar do quinto metacarpo, proximal à articulação MCF.

### **Considerações Funcionais**

Uma função comum dos músculos hipotenares é a de elevar e “fazer concha” com o bordo ulnar da mão. Essa ação aprofunda o arco transverso distal e aumenta o contato digital com objetos apreendidos (Fig. 8-44). Quando necessário, o abductor do dedo mínimo pode espalhar o dedo mínimo para maior controle da preensão. O oponente do dedo mínimo roda, ou opõe, o quinto metacarpo na direção do dedo médio. A contração dos flexores longos do dedo mínimo, assim como do flexor profundo dos dedos, também contribui para levantar o bordo ulnar da mão. As ações de todos os músculos que

cruzam as articulações do dedo mínimo estão listadas no Quadro 8-2.

**QUADRO 8-2. Ações dos Músculos que Cruzam as Articulações do Dedo Mínimo**

<b>ARTICULAÇÃO CARPOMETACARPIANA</b>	
<b>Flexão e Oposição</b>	<b>Extensão</b>
Flexor do dedo mínimo Oponente do dedo mínimo Flexor superficial e profundo dos dedos Palmar curto	Extensor dos dedos Extensor do dedo mínimo

<b>ARTICULAÇÃO METACARPOFALANGEANA</b>	
<b>Flexão</b>	<b>Extensão</b>
Flexor do dedo mínimo Abdutor do dedo mínimo Lumbrical Interósseo palmar Flexor superficial e profundo dos dedos	Extensor dos dedos Extensor do dedo mínimo

--	--

<b>Abdução</b>	<b>Adução</b>
Abdutor do dedo mínimo	Interósseo palmar

### **ARTICULAÇÃO INTERFALANGEANA PROXIMAL**

<b>Flexão</b>	<b>Extensão</b>
Flexor superficial e profundo dos dedos	Extensor dos dedos Extensor do dedo mínimo Lumbrical Interósseo palmar

### **ARTICULAÇÃO INTERFALANGEANA DISTAL**

<b>Flexão</b>	<b>Extensão</b>
Flexor profundo dos dedos	Extensor dos dedos Extensor do dedo mínimo Lumbrical Interósseo palmar

A lesão do nervo ulnar pode paralisar por completo os músculos hipotenares. A eminência hipotenar se torna plana devido à atrofia muscular. A elevação e a formação de concha com o bordo ulnar da mão ficam significativamente reduzidas. Anestesia no dedo mínimo

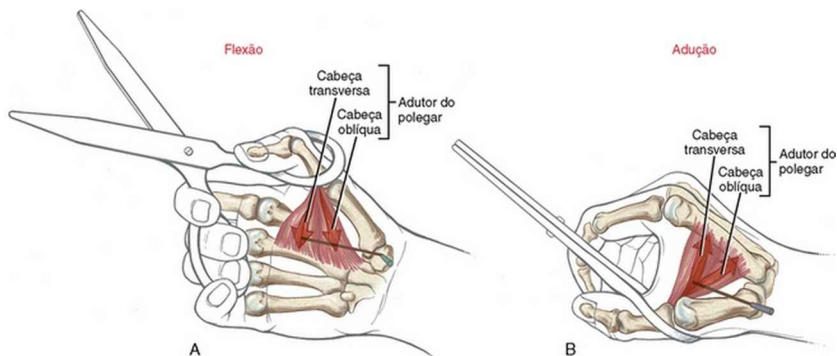


inteiro pode contribuir para uma perda de destreza.

### **Músculo Adutor do Polegar**

O *adutor do polegar* é um músculo de duas cabeças situado profundamente no espaço membranoso interdigital do polegar, palmar ao segundo e terceiro metacarpos (Fig. 8-43). O músculo possui suas fixações proximais na região esquelética mais estável da mão. A *cabeça oblíqua*, mais espessa, se origina do osso capitato, das bases do segundo e terceiro metacarpos e de outros tecidos conjuntivos adjacentes.<sup>58</sup> A *cabeça transversa*, mais fina e triangular, se insere na superfície palmar do terceiro osso metacárpico. Ambas as cabeças se unem para uma inserção distal no lado ulnar da base da falange proximal do polegar; inserções adicionais incluem um osso sesamoide localizado próximo da articulação MCF.

O adutor do polegar é um músculo dominante na articulação CMC, produzindo a maior combinação de torque de flexão e adução.<sup>9</sup> Essa importante fonte de torque é aplicada a muitas atividades, como pinçar um objeto entre os dedos polegar e indicador ou fechar uma tesoura (Fig. 8-46). A cabeça transversa do adutor do polegar usa um braço de momento muito longo para gerar tanto torque de *flexão* (Fig. 8-46, A) quanto de *adução* (Fig. 8-46, B) na base do polegar. Embora as fibras transversas tenham a maior alavancagem na articulação CMC, a cabeça oblíqua, mais espessa, gera o maior torque de flexão e adução (compare ADPo e ADPt na Fig. 8-45).<sup>58,97</sup>



**FIGURA 8-46** A ação biplanar do músculo adutor do polegar é ilustrada usando-se uma tesoura para flexão (A) e adução (B) na articulação carpometacarpiana. Tanto em A quanto em B, a cabeça transversa do adutor do polegar produz um torque importante devido ao seu longo braço de momento em torno de um eixo anteroposterior (*verde*, A) e um eixo mediolateral (*púrpura*, B). Ambas as cabeças do adutor do polegar também são flexores fortes da articulação metacarpofalangeana do polegar.

### Músculos Lumbricais e Interósseos

Os *lumbricais* (da raiz latina *lumbricus*, minhoca) são quatro músculos muito delgados originados dos tendões do flexor profundo dos dedos (Figs. 8-33 e 8-34). De maneira semelhante ao flexor profundo dos dedos, os lumbricais têm uma dupla fonte de inervação: os dois lumbricais laterais pelo nervo mediano e os dois lumbricais mediais pelo nervo ulnar.

Todos os quatro lumbricais mostram acentuada variação em tamanho e inserções.<sup>23,101</sup> A partir de suas fixações proximais tendinosas, os lumbricais correm *palmarmente* ao ligamento metacarpal transversal profundo e *radialmente* às articulações MCF (Fig. 8-41, primeiro

lumbrical). Distalmente, um lumbrical típico se fixa à banda lateral adjacente do mecanismo extensor, mais frequentemente por meio das fibras oblíquas do capuz dorsal (visão do primeiro lumbrical em primeiro plano na Fig. 8-47). Essa fixação distal capacita os lumbricais a exercerem uma tração proximal por meio do mecanismo extensor.

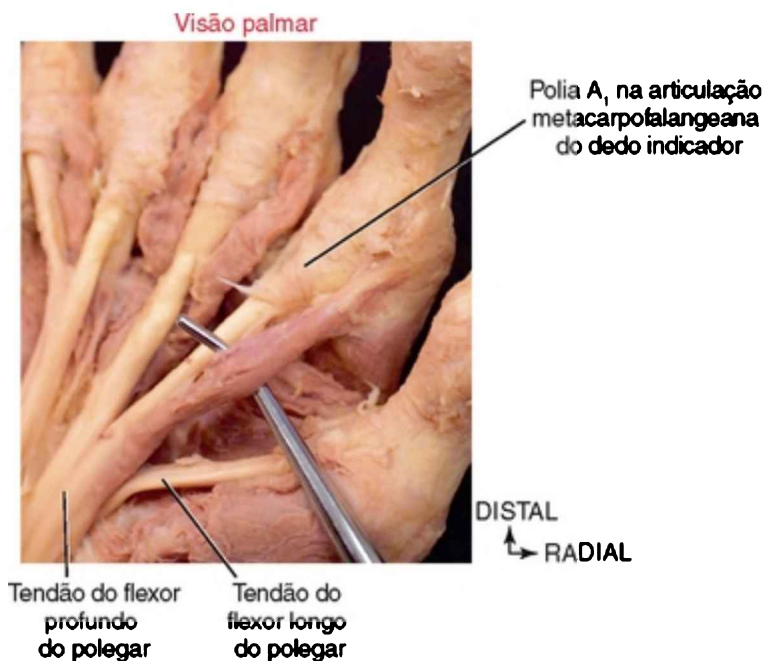
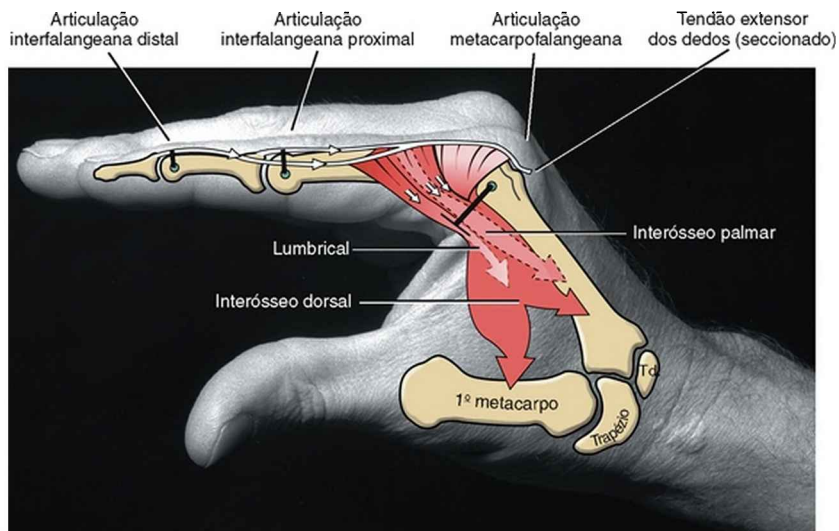


FIGURA 8-47 Visão palmar da mão direita de um cadáver embalsamado, salientando o primeiro músculo lumbrical. O explorador está levantando o ventre muscular do primeiro lumbrical do adutor do polegar subjacente. A inserção proximal do primeiro lumbrical está mostrada originando-se do tendão do flexor profundo dos dedos. A inserção distal do primeiro lumbrical pode ser vista fundindo-se às fibras oblíquas do mecanismo extensor do dedo indicador.

A função dos lumbricais tem sido estudada e debatida por muitos anos.<sup>14,54,60,86,107</sup> O que é universalmente aceito é que sua contração produz flexão nas articulações MCF e extensão nas articulações IFP e IFD.<sup>112</sup> Essa ação aparentemente paradoxal é possível porque os lumbricais passam *palmarmente* às articulações MCF, porém *dorsalmente* às articulações IFP e IFD (Fig. 8-48).



**FIGURA 8-48** As ações combinadas dos lumbricais e interósseos estão mostradas como flexores na articulação metacarpofalangeana e extensores nas articulações interfalangeanas. O lumbrical é mostrado com o maior braço de momento de flexão da articulação metacarpofalangeana. O eixo mediolateral de rotação em cada articulação está mostrado como um círculo pequeno. Braços de momento estão representados como linhas pretas grossas, originadas em cada eixo de rotação. *Td*, osso trapezoide.

De todos os músculos intrínsecos da mão, os

lumbricais têm o mais longo comprimento de fibra, mas a menor área de secção transversa.<sup>11,40,58</sup> Esse desenho anatômico sugere que esses músculos são capazes de gerar pequenas quantidades de força por uma distância relativamente longa. Embora uma baixa força potencial em um músculo geralmente sugira um papel limitado em controlar o movimento, este nem sempre é o caso. Os músculos têm outras funções cinesiológicas importantes além de produzir força. O primeiro lumbrical, por exemplo, possui uma fonte muito rica de fusos musculares — órgãos sensitivos que monitoram estreitamente alterações no comprimento do músculo. A densidade média de fusos do primeiro lumbrical é aproximadamente três vezes maior que a dos músculos interósseos dentro da mão e oito vezes maior que a do músculo bíceps braquial.<sup>81</sup> Essa grande densidade de fusos musculares nos lumbricais sugere um papel importante de fornecer *feedback* sensitivo durante movimentos complexos.<sup>86,99</sup> Ao se fixarem também aos tendões do flexor profundo dos dedos, talvez os lumbricais estejam em posição de ajudar a coordenar as interações entre os músculos intrínsecos e extrínsecos.

Os *músculos interósseos* recebem denominações de acordo com a sua localização geral entre os ossos metacárpicos (Figs. 8-4 e 8-5). Como no caso dos lumbricais, variações nas fixações e em sua morfologia são a regra, e não a exceção.<sup>22,101</sup> Em geral, os interósseos atuam nas articulações MCF para espalhar os dedos, separando-os (abdução), ou para os aproximar, juntando-os (adução).

Os quatro *interósseos palmares* da mão são músculos delgados, tipicamente de cabeça única, que ocupam a

região palmar dos espaços interósseos. Os três interósseos palmares para os dedos têm suas fixações proximais nas superfícies palmares e nos lados do segundo, quarto e quinto metacarpos (Fig. 8-43). As inserções distais dos músculos variam, mas tipicamente incluem as fibras oblíquas do capuz dorsal e os lados das bases das falanges proximais.<sup>22</sup> Esses músculos *aduzem* a segunda, quarta e quinta articulações MCF na direção da linha mediana da mão (Fig. 8-49).<sup>12</sup> O músculo interósseo palmar para o polegar ocupa o primeiro espaço interósseo palmar. Esse músculo profundo tem sua inserção distal no lado ulnar da falange proximal do polegar e frequentemente se fixa a um osso sesamoide na articulação MCF.<sup>101</sup> O primeiro interósseo palmar é, muitas vezes, pequeno ou parcialmente formado e, por essa razão, é ignorado na maior parte da análise biomecânica. Em teoria, esse músculo está posicionado para ajudar a flexionar a articulação MCF do polegar, trazendo o primeiro metacarpo na direção da linha mediana da mão.

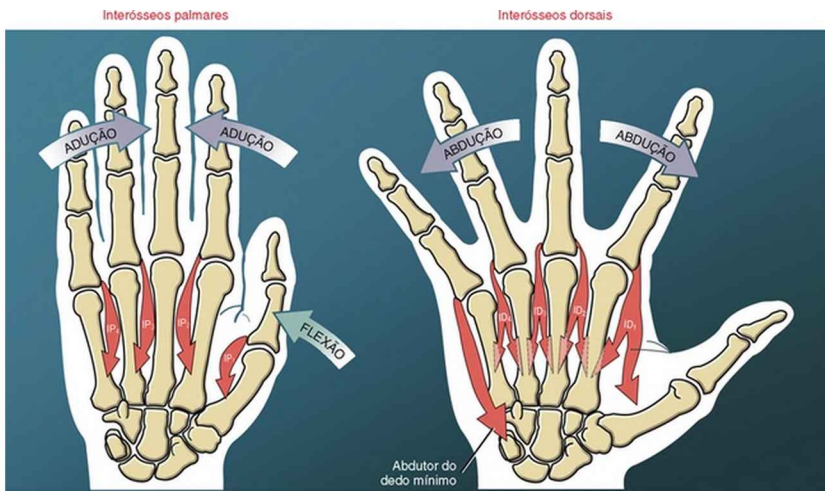


FIGURA 8-49 Visão palmar da ação no plano frontal dos interósseos palmares (IP<sub>1</sub> a IP<sub>4</sub>) e interósseos dorsais (ID<sub>1</sub> e ID<sub>4</sub>) nas articulações metacarpofalangeanas da mão. O abductor do dedo mínimo está mostrado abduzindo o dedo mínimo.

Os quatro *interósseos dorsais* preenchem os lados dorsais dos espaços interósseos (Fig. 8-39). Ao contrário dos interósseos palmares, os músculos dorsais tipicamente têm uma forma bipenada. Como regra geral, os interósseos dorsais possuem inserções distais nas fibras oblíquas do capuz dorsal, bem como nos lados das bases das falanges proximais. Algumas fixações distais podem se misturar a aspectos mais palmares das fibras transversas do capuz dorsal e da placa palmar.<sup>22</sup> O primeiro interósseo dorsal (antigamente *abductor do indicador*) é o maior e mais acessível para inspeção clínica. Com o dedo indicador bem estabilizado, o primeiro interósseo dorsal pode ajudar o adutor do polegar a *aduzir* o polegar na articulação CMC. (Isso pode ser visualizado invertendo-se a seta do primeiro interósseo dorsal ao polegar na Figura 8-48.)

Como um conjunto, os interósseos dorsais *abduzem* as articulações MCF dos dedos indicador, médio e anular, afastando-os de uma linha imaginária de referência através do dedo médio (Fig. 8-49). A abdução da quinta articulação MCF é efetuada pelo abductor do dedo mínimo do grupo hipotenar.

Além de abduzir e aduzir os dedos, os interósseos e o abductor do dedo mínimo fornecem uma importante fonte de estabilidade dinâmica às articulações MCF. Quando as duas mãos mostradas na Figura 8-49 são superpostas visualmente, é aparente que cada articulação MCF dos dedos está equipada com um par de músculos abdutores e adutores. Os pares atuam como ligamentos colaterais dinâmicos, fornecendo força às articulações MCF. Atuando em pares, essa musculatura interóssea também controla a extensão da rotação axial permitida nas articulações MCF.

Em graus variados, tanto os interósseos palmares quanto os dorsais têm uma linha de força que passa *palmarmente* às articulações MCF, especialmente quando as articulações MCF são flexionadas. Os interósseos, por meio de suas fixações no mecanismo extensor, passam *dorsalmente* às articulações IF dos dedos (dedo indicador na Fig. 8-48). Como os lumbricais, portanto, a contração dos interósseos flexiona as articulações MCF e estende as articulações IF. Os interósseos produzem maiores torques de flexão nas articulações MCF do que os lumbricais. Mesmo apesar de os lumbricais terem o maior braço de momento para essa ação, a área de secção transversa imensamente maior dos interósseos os dota de um maior potencial de torque de flexão. Ao contrário dos lumbricais, os interósseos produzem forças relativamente maiores, mas sobre uma distância mais curta de contração (Tabela 8-



TABELA 8-5 Comparações Anatômicas e Funcionais Seleccionadas entre os Músculos Lumbricais e Interósseos

	Lumbricais	Interósseos Dorsais	Interósseos Palmares
<b>Inervação</b>	Laterais: Nervo mediano Mediais: Nervo ulnar	Nervo ulnar	Nervo ulnar
<b>Inserções distais principais</b>	Fibras oblíquas do capuz dorsal, e afinal na banda lateral do mecanismo extensor	Fibras oblíquas do capuz dorsal (e afinal na banda lateral adjacente), e no lado da base da falange proximal	Fibras oblíquas do capuz dorsal (e afinal na banda lateral adjacente), e no lado da base da falange proximal
<b>Características contráteis</b>	Geram força relativamente pequena em uma distância relativamente longa	Geram força relativamente grande em uma distância relativamente curta	Não distintas
<b>Ações principais</b>	Flexão da articulação MCF e extensão das articulações IFP e IFD	<i>Abdução</i> dos dedos; flexão na articulação MCF e extensão nas articulações IFP e IFD	<i>Adução</i> dos dedos; flexão na articulação MCF e extensão nas articulações IFP e IFP
<b>Comentários</b>	Dotação relativamente grande de fusos musculares, sugerindo uma fonte importante de <i>feedback</i> sensitivo para dirigir o movimento	Inserções distais tipicamente incluem osso e mecanismo extensor Usualmente bipenados, com fixações proximais originadas por duas cabeças	Inserções distais tipicamente incluem osso e mecanismo extensor; usualmente músculos com uma só cabeça Primeiro interósseo palmar (do polegar) assiste na flexão da articulação MCF

IFD, Interfalangeas distais; MCF, metacarpofalangeas; IFP, interfalangeas proximais.

## Interação dos Músculos Extrínsecos e Intrínsecos dos Dedos

Conforme descrito na Figura 8-48, a contração simultânea dos músculos intrínsecos dos dedos (lumbricais e interósseos) produz flexão na articulação MCF e extensão na articulação IF combinadas. Essa posição da mão é chamada posição *intrínseca-mais*. Em contraste, a contração simultânea dos *músculos extrínsecos* dos dedos (extensor dos dedos, flexor superficial dos dedos e flexor profundo dos dedos) produz hiperextensão das articulações MCF e flexão das articulações IF: a posição *extrínseca-mais*. As duas posições opostas dos dedos estão apresentadas na Figura 8-50. Um princípio cinesiológico muito importante da mão é que a maioria dos movimentos digitais funcionais ou

complexos requer uma fusão sinérgica dessas duas ações opostas. Este ponto será reforçado nas seções a seguir.

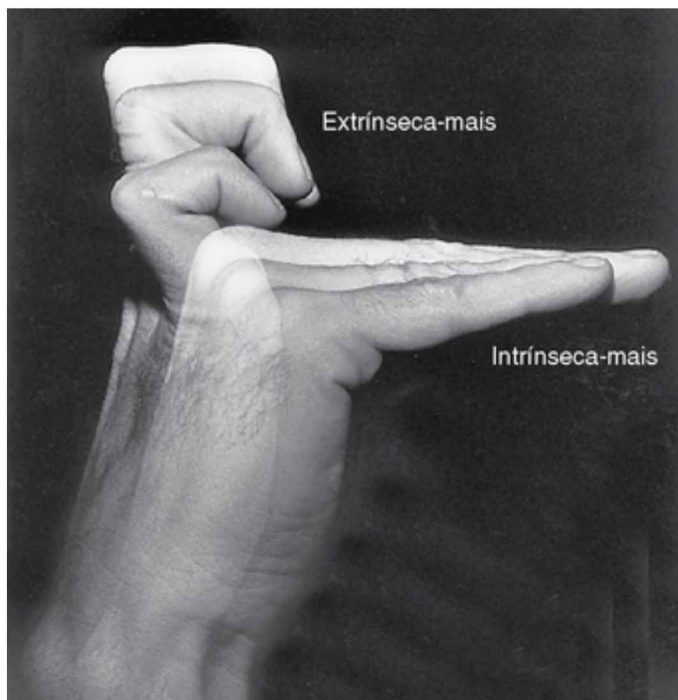


FIGURA 8-50 As posições extrínseca-mais e intrínseca-mais da mão sadia.

A interação entre os músculos extrínsecos e intrínsecos da mão pode produzir muitas combinações de movimentos usados para realizar um número aparentemente infinito de funções. A análise a seguir, no entanto, lida com a interação muscular dentro de um dedo típico durante duas funções fundamentais: *abertura* e *fechamento da mão*. As interações musculares precisas usadas para realizar essas ações são controversas e não completamente compreendidas, apesar de anos de pesquisa e estudo

baseado em anatomia, biomecânica, eletromiografia e modelagem simulada em computador.\* Parte do obstáculo para compreender as interações musculares é que movimentos semelhantes podem ser efetuados por diferentes combinações de músculos, tanto por uma mesma pessoa quanto entre diferentes pessoas.<sup>42</sup> A interação muscular precisa também depende da velocidade ou força de uma atividade, da perícia do executante, do peso e da forma do objeto manipulado, e da variabilidade humana natural. É interessante que grande parte do que é conhecido ao certo foi aprendido pela observação cuidadosa dos prejuízos mecânico-patológicos da mão que resultaram de uma ruptura do sistema neuromusculoesquelético.<sup>9,49</sup>

## **ABERTURA DA MÃO: EXTENSÃO DOS DEDOS**

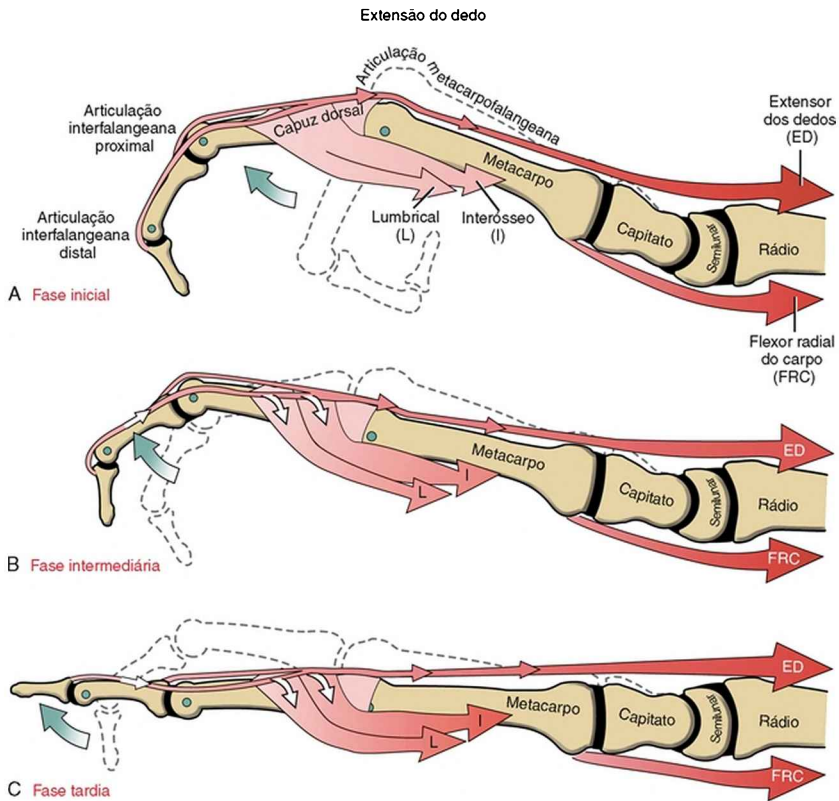
### **Atividade Muscular Primária**

O ato de abrir a mão muitas vezes é executado em preparação para apreensão. A resistência máxima à extensão completa dos dedos através das articulações MCF e IF geralmente não é a partir da gravidade, mas a partir da resistência viscoelástica gerada pelo tensionamento dos flexores extrínsecos dos dedos, em particular o flexor profundo dos dedos. A força de “recuo” passivo gerada dentro desse músculo é em grande parte responsável pela postura parcialmente flexionada de uma mão relaxada.

Os principais extensores dos dedos são o *extensor dos dedos* e os músculos intrínsecos, especificamente os lumbricais e os interósseos. Em geral, os lumbricais mostram um nível maior e mais constante de atividade

eletromiográfica (EMG) do que os interósseos durante a extensão dos dedos.<sup>60</sup>

A Figura 8-51, A, mostra o extensor dos dedos exercendo uma força sobre o mecanismo extensor, puxando a articulação MCF para extensão. Os músculos intrínsecos dos dedos fornecem efeitos diretos e indiretos sobre a mecânica da extensão das articulações IF (Fig. 8-51, B e C). O *efeito direto* é fornecido pela tração proximal colocada sobre o mecanismo extensor; o *efeito indireto* é fornecido pela produção de um torque de flexão na articulação MCF.<sup>47</sup> O torque de flexão impede o extensor dos dedos de hiperestender a articulação MCF — uma ação que dissipa prematuramente a maior parte da sua força contrátil. Só com a articulação MCF impedida de ser hiperestendida é que o extensor dos dedos pode tensionar efetivamente o mecanismo extensor suficientemente para estender completamente as articulações IF.

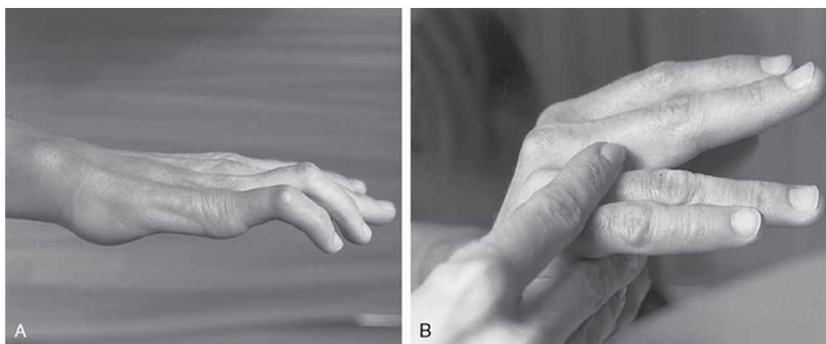


**FIGURA 8-51** Visão lateral representando as interações musculares dos intrínsecos e extrínsecos em um dedo durante a *extensão completa*. Os contornos tracejados representam posições iniciais. **A**, Fase inicial: O extensor dos dedos está mostrado estendendo primariamente a articulação metacarpofalangeana. **B**, Fase média: Os músculos intrínsecos (lumbricais e interósseos) ajudam o extensor dos dedos com extensão das articulações interfalangeanas proximal e distal. Os músculos intrínsecos também produzem um torque de flexão na articulação metacarpofalangeana que impede o extensor dos dedos de hiperestender a articulação metacarpofalangeana. **C**, Fase tardia: Ativação muscular continua até extensão completa do dedo. Observe a ativação no flexor radial do carpo para flexionar ligeiramente o punho. Note a migração proximal do

capuz dorsal entre a flexão e a extensão completa. (A intensidade do vermelho indica a intensidade relativa da atividade muscular.)

Os músculos extensor e intrínseco dos dedos cooperam sinergicamente para estender o dedo. Paradoxalmente, são as ações *opostas* do extensor dos dedos e dos músculos intrínsecos através da articulação MCF que lhes permitem estender sinergisticamente as articulações IF. Esta relação é evidente quando se observa uma pessoa com uma *lesão do nervo ulnar* (Fig. 8-52, A). Sem resistência ativa de qualquer um dos músculos intrínsecos dos dois dedos mediais, a ativação do extensor dos dedos causa uma característica “configuração em garra” dos dedos: as articulações MCF se hiperestendem e as articulações IF permanecem parcialmente flexionadas. Esta é muitas vezes chamada postura “intrínseca-menos” em razão da ausência de músculos intrínsecos inervados. (Essa postura é funcionalmente semelhante à postura “extrínseca-mais” apresentada na Fig. 8-50.) Sem o torque de flexão da articulação MCF normalmente fornecido pelos músculos intrínsecos, o extensor dos dedos funciona *apenas* para hiperestender as articulações MCF. Essa postura estica o flexor profundo dos dedos, adicionando desse modo mais resistência contra a extensão das articulações IF. Conforme mostrado na Figura 8-52, B, com aplicação manual de um torque de flexão através da articulação MCF (*i.e.*, uma força normalmente fornecida pelos músculos intrínsecos), a contração do extensor dos dedos é capaz de estender completamente as articulações IF. O impedimento de que a articulação MCF se hiperestenda também afrouxa o tendão profundo, minimizando desse modo a resistência passiva

do músculo à extensão das articulações IF. Impedir as articulações MCF de se hiperestenderem é uma forma de intervenção terapêutica após a paralisia dos músculos intrínsecos dos dedos. Os terapeutas podem fabricar uma tala que limita a extensão das articulações MCF; os cirurgiões podem elaborar um bloqueio muscular contra a hiperextensão, reencaminhando um tendão de um músculo mais forte, inervado, para o lado flexor das articulações MCF comprometidas.<sup>33</sup>



**FIGURA 8-52** Tentativas de estender os dedos com uma lesão do nervo ulnar e paralisia da maioria dos músculos intrínsecos dos dedos. **A**, Os dedos mediais mostram a posição “em garra” com articulações metacarpofalangeanas hiperestendidas e dedos parcialmente flexionados. Observe a atrofia na eminência hipotenar e os espaços interósseos. **B**, Mantendo manualmente as articulações metacarpofalangeanas em flexão, o extensor dos dedos, inervado pelo nervo radial, é capaz de estender completamente as articulações interfalangeanas.

**ENFOQUE ESPECIAL 8-7** Ligamentos Retinaculares Oblíquos: Transferência de Força de Extensão Passiva da Articulação Interfalangeana Proximal

## para a Articulação Interfalangeana Distal

Conforme representado na Figura 8-41, os ligamentos retinaculares oblíquos correm a partir do lado palmar da articulação IFP para o lado dorsal da articulação interfalangeana distal (IFD). Sua direção oblíqua ajuda a coordenar a extensão entre as articulações IFP e IFD.<sup>32</sup> O extensor dos dedos e o intrínseco iniciam a extensão da articulação IFP, o que estica o ligamento retinacular oblíquo (Fig. 8-53, passos 1 a 3). A força passiva no ligamento oblíquo alongado é transferida distalmente, ajudando a *estender* a articulação IFD (Fig. 8-53, passo 4). O ligamento retinacular oblíquo é às vezes chamado “ligamento-link” sugerindo seu provável papel em sincronizar a extensão em ambas as articulações.



FIGURA 8-53 Transferência de força passiva no ligamento retinacular oblíquo esticado durante a extensão ativa do dedo. A sequência numerada (1 a 4) indica a ordem cronológica dos eventos.

O ligamento retinacular oblíquo pode se tornar retesado por causa de artrite, trauma ou contração de Dupuytren. A



*Contratura de Dupuytren* é uma condição de causa desconhecida que envolve um progressivo espessamento e encurtamento da fásia palmar e digital da mão.<sup>61</sup> A condição muitas vezes resulta em uma postura flexionada dos dedos, especialmente no lado medial da mão. O ligamento retinacular oblíquo também pode ser comprometido, resultando em uma contratura em flexão exagerada na articulação IFP. Tentativas de estender passivamente uma articulação IFP com um ligamento retinacular oblíquo retesado frequentemente fazem a articulação IFD se estender passivamente.

### **Função dos Flexores do Punho durante a Extensão do Dedo**

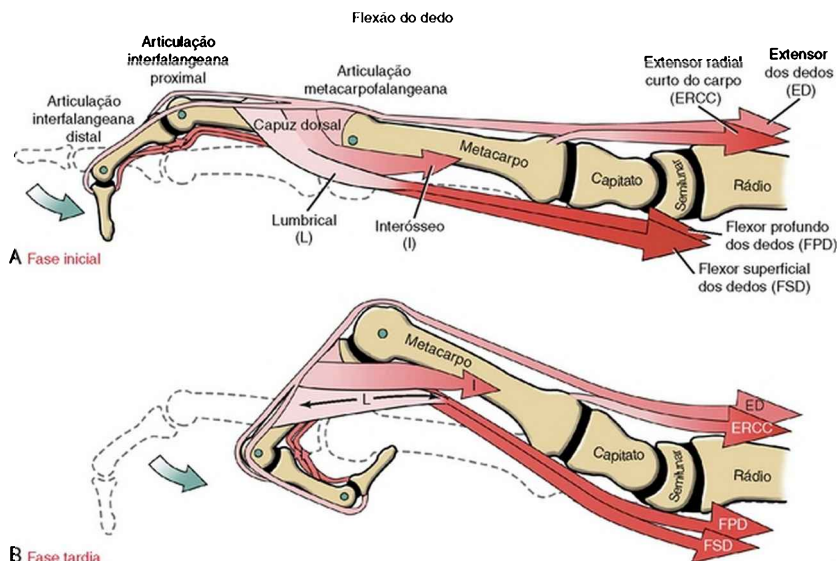
A ativação dos músculos flexores do punho normalmente acompanha a extensão ativa dos dedos, especialmente quando executada rapidamente. Embora essa atividade seja representada apenas no flexor radial do carpo na Figura 8-51, outros flexores do punho também estão ativos. Os flexores do punho superam o grande potencial de extensão do extensor dos dedos no punho. O punho na realidade se flexiona levemente durante a extensão rápida e completa dos dedos. (Compare Fig. 8-51, A, com Fig. 8-51, C.) A flexão do punho ajuda a manter o comprimento ideal do extensor dos dedos durante a extensão ativa dos dedos.

## **FECHAMENTO DA MÃO: FLEXÃO DOS DEDOS**

### **Ação Muscular Primária**

Os músculos usados para fechar a mão dependem em parte das articulações específicas que necessitam ser flexionadas e das necessidades de força da ação. Flexionar os dedos contra resistência ou a uma velocidade relativamente alta exige ativação do *flexor profundo dos dedos*, do *flexor*

*superficial dos dedos*, e, em menor extensão, dos músculos *interósseos* (Fig. 8-54, A). As forças produzidas pelos flexores profundo e superficial dos dedos flexionam todas as três articulações dos dedos; o dedo que está se flexionando puxa o mecanismo extensor distalmente vários milímetros.



**FIGURA 8-54** Visão lateral representando a interação dos músculos intrínsecos e extrínsecos em um dedo durante uma *flexão* de dedo de relativa “alta potência”. Os contornos tracejados representam as posições iniciais. **A**, Fase inicial: O flexor profundo dos dedos, o flexor superficial dos dedos e os interósseos flexionam ativamente as articulações do dedo. O lumbrical é mostrado como estando essencialmente inativo. **B**, Fase tardia: A ativação muscular continua essencialmente inalterada até a flexão completa. O lumbrical permanece essencialmente inativo, mas é esticado através de ambas as extremidades. O extensor radial curto do carpo está mostrado estendendo o punho ligeiramente. O extensor dos dedos ajuda a

desacelerar a flexão da articulação metacarpofalangeana. Observe a migração distal do capuz dorsal entre as fases inicial e tardia da flexão. (A intensidade do vermelho indica a intensidade relativa da atividade do músculo.)

Embora tipicamente inativos enquanto a mão está se fechando, os *lumbricais* podem ainda passivamente ajudar nessa ação. Lembre-se que os lumbricais se inserem entre o flexor profundo dos dedos e o mecanismo extensor. Durante a flexão ativa dos dedos, os lumbricais são tensionados em uma direção proximal devido à contração do flexor profundo dos dedos e, ao mesmo tempo, são tensionados em uma direção distal devido à migração distal do mecanismo extensor (Fig. 8-54, B, seta bidirecional no lumbrical). Entre a extensão completa e a flexão ativa completa, um lumbrical tem que se alongar a uma distância extraordinária.<sup>36</sup> O esticamento gera um *torque de flexão passiva* através da articulação MCF. Embora pequeno, esse torque passivo pode suplementar o *torque de flexão ativa* produzido pelos interósseos e, principalmente, a musculatura flexora extrínseca.<sup>55</sup>

A lesão do nervo ulnar pode causar paralisia da maioria dos músculos intrínsecos que atuam sobre os dedos. Como resultado, a preensão é notavelmente alterada, especialmente na sequenciação da flexão através das articulações. Normalmente, pelo menos nos três dedos radiais, as articulações IFP e IFD flexionam primeiro, seguidas de perto pela flexão nas articulações MCF. Com músculos intrínsecos paralisados, especialmente se hiperesticados por hiperextensão crônica das articulações MCF, o início da flexão nas articulações MCF se mostra ligeiramente retardado. A flexão assíncrona resultante

pode interferir com a qualidade da preensão.

Em contraste com cerrar um punho com relativamente alta potência, cerrar um punho de potência relativamente leve ou baixa produz atividade EMG quase exclusivamente a partir do flexor profundo dos dedos. Uma vez que esse músculo cruza todas as articulações dos dedos, sua ativação isolada é minimamente adequada para cerrar levemente o punho. O flexor superficial dos dedos funciona mais como um músculo de reserva, tornando-se ativo durante um fechamento de punho em alta potência ou quando é necessária uma flexão isolada da articulação IFP.

O extensor dos dedos mostra atividade EMG constante enquanto a mão está se fechando.<sup>59</sup> Essa atividade reflete o papel do músculo como um freio à extensão na articulação MCF. Essa importante função de estabilização permite que os flexores longos dos dedos mudem sua ação distalmente para as articulações IFP e IFD. Sem coativação do extensor dos dedos, os flexores longos dos dedos esgotam a maior parte do seu potencial de flexão nas articulações MCF, reduzindo o seu potencial para ações mais refinadas nas articulações mais distais.

### **Função dos Extensores do Punho durante a Flexão dos Dedos**

Cerrar um punho com força exige forte ativação sinérgica dos músculos extensores do punho (Fig. 8-54, extensor radial curto do carpo). A atividade extensora do punho pode ser verificada palpando-se o dorso do antebraço enquanto um punho é cerrado. Conforme explicado no Capítulo 7, a principal função dos extensores do punho, incluindo o extensor dos dedos, é neutralizar a forte tendência à flexão do punho apresentada pelos músculos

flexores extrínsecos dos dedos ativados (Fig. 7-25). Enquanto a mão está se fechando, a extensão do punho também ajuda a manter um melhor comprimento dos flexores extrínsecos dos dedos. Se os extensores dos dedos estiverem paralisados, as tentativas de cerrar o punho resultam em uma postura de flexão do punho e flexão dos dedos. Quando combinados com a tensão passiva aumentada no extensor dos dedos hiperesticado, os flexores dos dedos ativados hiperencurtados são incapazes de produzir uma preensão efetiva (Fig. 7-27).

## A MÃO COMO UM ÓRGÃO EFETOR

---

A mão funciona como o principal órgão efector de suporte, manipulação e preensão da extremidade superior. Como *suporte*, a mão pode atuar de uma maneira inespecífica para rodear ou estabilizar um objeto, frequentemente liberando a outra mão para uma tarefa mais específica. A mão também pode ser usada como uma plataforma simples para transferir ou aceitar forças, como ao suportar a cabeça quando cansado ou para ajudar a pôr-se de pé a partir de uma posição sentada.

Talvez a função mais variada da mão seja sua capacidade de *manipular* objetos. Em um sentido muito geral, a mão manipula objetos de duas maneiras fundamentais: os movimentos digitais podem ser *repetitivos* e *rombos*, como ao digitar ou arranhar, ou, ao contrário, *contínuos* e *fluidos*, nos quais a velocidade e a intensidade do movimento são controladas, como ao escrever ou costurar. E, evidentemente, muitos, se não a maioria, dos tipos de manipulações digitais combinam esses dois elementos de movimento.

**Funções da Mão**

---

- Suporte
- Manipulação:
  - Repetitiva e romba
  - Contínua e fluida
- Preensão usada ao agarrar e pinçar:
  - Preensão de força
  - Preensão de precisão
  - Pinça de força (chave)
  - Pinça de precisão
  - Preensão de gancho

A *preensão* descreve a capacidade dos dedos e do polegar de pegar ou agarrar, muitas vezes para segurar, apanhar e firmar objetos. Diversos termos evoluíram ao longo dos anos para descrever as muitas formas de preensão.<sup>52,73</sup> A maioria das formas de preensão pode ser descrita como um *agarrar* (ou pegar), no qual todos os dedos são usados, ou como uma *pinça*, na qual principalmente o polegar e o indicador são usados. Cada forma pode ser adicionalmente classificada com base na necessidade de *força* (amplamente definida como uma força grande sem atenção à exatidão da tarefa) ou de *precisão* (i.e., alto nível de exatidão com baixa força). As classificações específicas de preensão subsequentemente descritas não visam a incluir *todas* as maneiras possíveis pelas quais a mão pode ser usada. No entanto, estas

definições são úteis para estabelecer uma referência comum para comunicação clínica.

Basicamente, a maioria dos tipos de atividades de preensão se encaixa em um dos cinco tipos seguintes:

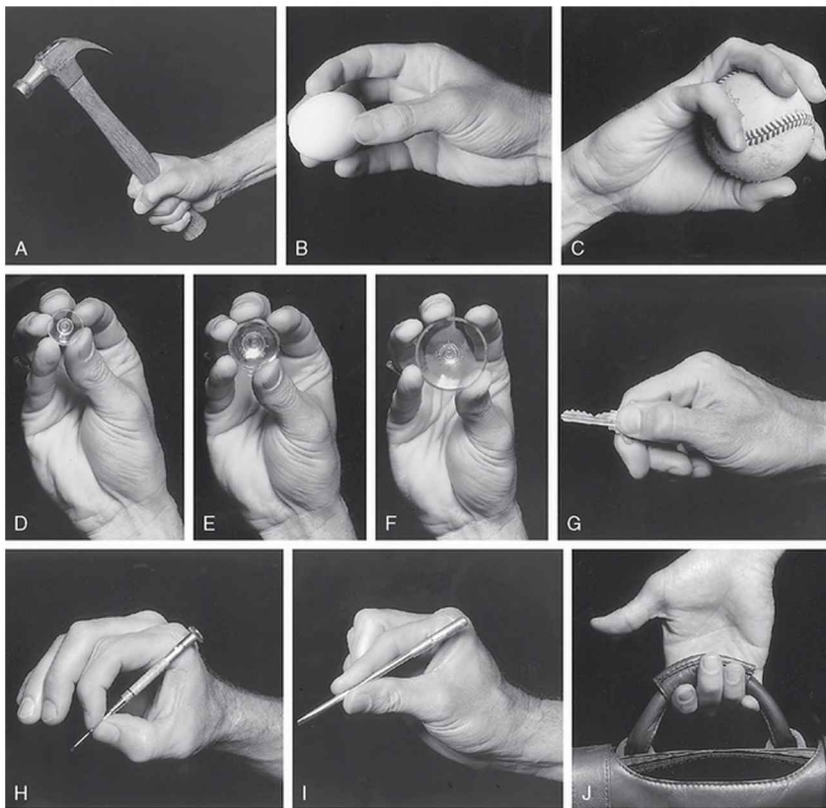
1. A *preensão de força* é usada quando estabilidade e grandes forças são necessárias, sem a necessidade de precisão. A forma dos objetos apreendidos tende a ser esférica ou cilíndrica. O uso de um martelo é um bom exemplo de uma preensão de força (Fig. 8-55, A). Essa atividade exige grandes forças dos flexores dos dedos, especialmente do quarto e quinto dedos; dos músculos intrínsecos dos dedos, especialmente os interósseos; e da musculatura adutora e flexora do polegar. Os extensores do punho são necessários para estabilizar o punho parcialmente estendido.
2. A *preensão de precisão* é usada quando controle e/ou ação delicada são necessários durante a preensão (Fig. 8-55, B e C). O polegar normalmente é mantido parcialmente abduzido, e os dedos são parcialmente flexionados. A preensão de precisão usa o polegar e um ou mais dedos para melhorar a segurança da preensão ou, se necessário, acrescentar quantidades variáveis de força. A preensão de precisão é modificada para se adaptar a objetos de variados tamanhos pela alteração



do contorno do arco transversal distal da mão (Fig. 8-55, D a F).

3. A *pinça de força (chave)* é usada quando grandes forças são necessárias para estabilizar um objeto entre o polegar e o bordo lateral do dedo indicador (Fig. 8-55, G). A pinça de força é uma forma extremamente útil de preensão, combinando a força do adutor do polegar e do primeiro interósseo dorsal com a destreza e a acuidade sensitiva do polegar e do indicador.
4. A *pinça de precisão* é usada para possibilitar um controle fino de objetos mantidos entre o polegar e o indicador, sem a necessidade de uma grande força. Esse tipo de pinça tem muitas formas, como o método *ponta com ponta* ou *polpa com polpa* de segurar um objeto (Figura 8-55, H e I, respectivamente). A pinça de ponta com ponta é usada especialmente para objetos diminutos, quando habilidade e precisão são necessárias. A pinça de polpa com polpa fornece maior área de superfície para contato com objetos maiores, aumentando assim a firmeza preênsil.
5. A *preensão de gancho* é uma forma de preensão que não envolve o polegar. Uma preensão de gancho é formada pelas articulações IFP e IFD parcialmente flexionadas dos dedos. Essa preensão é muitas vezes usada de uma maneira estática durante períodos prolongados de

tempo, como segurar uma correia de bagagem (Fig. 8-55, J). A força da preensão de gancho é, no geral, fornecida principalmente pelo flexor profundo dos dedos.



**FIGURA 8-55** Uma mão normal está apresentada efetuando tipos comuns de funções de preensão. **A**, Preensão de força. **B**, Preensão de precisão para segurar um ovo. **C**, Preensão de precisão para arremessar uma bola de beisebol. **D a F**, Modificações da preensão de precisão pela alteração da concavidade do arco transversal distal. **G**, Pinça de força de chave. **H**, Pinça de precisão de ponta com ponta. **I**, Pinça de precisão de polpa com polpa. **J**, Preensão de gancho.

## **DEFORMIDADES ARTICULARES TÍPICAMENTE CAUSADAS PELA ARTRITE REUMATOIDE**

---

Um dos aspectos mais destrutivos da artrite reumatoide é a sinovite crônica. Com a passagem do tempo, a sinovite tende a reduzir a resistência à tração dos tecidos conjuntivos. Sem a restrição normal fornecida por esses tecidos, as forças de contato com o ambiente e, mais significativamente, a contração muscular podem eventualmente destruir a integridade mecânica de uma articulação. A articulação muitas vezes se torna desalinhada, instável e, com frequência, fica deformada permanentemente. O conhecimento da mecânica patológica das deformidades da mão associadas à artrite reumatoide constitui um pré-requisito para um tratamento efetivo. Isso é verdadeiro, uma vez que muitos tratamentos tradicionais de deformidades da mão lidam com a causa mecânica do problema.

### **Deformidade em Zigue-zague do Polegar**

A artrite reumatoide avançada resulta muitas vezes em uma deformidade em zigue-zague do polegar. Conforme definida no Capítulo 7, uma *deformidade em zigue-zague* resulta do colapso de múltiplas articulações

interconectadas em diferentes direções. Embora várias combinações de deformidade tenham sido descritas,<sup>3,71,102</sup> uma deformidade relativamente comum envolve flexão e adução da articulação CMC, hiperextensão da articulação MCF, e flexão da articulação IF (Fig. 8-56).<sup>5</sup> Nesse exemplo, o colapso do polegar começa com instabilidade na articulação CMC. Ligamentos que normalmente reforçam o lado medial (ulnar) da articulação, como os ligamentos oblíquo anterior e colateral ulnar, podem se tornar fracos e romper por causa do processo de doença. Subsequentemente, a base do metacarpo do polegar se luxa para fora da margem do trapézio (seta na base do primeiro metacarpo na Fig. 8-56). Os braços de momento alterados de alguns dos músculos que cruzam a articulação CMC podem contribuir ainda mais para essa luxação.<sup>79</sup> Uma vez que ocorra essa luxação, os músculos adutor e flexor curto, que frequentemente estão em espasmo, retêm o metacarpo do polegar rigidamente contra a palma. Com o tempo, a doença reumatoide pode fazer os músculos se tornarem fibróticos e permanentemente encurtados, mantendo a deformidade na articulação CMC. Em esforços para estender o polegar rígido fora da palma, uma deformidade compensadora em hiperextensão na articulação MCF frequentemente ocorre.<sup>3</sup> Uma placa palmar enfraquecida e hiperestirada nessa articulação oferece pouca resistência às

forças de extensão produzidas pelos extensores longo e curto do polegar ou às forças de contato produzidas durante o pinçamento. Eventualmente, a posição em corda de arco desses tendões cruzando a articulação MCF aumenta a sua alavancagem como extensores, contribuindo, desse modo, ainda mais para a deformidade de hiperextensão. A articulação IF tende a permanecer flexionada como resultado da tensão passiva no flexor longo do polegar esticado.

## Deformidade em zigue-zague do polegar

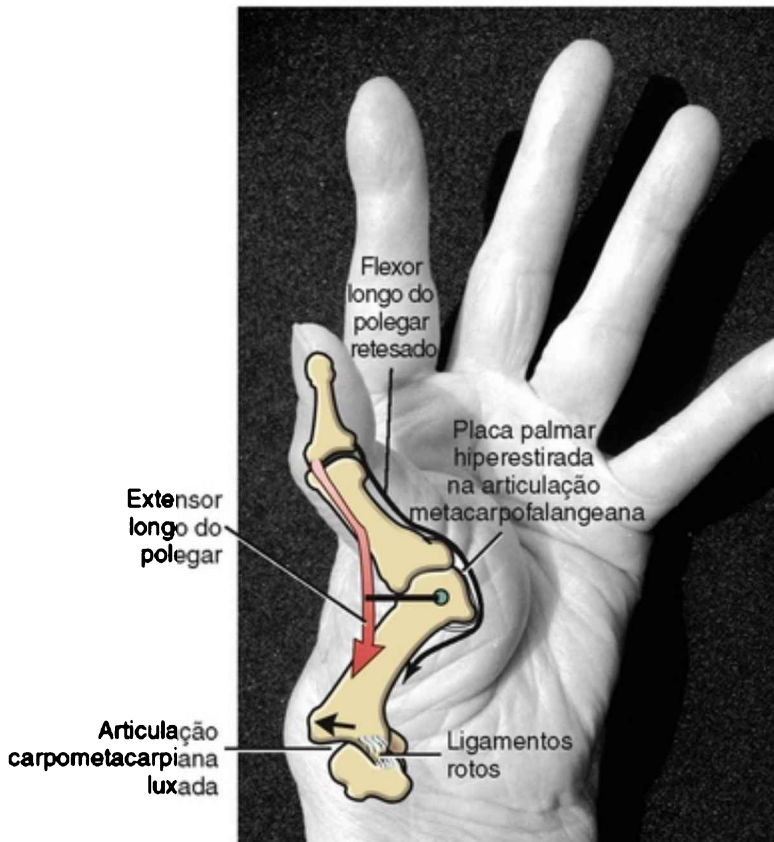


FIGURA 8-56 Visão palmar mostrando a mecânica patológica de uma deformidade em zigue-zague comum do polegar causada por artrite reumatoide. A base do metacarpo do polegar se luxa em uma direção geral radial na articulação carpometacarpiana (*seta*), iniciando uma série de eventos que levam à hiperextensão na articulação metacarpofalangeana. A articulação interfalangeana permanece parcialmente flexionada em razão da tensão passiva no flexor longo do polegar estirado e retesado.

As intervenções clínicas para uma deformidade em

zigue-zague do polegar dependem da mecânica específica do colapso e da gravidade da doença reumatoide subjacente. A intervenção não cirúrgica inclui imobilização com tala para encorajar alinhamento mais normal da articulação, medicação para reduzir a inflamação crônica e ensinar aos pacientes maneiras de minimizar o esforço sobre a articulação.<sup>76</sup> A cirurgia pode ser considerada se a intervenção mais conservadora não for capaz de retardar a progressão da deformidade.

## **Destruição das Articulações**

### **Metacarpofalangeanas dos Dedos**

A artrite reumatoide avançada está frequentemente associada a deformidades na articulação MCF dos dedos. As duas deformidades mais comuns são *luxação palmar* e *desvio ulnar* (Fig. 8-57). Embora essas duas deformidades tipicamente ocorram juntas, elas serão discutidas separadamente nas seções a seguir.



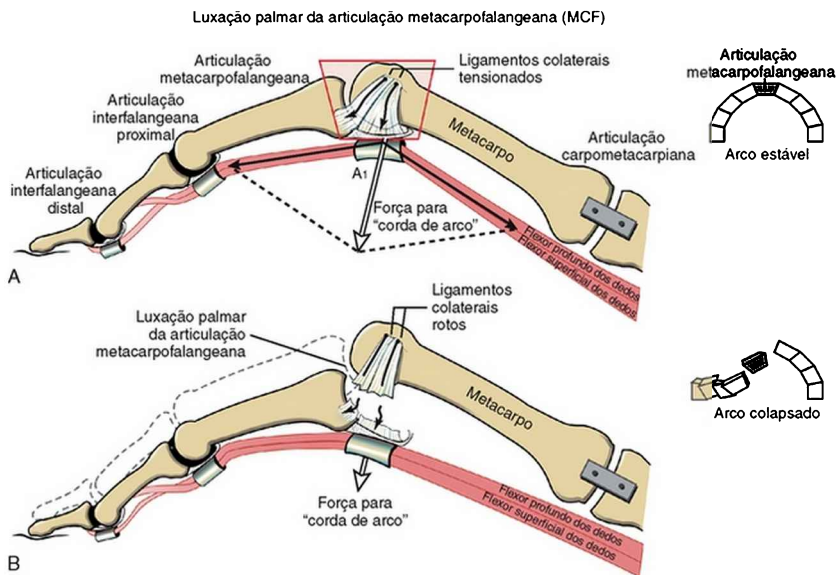
**FIGURA 8-57** Uma mão que mostra as deformidades comuns causadas pela artrite reumatoide grave. São particularmente evidentes as seguintes: *luxação palmar* da articulação metacarpofalangeana; *desvio ulnar*; *deformidade em pescoço de cisne*; e *deformidade em boteeira*. Ver o texto para detalhes adicionais.

(Cortesia de Teri Bielefeld, PT, CHT, Zablocki VA Hospital, Milwaukee, Wisconsin.)

## **LUXAÇÃO PALMAR DA ARTICULAÇÃO METACARPOFALANGEANA**



Quando os dedos se flexionam durante a preensão, os tendões do flexor superficial e profundo dos dedos são defletidos palmarmente através da articulação MCF (Fig. 8-58, A). Esse encurvamento natural gera uma força produtora de “corda de arco” na direção palmar. Conforme indicado na Figura 8-58, A, a força de corda de arco é transferida através de grande parte do tecido conjuntivo periarticular da articulação MCF: da polia flexora A<sub>1</sub>, da placa palmar, dos ligamentos colaterais, e, finalmente, ao tubérculo posterior da cabeça do metacarpo. Quanto maior o grau de flexão na articulação MCF, maior a magnitude da força produtora de corda de arco. Na mão sadia, essa força é dissipada com segurança por meio da elasticidade natural e da resistência dos tecidos.



**FIGURA 8-58** Mecânica patológica da luxação palmar progressiva da articulação metacarpofalangeana do dedo. **A**, A curvatura nos tendões flexores ao cruzarem a articulação metacarpofalangeana produz uma força produtora de corda de arco, dirigida palmarmente, contra a placa palmar, a polia A<sub>1</sub> e os ligamentos colaterais. Na mão sadia, a tensão passiva nos ligamentos colaterais esticados resiste adequadamente  tração palmar sobre as estruturas articulares. **B**, Em um dedo com artrite reumatoide, a força formadora de corda de arco pode romper os ligamentos colaterais enfraquecidos. Como resultado, a falange proximal pode eventualmente se luxar em uma direção palmar.

Na mão com artrite reumatoide grave, os ligamentos colaterais podem se romper em razão da força constante em corda de arco. Com o tempo, a falange proximal pode se transladar excessivamente em uma direção palmar,

resultando em uma articulação MCF completamente luxada (Fig. 8-58, B). A luxação palmar pode colapsar os arcos longitudinal e transversal da mão, fazendo-a mostrar-se aplanada.

A educação do paciente sobre maneiras de “proteger” a articulação MCF de ainda mais luxação palmar constitui uma parte importante do tratamento.<sup>7</sup> Os pacientes são instruídos sobre como efetuar atividades funcionais que colocam demandas limitadas sobre os seus músculos flexores dos dedos.

## **DESVIO ULNAR**

A deformidade de “desvio” ulnar na articulação MCF consiste em um excessivo desvio ulnar e uma translação (deslizamento) ulnar da falange proximal. Essa deformidade é comum nas fases avançadas da artrite reumatoide e frequentemente ocorre em conjunção com uma luxação palmar da articulação MCF (conforme indicado na Fig. 8-57).

Para compreender por completo a mecânica patológica do desvio ulnar, é importante conceber que todas as mãos — sadias ou não — são constantemente submetidas a fatores que favorecem uma postura ulnar desviada dos dedos.<sup>7,27,105</sup> Esses fatores incluem a gravidade, uma inclinação assimétrica das cabeças metacarpais e a linha

prevalente ulnar (medial) de tração dos tendões flexores extrínsecos ao passarem pelas articulações MCF. Mas talvez o fator mais influente se origine das incessantes forças ulnarmente dirigidas aplicadas contra as falanges proximais dos dedos radiais. Essas forças são produzidas pelo contato com objetos mantidos na mão e grandes forças de “pinçamento” geradas pelos músculos flexores do polegar. A Figura 8-59, A, mostra essas forças dirigidas à ulna empurrando o dedo indicador em uma direção ulnar. O desvio ulnar subsequente da articulação MCF aumenta a deflexão — ou o encurvamento — ulnar no tendão extensor dos dedos (ED) quando ele cruza o lado dorsal da articulação. A deflexão cria uma força de corda de arco potencialmente desestabilizadora sobre o tendão. Na mão sadia, no entanto, as fibras transversas do capuz dorsal e do ligamento colateral radial mantêm o tendão extensor *sobre* o eixo de rotação, protegendo assim a articulação de derivar ainda mais para desvio ulnar.

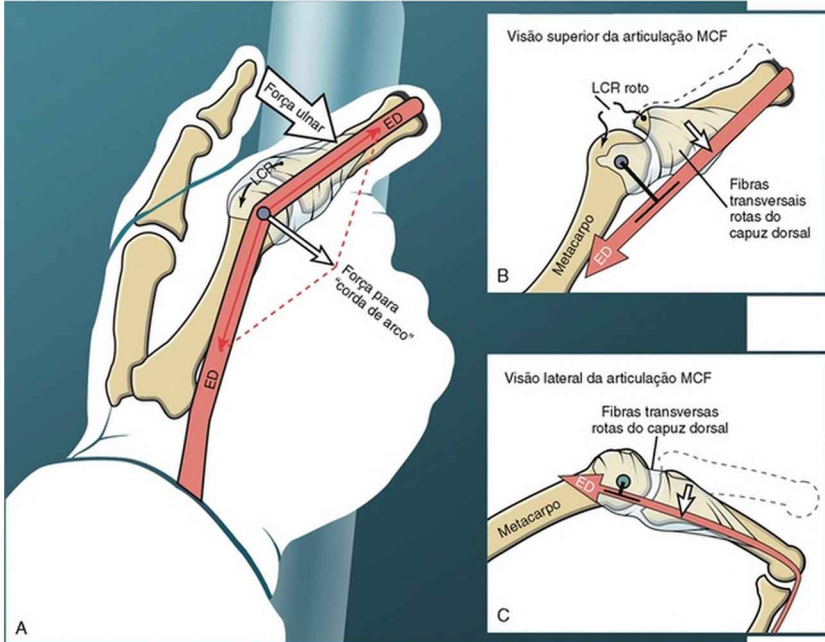


FIGURA 8-59 Mecânica patológica associada a desvio ulnar na articulação metacarpofalangeana (MCF) do indicador. **A**, Forças ulnarmente dirigidas geradas pelo polegar produzem uma força natural produtora de corda de arco sobre o tendão defletido do extensor dos dedos (ED). **B**, Visão superior. Na artrite reumatoide, a ruptura das fibras transversais do capuz dorsal permite que o tendão extensor migre ulnarmente. **C**, Visão lateral. Uma vez instável, o tendão extensor dos dedos também pode se desviar *palmarmente* à articulação MCF. Nesse caso o tendão desviado cria um torque de flexão na articulação MCF — frequentemente causando uma luxação palmar da articulação, além do desvio ulnar. O eixo de rotação de cada articulação MCF está mostrado como um círculo no centro da cabeça do metacarpo. (Em **B** e **C**, os braços de momento estão representados como linhas pretas grossas originando-se no eixo de rotação.)

A descrição precedente reforça o importante papel que o tecido conjuntivo sadio desempenha para manter a estabilidade de uma articulação. Muitas vezes, em casos graves de artrite reumatoide, as fibras transversas radiais do capuz dorsal se rompem ou estiram excessivamente, permitindo que o tendão do extensor dos dedos deslize para o lado *ulnar* do eixo de rotação da articulação (Fig. 8-59, *B*). Nessa posição, a força produzida pelo extensor dos dedos atua com um braço de momento que amplifica a postura desviada da ulna. Essa situação dá início a um processo autoperpetuante: quanto maior o desvio ulnar, maior o braço de momento associado e maior o torque de desvio ulnar deformante. Com o tempo, um ligamento colateral radial enfraquecido e hiperestirado pode se romper, permitindo que a falange proximal rode e deslize ulnarmente, levando à luxação completa da articulação. As pessoas com desvio ulnar grave, que afeta múltiplos dedos, estão tipicamente mais preocupadas com a aparência e a função reduzida — especialmente com relação à preensão de pinçamento e de força.

A mecânica patológica do desvio ulnar envolve frequentemente um processo desestabilizador secundário nas articulações MCF. Além da migração ulnar, o tendão do extensor dos dedos pode também deslizar palmarmente para dentro das “calhas” entre as cabeças proeminentes dos

metacarpos. Essa posição palmar anormal reduz o braço de momento do extensor dos dedos para estender a articulação MCF. Conforme representado em uma visão lateral na Figura 8-59, C, o tendão extensor pode na realidade se desviar *palmarmente* ao eixo mediolateral de rotação. Nesse caso, o tendão desviado cria um torque de flexão na articulação MCF. Essa mecânica anormal favorece a deformidade de luxação palmar descrita previamente.

O tratamento do desvio ulnar tipicamente inclui normalização do alinhamento da articulação e, quando possível, minimização da mecânica subjacente responsável pela instabilidade ou deformidade.<sup>7</sup> O tratamento não cirúrgico comum inclui uso de talas e equipamento adaptativo especializado e o aconselhamento dos pacientes sobre como minimizar as forças deformantes na articulação MCF.<sup>66,77</sup> Consideremos o forte torque de desvio ulnar colocado sobre as articulações da mão direita quando a tampa de um frasco é apertada ou uma jarra d'água é segura. Esse torque pode, com o tempo, predispor ou acentuar o desvio ulnar. Em geral, os pacientes são aconselhados a evitar a maioria das ações de preensão pesada e as atividades de pinça de chave com força, especialmente durante a fase de inflamação aguda ou dolorosa da artrite reumatoide.

A intervenção cirúrgica para desvio ulnar excessivo pode incluir a transferência do tendão extensor dos dedos para o lado *radial* do eixo de rotação ântero-posterior da articulação MCF.<sup>33</sup> Em casos mais graves, a articulação MCF danificada pode ser substituída com uma artroplastia de prótese total. Isso geralmente proporciona alívio da dor e restaura alguma função, embora o paciente tipicamente não vá recuperar a amplitude completa de movimento. Essa cirurgia é frequentemente executada em conjunção com reconstrução dos tecidos conjuntivos periarticulares da articulação. Uma artrodese ou uma artroplastia do punho também pode ser indicada, porque a mecânica associada a um punho desalinhado pode criar forças potencialmente deformadoras na articulação MCF. Independentemente da cirurgia específica, o tratamento pós-cirúrgico adequado é crítico para reabilitação bem-sucedida.<sup>7</sup> Esse tratamento tipicamente é proporcionado por terapeutas de mão certificados que se especializaram em reabilitação da mão. Uma relação de trabalho próxima entre o cirurgião e o terapeuta é essencial.

## **Deformidades em Zigue-zague dos Dedos**

Duas deformidades em zigue-zague clássicas do dedo podem ocorrer tipicamente associadas à artrite reumatoide avançada: deformidade em pescoço de cisne e deformidade

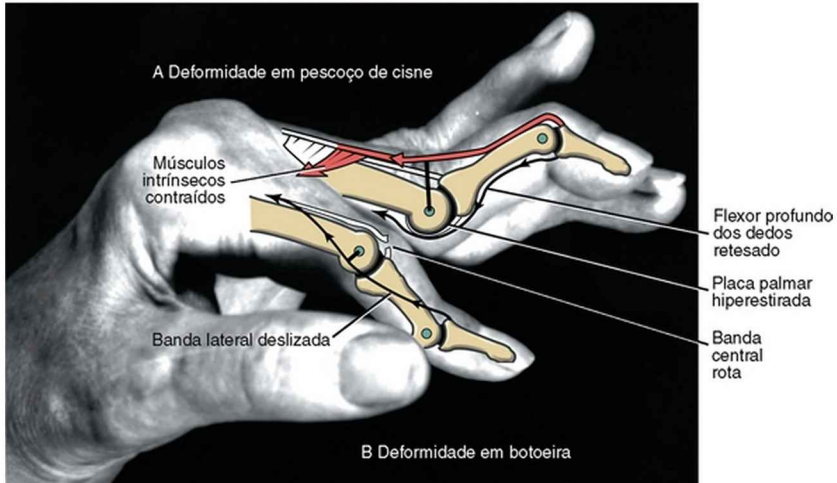


em botoeira (Fig. 8-57). Conforme assinalado em fotografia anterior, ambas as deformidades ocorrem muitas vezes em conjunção com desvio ulnar e luxação palmar nas articulações MCF.

### **DEFORMIDADE EM PESCOÇO DE CISNE**

A *deformidade em pescoço de cisne* é caracterizada por hiperextensão da articulação IFP com flexão na articulação IFD (Fig. 8-57, dedo médio). A posição da articulação MCF é variável. Os músculos intrínsecos na mão afetada por artrite reumatoide muitas vezes se tornam fibróticos e contraídos. Com placas palmares enfraquecidas na articulação IFP, a tensão dentro dos músculos intrínsecos pode eventualmente colapsar as articulações IFP em hiperextensão (Fig. 8-60, A). A posição hiperestendida da articulação IFP faz as bandas laterais do mecanismo extensor cederem em corda de arco dorsalmente, *para longe* do eixo de rotação da articulação. A corda de arco aumenta o braço de momento para os músculos intrínsecos estenderem a articulação IFP, acentuando assim a deformidade em hiperextensão. A articulação IFD tende a permanecer flexionada por causa do esticamento imposto ao tendão do flexor profundo dos dedos através da articulação IFP.

### Deformidades em zigue-zague dos dedos



**FIGURA 8-60** Duas deformidades em zigue-zague comuns do dedo com artrite reumatoide grave. *A*, O dedo médio mostra a mecânica patológica da *deformidade em pescoço de cisne*. O músculo intrínseco contraído — como um músculo lumbrical ou segundo interósseo dorsal (em vermelho) — está criando um torque de extensão na articulação interfalangeana proximal (IFP). Com o tempo, a placa palmar enfraquecida se torna hiperestirada, permitindo à articulação IFP deformar-se para hiperextensão grave. O braço de momento usado pelo mecanismo extensor está mostrado como uma linha preta curta originada no eixo de rotação na articulação IFP. A articulação interfalangeana distal (IFD) permanece parcialmente flexionada por causa da tensão passiva aumentada no tendão flexor profundo dos dedos esticado. *B*, O indicador apresenta a mecânica patológica da *deformidade em botoeira*. A banda central rompeu, fazendo as bandas laterais deslizarem em uma direção *palmar* em relação à articulação IFP; assim, a articulação perde seu único meio de extensão. O braço de momento usado pelas bandas laterais deslocadas está mostrado como uma linha preta curta originada no eixo de rotação da articulação IFP. A articulação IFD permanece hiperestendida por causa de tensão

passiva aumentada nas bandas laterais retesadas.

Conforme mencionado, a deformidade em pescoço de cisne está tipicamente associada à patologia da artrite reumatoide. A deformidade também pode se desenvolver, no entanto, por trauma agudo às placas palmares ou por espasticidade crônica ou hipertonia dos músculos intrínsecos da mão, como os lumbricais ou os interósseos. Independentemente da causa, o tratamento tipicamente envolve imobilização para bloquear a hiperextensão da articulação IFP, ou cirurgia para reparar a placa palmar ou para implantar uma artroplastia de prótese total.

## **DEFORMIDADE EM BOTOEIRA**

A *deformidade em botoeira* é descrita como flexão da articulação IFP e hiperextensão da articulação IFD (Fig. 8-57, dedo indicador). (O termo *botoeira* descreve a aparência da cabeça da falange proximal quando ela desliza através da “casa de botão” criada pelas bandas laterais desviadas.) As articulações interfalangeanas colapsam essencialmente em um padrão recíproco ao descrito sobre a deformidade em pescoço de cisne. A causa principal da deformidade em botoeira é o desvio anormal das bandas do mecanismo extensor na articulação IFP e a ruptura da banda central, geralmente resultado de sinovite

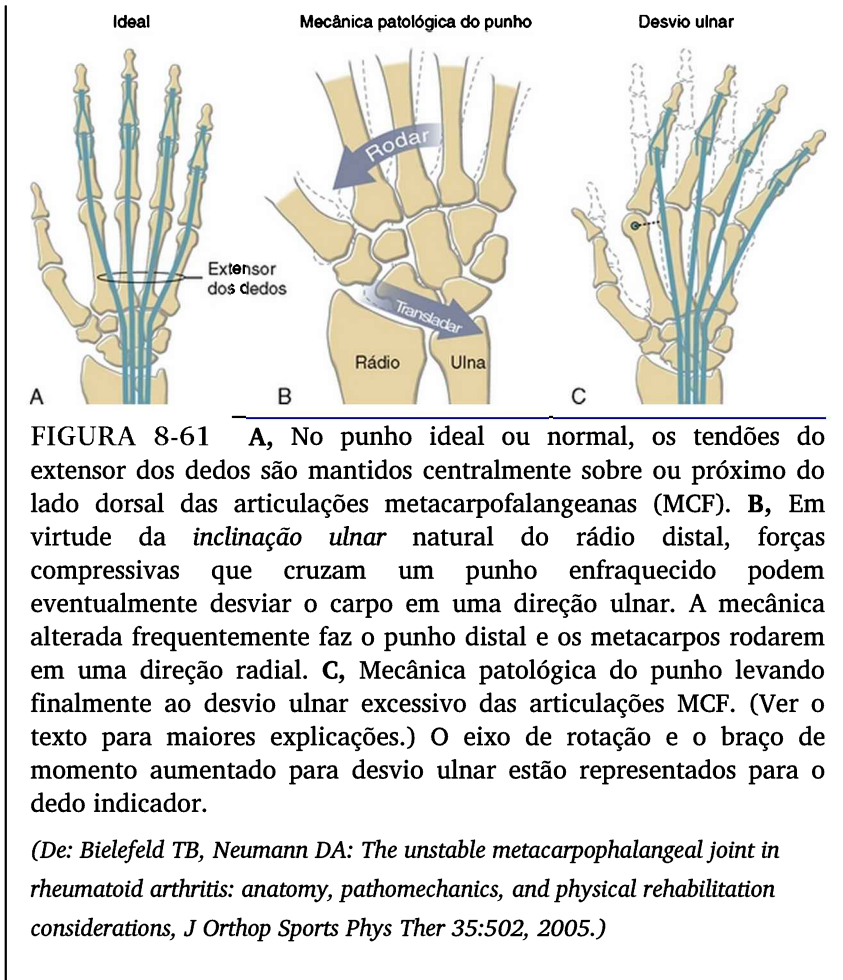
crônica. As bandas laterais deslizam para o lado palmar do eixo de rotação na articulação IFP (Fig. 8-60, B). Consequentemente, forças transferidas através das bandas laterais deslizadas (seja por fonte ativa ou passiva) causam *flexão* na articulação IFP em vez de extensão normal. Essencialmente, a articulação IFP perde todas as fontes de extensão.

**ENFOQUE ESPECIAL 8-8 Instabilidade na Articulação Metacarpofalangeana: Mecânica Patológica Adicional Associada à Instabilidade do Punho**

Se uma perspectiva de proximal a distal, a unidade punho e mão consiste em seis articulações principais. Essa longa série contínua de conexões é inerentemente instável mecanicamente. Muitas vezes, a instabilidade em uma articulação mais proximal predis põe à instabilidade em uma articulação mais distal: a chamada deformidade em “zigue-zague”. Uma deformidade em zigue-zague clássica associada ao punho e à mão envolve *desvio ulnar das articulações metacarpofalangeanas (MCF)* e *excessivo desvio radial do punho*.

Como uma base para esta discussão, lembremos que a força “produtora de corda de arco” em direção ulnar potencialmente deformante através das articulações MCF é naturalmente minimizada pelo alinhamento central dos tendões do extensor dos dedos. Isso está ilustrado na Figura 8-

61, A. A instabilidade do punho, no entanto, pode mudar o alinhamento entre os tendões extensores e as articulações MCF. Como uma possível seqüela de inflamação crônica ou trauma, o carpo inteiro pode migrar (ou se translocar) em uma direção ulnar (Fig. 8-61, B).<sup>2</sup> (Essa mecânica patológica foi descrita no Capítulo 7.) O deslocamento ulnar aumenta os braços de momento dos músculos que realizam desvio radial do carpo. Ao longo do tempo, entretanto, o carpo e metacarpos pode assumir uma posição de maior rotação radial. Conforme representado na Figura 8-61, C, os metacarpos radialmente posicionados acentuam o torque para corda de arco ulnar através das articulações MCF. Se o mecanismo extensor não for capaz de estabilizar os tendões do extensor dos dedos, os tendões migram ulnarmente, ganhando comprimento em seu braço de momento (como mostrado no dedo indicador), o que abatece a mecânica patológica do desvio ulnar da articulação MCF. Cirurgiões e terapeutas necessitam considerar esta mecânica patológica como parte da avaliação e tratamento do desvio ulnar.



**FIGURA 8-61** **A**, No punho ideal ou normal, os tendões do extensor dos dedos são mantidos centralmente sobre ou próximo do lado dorsal das articulações metacarpofalangeanas (MCF). **B**, Em virtude da *inclinação ulnar* natural do rádio distal, forças compressivas que cruzam um punho enfraquecido podem eventualmente desviar o carpo em uma direção ulnar. A mecânica alterada frequentemente faz o punho distal e os metacarpos rodarem em uma direção radial. **C**, Mecânica patológica do punho levando finalmente ao desvio ulnar excessivo das articulações MCF. (Ver o texto para maiores explicações.) O eixo de rotação e o braço de momento aumentado para desvio ulnar estão representados para o dedo indicador.

*(De: Bielefeld TB, Neumann DA: The unstable metacarpophalangeal joint in rheumatoid arthritis: anatomy, pathomechanics, and physical rehabilitation considerations, J Orthop Sports Phys Ther 35:502, 2005.)*

Conforme representado na Figura 8-60, a articulação IFD na deformidade em batoeira permanece hiperestendida devido à tensão aumentada nas bandas laterais esticadas. A incapacidade de flexionar a articulação IFP interfere com a facilidade de apanhar pequenos objetos, como uma moeda de cima da mesa.

Deformidade de botoeira inicial pode ser tratada imobilizando-se a articulação IFP em extensão. Uma cirurgia pode ser necessária para reparar a banda central e/ou realinhar as bandas laterais dorsalmente à articulação IFP. Pacientes sedentários com mínima deformidade podem ganhar alguma função e alívio da dor com um implante de silicone na articulação IFP.

## **SINOPSE**

---

A cinesiologia da mão é tão fascinante quanto complexa. À observação cuidadosa, torna-se claro que todos os 19 ossos ou 19 articulações são morfologicamente diferentes e, por essa razão, cada um possui uma função única.

As articulações da mão são organizadas em três conjuntos de articulações: CMC, MCF e IF. As articulações CMC formam a transição funcional entre o punho e a mão. Localizadas mais proximalmente dentro da mão, essas articulações são fundamentalmente responsáveis por ajustar a curvatura da palma, de plana a profundamente em forma de concha. As articulações CMC mais periféricas da mão são particularmente importantes nesse quesito, pois elas permitem ao polegar aproximar-se das extremidades dos outros dedos e elevam o bordo ulnar da mão. Em colaboração com a segunda e terceira articulações

CMC — mais estáveis —, as articulações periféricas permitem à mão segurar firmemente um número quase infinito de formas irregularmente curvas. Músculos muito especializados, como o oponente do polegar e oponente do dedo mínimo, são dedicados unicamente a controlar a primeira e quinta articulações CMC. Trauma ou doença comprometendo essas articulações pode privar a mão de muitas posturas que são exclusivas da preensão humana.

As articulações MCF, relativamente grandes, formam a base de cada dedo. Cada articulação é estabilizada por um elaborado conjunto de tecidos conjuntivos periarticulares — o que é uma necessidade, quando se considera que cada articulação tem que suportar o peso de um conjunto inteiro de falanges. Além disso, as articulações MCF estão sujeitas a cargas particularmente altas, uma vez que elas funcionam como pedras angulares tanto para o arco longitudinal quanto para o arco transversal da mão. Tecidos especializados, como placas palmares e ligamento colaterais espessados, são necessários para estabilizar essas articulações, permitindo simultaneamente um arco relativamente amplo de movimento. Trauma e doença, como artrite reumatoide, podem levar à instabilidade das articulações CMC, o que pode destruir a integridade mecânica da mão inteira.

Embora a articulação MCF do polegar seja limitada



principalmente a realizar flexão e extensão, as articulações MCF dos demais dedos se movem em dois graus de liberdade. Os movimentos combinados de abdução e extensão dos dedos, por exemplo, maximizam a largura da mão, o que é especialmente útil para segurar objetos largos de curvaturas variadas. O ajuste do objeto dentro da mão é ainda mais aperfeiçoado pelo perfil de mobilidade expressado nas articulações CMC e pela rotação passiva axial permitida pelas articulações MCF.

As *articulações IF* da mão estão localizadas mais distalmente na extremidade superior e, por essa razão, estão mais frequentemente em contato físico com objetos circunvizinhos. As polpas distais dos dedos, portanto, são macias a fim de amortecer forças de contato; os dedos distais também contêm uma densidade muito grande de receptores sensitivos, maximizando a sensibilidade táctil. Ironicamente, embora as articulações IF sejam as mais envolvidas intimamente com manipulação e preensão, elas possuem a cinemática mais elementar dos dedos. As articulações IF só se flexionam e estendem; os outros planos potenciais de movimento são bloqueados pelo ajuste ósseo da articulação e pelos tecidos conjuntivos periarticulares. O potencial funcional das articulações IF é altamente dependente da cinemática mais complexa permitida nas articulações mais proximais da mão.

A amplitude de movimento de flexão é, não obstante, extensa nas articulações IF — de 70° na articulação IF do polegar a 120° nas articulações proximais dos dedos localizadas mais ulnarmente. Esse movimento é necessário para cerrar completamente o punho, segurar uma sacola ou maximizar o contato digital com objetos. A extensão completa nessas articulações é igualmente importante para abrir a mão em preparação para uma preensão.

Localizadas mais distalmente, as articulações IF são extremamente vulneráveis a trauma direto, como um tendão lacerado ou uma fratura dentro da articulação. Essa lesão pode reduzir significativamente a mobilidade funcional das articulações IF. Por outro lado, a paralisia espástica por lesão do sistema nervoso central pode reduzir o controle sobre o movimento das articulações IF. Independentemente da causa, o controle reduzido ou a perda de mobilidade das articulações IF pode minimizar significativamente o potencial funcional da mão.

Os 29 músculos da mão foram classificados nos grupos extrínseco e intrínseco, principalmente para facilitar sua organização anatômica. A cinesiologia muscular, no entanto, se baseia mais na interação funcional e na sinergia entre os dois grupos. É raro que uma contração isolada de um músculo extrínseco ou intrínseco cause um movimento significativo. Um exemplo simples que apoia essa premissa

está relacionado à cinesiologia do movimento de estender o dedo. Poder-se-ia supor que um músculo com o nome *extensor dos dedos* efetuaría esta ação independentemente. Este não é o caso; a contração isolada do extensor dos dedos só hiperestende as articulações MCF, fazendo com que as articulações IF proximal e distal entre em colapso em flexão. Conforme descrito anteriormente neste capítulo, a extensão simultânea de todas as três articulações dos dedos exige uma interação coordenada entre o extensor dos dedos e os músculos intrínsecos, como os lumbricais e interósseos. Movimentos mais complexos e rápidos dos dedos exigem uma ainda maior interdependência funcional entre os músculos intrínsecos e extrínsecos.

Percepções valiosas da cinesiologia normal da mão podem ser descobertas estudando-se cuidadosamente a mecânica patológica após trauma, doença ou paralisia muscular. Tipicamente, a mecânica patológica — e frequentemente a deformidade resultante — reflete a *perda* de uma força crítica antes suprida por um músculo ou um tecido conjuntivo. Restaurar o equilíbrio cinético da região constitui frequentemente um componente importante subjacente à intervenção cirúrgica e terapêutica para comprometimentos da mão. O cirurgião de mão, por exemplo, pode transpor o tendão do extensor dos dedos mais radialmente sobre as articulações MCF a fim de

hipercompensar uma postura de “desvio ulnar” exagerada; o terapeuta, por exemplo, pode elaborar uma tala que impeça hiperextensão indesejada das articulações MCF depois de paralisia dos músculos interósseos e lumbricais — em essência, substituindo a força que antes era produzida por esses músculos agora paralisados.

Finalmente, é importante considerar que a intenção da maioria dos movimentos rotineiramente efetuados por todo o membro superior se relaciona indireta ou diretamente com a otimização da preensão. Uma doença ou lesão que incapacite a mão, portanto, reduz significativamente as demandas colocadas sobre o membro inteiro. Isso se torna aparente em uma pessoa com uma lesão grave da mão que invariavelmente desenvolve alguma atrofia muscular por desuso observável e restrição de movimento até o ombro. Essa forte associação funcional entre a mão e o membro superior inteiro deve ser considerada durante todas as avaliações clínicas do membro superior.



## CONEXÕES CLÍNICAS ADICIONAIS

**CONEXÃO CLÍNICA 8-1** Cirurgia de “Transferência de Tendão” para Restaurar Equilíbrio Cinético e Função na Mão Parcialmente Desnervada: um Olhar sobre a Cinesiologia Subjacente

Os nervos mediano, ulnar e radial são vulneráveis a lesões, uma vez que correm através de todo o membro superior. Os nervos podem ser gravemente comprimidos ou estirados, lacerados por osso fraturado ou penetrados por objetos estranhos, incluindo vidro, faca ou um projétil. Esses mesmos nervos também podem ser comprometidos em neuropatias. Lesões ou patologias comprometendo esses nervos periféricos podem causar graus variados de paralisia muscular, perda de sensibilidade e alterações tróficas na pele.

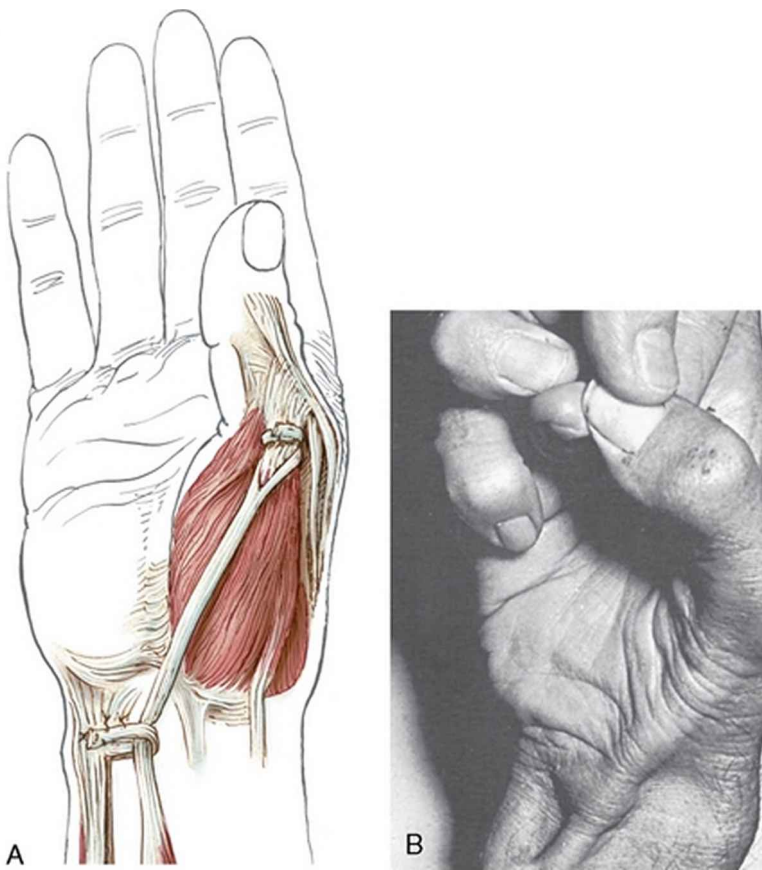
Os prejuízos resultantes de uma lesão ou neuropatia de nervo periférico podem ter efeitos funcionais devastadores sobre a região comprometida do corpo. Especialmente com lesões de nervos periféricos, certas ações musculares do punho e da mão podem ser completamente perdidas. Além disso, a pele na região associada se torna vulnerável a lesões em razão da perda de sensibilidade. A

paralisia muscular seletiva resulta em um desequilíbrio cinético através da articulação ou articulações, aumentando, desse modo, a probabilidade de deformidade. Consideremos, por exemplo, uma laceração completa do nervo mediano ao nível do punho. A paralisia dos músculos da eminência tenar pode incapacitar completamente o importante movimento de oposição do polegar. Sem intervenção terapêutica, o polegar também pode desenvolver uma contratura em adução e rotação lateral em virtude da tração sem oposição de (1) o nervo ulnar — adutor do polegar inervado —, e (2) o nervo radial — extensor longo do polegar inervado. Essa deformidade é a antítese da posição de oposição.

A lesão dos principais nervos do membro superior frequentemente resulta em um padrão previsível de paralisia muscular, perda sensitiva e deformidade potencial. (Ilustrações neuroanatômicas como as contidas no Apêndice II, Parte B podem servir como guias úteis para prever quais músculos podem ser paralisados depois de uma lesão nervosa.) A regeneração de um nervo traumatizado com retorno de função motora e sensitiva é fisiologicamente possível; entretanto, a extensão do crescimento neuronal depende de vários fatores, incluindo a continuidade da bainha de tecido conjuntivo (tubo endoneural) que circunda os axônios individuais. Lesões de esmagamento e tração que deixam intacto o tubo endoneural mas destroem o axônio têm um melhor prognóstico de regeneração.<sup>96</sup> Após uma completa laceração do axônio e tubo endoneural, o reparo cirúrgico do nervo é um pré-requisito necessário para a regeneração. Em circunstâncias ideais, um nervo periférico pode se regenerar a uma velocidade de cerca de 1 mm/dia (ou cerca de 2,5 cm/mês). Durante esse tempo, os terapeutas frequentemente assumem um importante papel terapêutico, incluindo educar o paciente acerca da condição médica, ministrar exercícios selecionados de fortalecimento e alongamento, desenvolver um treinamento para compensar fraqueza muscular

persistente e aplicar talas para reduzir a deformidade e ajudar ou compensar o movimento ativo perdido.

Em casos nos quais a paralisia após lesão nervosa parece permanente, os cirurgiões podem realizar uma “*transferência de tendão*”.<sup>92</sup> Esse procedimento cirúrgico muda o trajeto do tendão de um músculo inervado de tal maneira que toda ou partes das ações perdidas do músculo paralisado sejam restauradas. Uma cirurgia de transferência de tendão é particularmente indicada quando a paralisia diminui significativamente o desempenho de uma função importante — como a perda da oposição do polegar. Uma transferência de tendão para restaurar oposição do polegar é chamada *oponenteplastia*. Embora muitos tipos de técnicas de oponenteplastia tenham sido descritas, um método comum envolve redirecionar cirurgicamente o tendão do flexor superficial dos dedos (do dedo anular) para o polegar (Fig. 8-62, A).<sup>33</sup> A divisão natural no tendão superficial é expandida e, a seguir, o tendão dividido é suturado a ambos os lados da articulação MCF do polegar, no ponto de fixação do abductor curto do polegar. Em uma tentativa de imitar a linha de força dos músculos tenares paralisados, o tendão transferido é preso por uma polia de tecido conjuntivo à inserção distal do músculo flexor ulnar do carpo. A restauração da abdução e da rotação medial do polegar é essencial para o sucesso da operação (Fig. 8-62, B). Os terapeutas precisam desenvolver métodos criativos para treinar pacientes para usar a unidade musculotendínea transferida para desempenhar sua nova ação. O treinamento é grandemente melhorado se o paciente tiver pelo menos sensibilidade parcial nos dedos comprometidos e se o músculo transferido for um sinergista natural daquele paralisado.



**FIGURA 8-62** A, Depois de uma lesão do nervo mediano no punho, este tipo relativamente comum de oponentoplastia visa a restaurar a oposição pelo menos parcial do polegar. O tendão do flexor superficial do dedo anular foi cirurgicamente reencaminhado para a articulação MCF do polegar. B, Fotografia mostrando os resultados da oponentoplastia. Observar a rotação medial e abdução do polegar. O tendão do flexor superficial dos dedos é evidente embaixo da pele.

*(De: Hentz VR, Chase RA: Hand surgery: a clinical atlas, Philadelphia, 2001, Saunders.)*

Diversos tipos diferentes de cirurgias de transferência de tendão foram desenvolvidos durante os anos para uso após lesão nervosa na



extremidade superior distal.<sup>9,10,33</sup> A escolha específica da cirurgia depende da localização e da extensão do dano nervoso, da perda de função, da quantidade de sensibilidade residual e da amplitude de movimento passivo das articulações comprometidas. Igualmente importante é a disponibilidade de uma unidade musculotendinosa para transferência cirúrgica. De particular interesse para o cirurgião é o potencial de *torque* máximo do músculo transferido. Uma vez que o torque é o produto da produção de força do músculo e seu braço de momento interno, ambas as variáveis necessitam ser consideradas.

O potencial de força relativa de um músculo que é considerado para cirurgia de transferência de tendão pode ser estimado pela sua área de secção transversa. Esses dados estão publicados na literatura.<sup>11,34,35</sup> Durante a cirurgia, é muito difícil fazer uma medição direta do *braço de momento* de um músculo transferido em torno de uma articulação para uma dada ação. Essa variável de alavancagem, no entanto, é muito importante. Para otimizar os resultados funcionais da transferência de tendão, muitas vezes é desejável que o cirurgião combine estreitamente o braço de movimento do músculo transferido com o do paralisado. Conforme introduzido no Capítulo 1, dois músculos idênticos com braços de momento de diferentes comprimentos produzirão diferente cinética e cinemática através de uma articulação. Por exemplo, se o cirurgião posicionar o tendão de um músculo *perto demais* do eixo de rotação da articulação, o braço de momento reduzido minimizaria o potencial de torque do músculo; a operação, portanto, pode não conseguir combinar a força do músculo com sua demanda funcional. Alternativamente, posicionar o tendão do músculo *longe demais* do eixo da articulação (i.e., criando um braço de momento anormalmente grande) criaria uma situação na qual uma dada quantidade de encurtamento muscular produziria uma quantidade limitada — e talvez ineficaz — de rotação na articulação.

Dada a importância de conhecer o braço de momento potencial do músculo transferido para uma ação, o falecido Dr. Paul Brand — um preeminente cirurgião de mão — desenvolveu um método para estimar essa variável no momento da operação.<sup>9</sup> A força dessa técnica reside em sua elegante simplicidade: o princípio geométrico do *radiano*. Conforme representado na Figura 8-63, A, um radiano ( $\theta$ ) é definido como o ângulo no centro de um círculo que tem um arco ( $s$ ) igual ao seu raio ( $r$ ): 1 radiano equivale a  $57,3^\circ$ . O conceito de um radiano pode ser estendido para uma corda rodando em torno de uma polia, como mostrado na Figura 8-63, B. Quando a polia é rodada  $57,3^\circ$ , a corda que corre para fora da polia ( $s$ ) é igual ao raio da polia ( $r$ ). Brand usou o sistema de corda e polia como modelo para um sistema anatômico de tendão e articulação, respectivamente; o raio da polia ( $r$ ) é análogo ao movimento interno do músculo e a corda é análoga à excursão do seu tendão. No momento da cirurgia, Brand estimava o braço de momento interno tanto do tendão transferido quanto do tendão do músculo paralisado simplesmente medindo a excursão dos tendões enquanto a articulação era rodada passivamente a cerca de  $57^\circ$  (Fig. 8-63, C). *Após  $57^\circ$  de rotação da articulação, a excursão resultante do tendão (rotulada  $s$ ) é igual ao braço de momento interno (BMI) disponível ao músculo.* Brand suturava o tendão transferido no lugar quando o braço de momento se aproximava daquele do tendão do músculo paralisado (ou aquele estabelecido por dados normativos).<sup>9</sup> Em casos nos quais o braço de momento do músculo transferido não era aceitável, Brand tentava conciliar o problema redirecionando a linha de tração do tendão ou selecionando outro para uso na transferência.

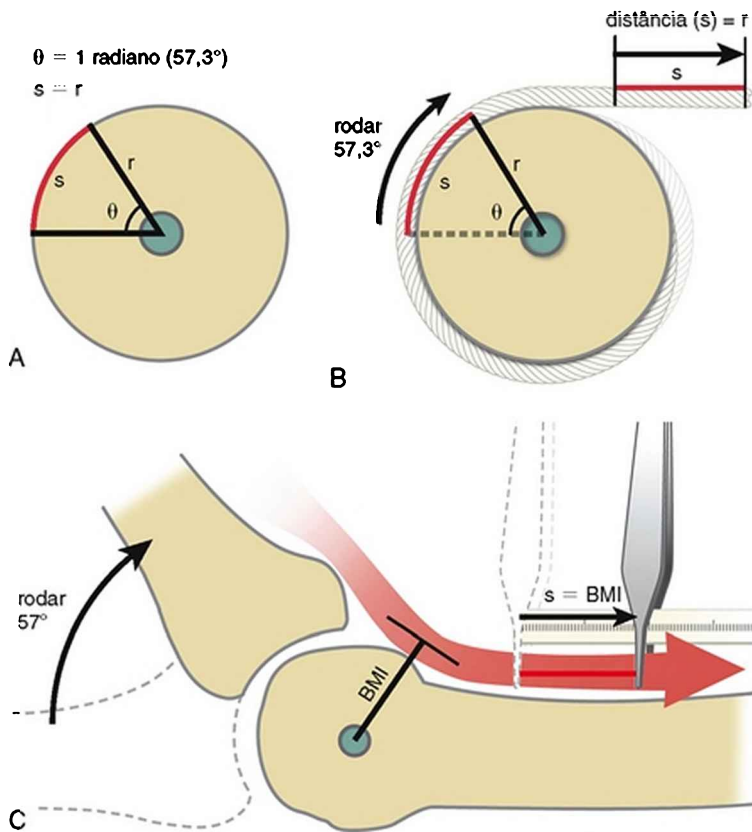


FIGURA 8-63 A, Um radiano ( $\theta$ ) é igual a  $57,3^\circ$ . O arco de círculo ( $s$ ) formado por um radiano é igual ao seu raio ( $r$ ). (Essa relação também pode ser expressada matematicamente:  $\theta = s/r$ .) B, O conceito do radiano estendido para uma corda e polia rodando. O raio da polia ( $r$ ) é igual a  $s$  quando  $\theta = 1$  radiano ( $57,3^\circ$ ). C, O conceito do radiano aplicado a uma articulação anômica, como a articulação MCF. A excursão do tendão ( $s$ ) resultando de aproximadamente  $57^\circ$  de rotação da articulação é o comprimento aproximado do braço de momento interno ( $BMI$ ).

O uso por Brand do radiano para estimar o braço de momento interno do músculo admite que as curvaturas das superfícies articulares são esferas perfeitas. Uma vez que as superfícies da maioria das articulações da mão são apenas aproximadamente esféricas, essas estimativas contêm algum erro. No entanto, o erro

provavelmente é pequeno e clinicamente insignificante, especialmente quando comparando comprimentos de braços de momento da mesma articulação dentro de um dado paciente. O conceito de usar um radiano para relacionar matematicamente a excursão de um tendão ao seu braço de momento permanece uma técnica biomecânica respeitada.<sup>29</sup> A técnica foi usada em espécimes de cadáver para medir a alteração natural no comprimento do braço de momento por toda a amplitude de movimento da maioria dos músculos da mão.<sup>47,97</sup> Medições também quantificaram o grau ao qual uma articulação instável altera o braço de momento dos músculos circundantes.<sup>7979</sup>

### CONEXÃO CLÍNICA 8-2 Consequências Biomecânicas de Polias Flexoras Laceradas ou Incisadas da Mão

Uma função importante das polias flexoras da mão é manter um comprimento quase constante do braço de momento dos tendões flexores ao cruzarem as articulações dos dedos. Se as polias forem hiperestiradas, laceradas ou rompidas, a força do músculo se contraindo faz o tendão formar “corda de arco”, afastando-se da articulação. A corda de arco em um tendão aumenta significativamente o seu braço de momento e, por sua vez, aumenta a vantagem mecânica do músculo na articulação. Conforme descrito no Capítulo 1, aumentar a vantagem mecânica de um músculo tem dois efeitos sobre a mecânica articular: (1) amplificação do torque produzido por nível de força muscular, e (2) redução da rotação angular da articulação pela distância linear de contração muscular. O significado clínico negativo de uma polia flexora lacerada, seccionada ou hiperestirada envolve principalmente o segundo fator. Para ilustrar este efeito sobre a preensão, suponhamos que, com polias A<sub>2</sub>, A<sub>3</sub> e A<sub>4</sub> intactas, o braço de momento do tendão flexor profundo dos dedos é cerca de 0,75 cm na articulação IFP (Fig. 8-64,

A). Com base no princípio geométrico do *radiano*, um músculo que se encurte um comprimento igual ao seu próprio braço de movimento produzirá 1 radiano ( $57^\circ$ ) de rotação da articulação.<sup>9</sup> Por conseguinte, com polias intactas, 1,5 cm de contração do flexor profundo dos dedos com um braço de momento de 0,75 cm teoricamente produziria  $114^\circ$  (2 radianos) de flexão da articulação IFP. Essa situação biomecânica é desejável porque ela permite que uma contração muscular relativamente pequena produza uma rotação relativamente grande na articulação. Um dedo com uma polia  $A_2$  e  $A_3$  cortadas, como mostrado na Figura 8-64, *B*, teoricamente poderia *duplicar* o comprimento do braço de momento do flexor profundo dos dedos através da articulação IFP. Consequentemente, uma contração muscular de 1,5 cm em teoria produziria apenas cerca de  $57^\circ$  de rotação da articulação (i.e., 1 radiano) — *cerca da metade do movimento produzido com polias intactas*. Admitindo que a amplitude de encurtamento quase máximo do flexor profundo dos dedos seja de 2 cm,<sup>1</sup> um dedo com uma polia rota não será capaz de se flexionar completamente, independentemente do esforço. A correção cirúrgica tipicamente está indicada para as polias  $A_2$  e  $A_3$  funcionalmente mais importantes dos dedos.<sup>88</sup>

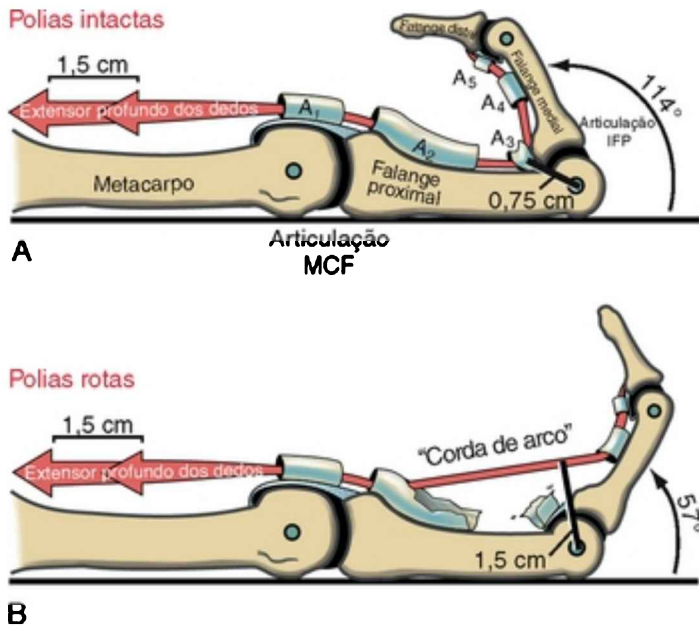


FIGURA 8-64 Mecânica patológica das polias flexoras laceradas. A, Com polias intactas, o braço de momento do flexor profundo dos dedos (FPD) através da articulação interfalangeana proximal (IFP) é cerca de 0,75 cm. Teoricamente, uma contração de 1,5 cm deste músculo causaria cerca de 114° (ou cerca de 2 radianos) de flexão na articulação IFP. B, Uma ruptura das polias A<sub>2</sub> e A<sub>3</sub> pode aumentar o braço de momento flexor da FPD para 1,5 cm. Uma contração de 1,5 cm do FPD agora produziria somente cerca de 57° de flexão das articulações IFP.

### CONEXÃO CLÍNICA 8-3 Biomecânica Muscular de uma “Pinça de Chave”: Salientando as Demandas Impostas ao Primeiro Músculo Interósseo Dorsal

Pinçar um objeto entre o polegar e o lado lateral do dedo indicador é uma função preênsil importante. Essa função é muitas vezes denominada “pinça de chave”. Uma pinça de chave efetiva coloca demandas especialmente grandes de força sobre o primeiro músculo interósseo dorsal. (Essa demanda pode ser apreciada pela palpação

do seu ventre proeminente durante a pinçada, cerca de 2,5 cm proximal ao lado lateral da articulação metacarpofalangeana [MCF] do indicador.) O primeiro músculo interósseo dorsal tem que gerar uma força suficientemente forte de *abdução* na articulação MCF do indicador para contrabalançar a força muito potente de *flexão* produzida pelos muitos músculos do polegar. O efeito dessas forças musculares em oposição gera uma força de pinçamento entre o dedo indicador e o polegar (indicadas como  $F_p$  versus  $F_I$  na Fig. 8-65). A flexão, o “mais forte” de todos os movimentos do polegar,<sup>45</sup> é impulsionada principalmente pelo adutor do polegar, o flexor longo do polegar e outros músculos dentro da eminência tenar. Conforme indicado na figura, o braço de movimento interno usado pelo primeiro interósseo dorsal para estabilizar a articulação MCF do indicador é cerca de 1 cm. Além disso, a força de pinça gerada pelo polegar ( $F_p$ ) contra a articulação MCF do dedo indicador atua com um braço de momento externo de cerca de 5 cm (comparar BMI e BME na Fig. 8-65). Essa diferença de cinco vezes na alavancagem através da articulação MCF exige que o primeiro interósseo dorsal produza uma força cerca de cinco vezes a força de pinçamento aplicada pelo polegar. Uma vez que muitas atividades funcionais exigem uma força de pinça que excede 45 N, o primeiro interósseo dorsal deve ser capaz de produzir uma força de abdução de cerca de 225 N. Para determinar se *i.e.* fisiologicamente possível, consideremos primeiro que um músculo esquelético pode produzir uma força máxima de cerca de 28 N/cm<sup>2</sup>. Esperar-se-ia que um primeiro interósseo dorsal de tamanho médio (com uma seção transversa de cerca de 3,8 cm<sup>2</sup>)<sup>19</sup> produzisse cerca de 106 N de força — só cerca da metade daquela estimada anteriormente. Está claro, portanto, que uma pinça de chave de esforço máximo exige uma fonte adicional de torque de abdução para ajudar o primeiro interósseo dorsal na estabilização do dedo indicador. Isso

provavelmente é realizado pelo segundo interósseo dorsal, e possivelmente com o auxílio dos lumbricais radialmente posicionados dos dedos indicador e médio.

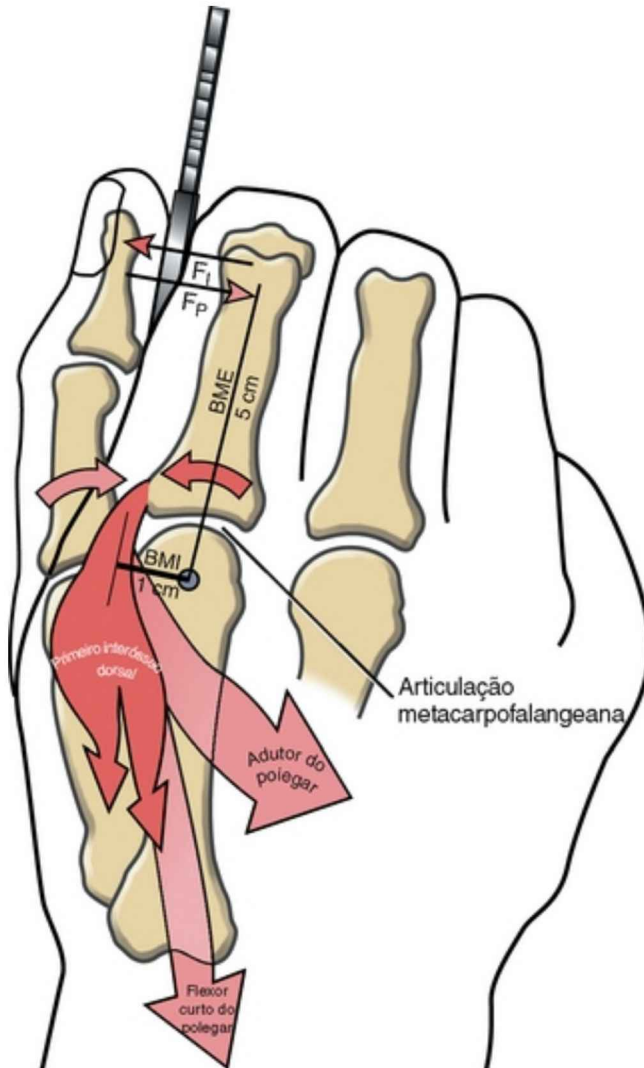
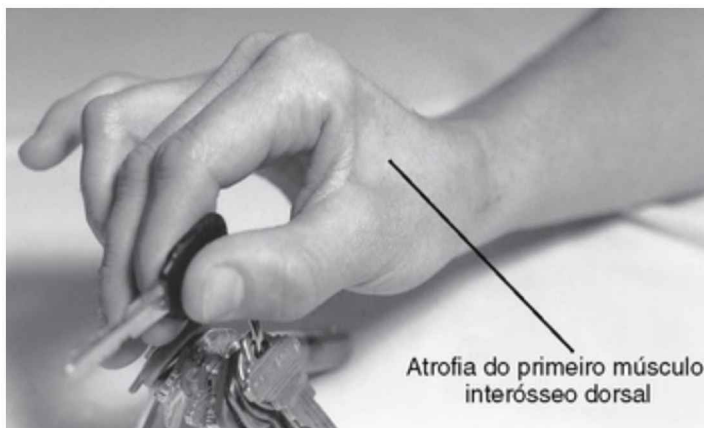


FIGURA 8-65 Visão dorsal da mecânica muscular de uma “pinça de chave”. Ilustrados em vermelho mais claro, o adutor do polegar e o flexor



curto do polegar estão mostrados produzindo uma força de pinça através do polegar ( $F_p$ ). Em vermelho-escuro, o primeiro interósseo dorsal está mostrado opondo-se à força flexora do polegar, produzindo uma força através do dedo indicador ( $F_d$ ). O braço de momento externo ( $BME$ ) na articulação metacarpofalangeana é de 5 cm; o braço de momento interno ( $BMI$ ) na articulação metacarpofalangeana é de 1 cm.

No caso de uma lesão do nervo ulnar, o músculo adutor do polegar — o músculo de pinçamento dominante do polegar — e todos os músculos interósseos podem ser paralisados. Paralisia destes músculos tipicamente diminui a pinça de chave quase 80%.<sup>49</sup> A região em torno da membrana do espaço interdigital dorsal se torna escavada devido à atrofia nos músculos previamente mencionados (Fig. 8-66). Uma pessoa com uma lesão do nervo ulnar frequentemente confia no flexor longo do polegar (um músculo inervado pelo nervo mediano) para compensar parcialmente a perda da pinça de chave. Essa compensação é evidente pela articulação interfalangeana parcialmente flexionada do polegar — conhecida como *senal de Froment*. A pinça permanece fraca, no entanto, principalmente por causa da incapacidade do músculo primeiro interósseo dorsal paralisado de contrabalançar a força flexora do flexor longo do polegar.



**FIGURA 8-66** Uma pessoa com uma lesão do nervo ulnar tentando executar uma preensão de pinça. Observar a atrofia do músculo primeiro interósseo dorsal. A flexão na articulação interfalangeana do polegar é uma tentativa de compensar a paralisia do músculo adutor do polegar.

## REFERÊNCIAS

---

- 1 An KN, Ueba Y, Chao EY, et al. Tendon excursion and moment arm of index finger muscles. *J Biomech.* 1983;16:419-425.
- 2 Arimitsu S, Murase T, Hashimoto J, et al. A three-dimensional quantitative analysis of carpal deformity in rheumatoid wrists. *J Bone Joint Surg Br.* 2007;89:490-494.
- 3 Armbruster EJ, Tan V. Carpometacarpal joint disease: Addressing the metacarpophalangeal joint deformity. *Hand Clin.* 2008;24:295-299.
- 4 Batmanabane M, Malathi S. Movements at the carpometacarpal and metacarpophalangeal joints of the hand and their effect on the dimensions of the articular ends of the metacarpal bones. *Anat Rec.* 1985;213:102-110.
- 5 Belt E, Kaarela K, Lehtinen J, et al. When does subluxation of the first carpometacarpal joint cause swan-neck deformity of the thumb in rheumatoid arthritis: A 20-year follow-up study. *Clin Rheumatol.* 1998;17:135-138.
- 6 Bettinger PC, Linscheid RL, Berger RA, et al. An anatomic study of the stabilizing ligaments of the trapezium and trapeziometacarpal joint. *J Hand Surg [Am].* 1999;24:786-798.
- 7 Bielefeld T, Neumann DA. The unstable metacarpophalangeal joint in rheumatoid arthritis: Anatomy, pathomechanics, and physical rehabilitation considerations. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2005;35:502-520.
- 8 Boatright JR, Kiebzak GM. The effects of low median nerve block on

- thumb abduction strength. *J Hand Surg [Am]*. 1997;22:849-852.
- 9 Brand PW. Clinical biomechanics of the hand. St. Louis: Mosby, 1985.
- 10 Brand PW. The reconstruction of the hand in leprosy. 1952. *Clin Orthop Relat Res*. 2002;396:4-11.
- 11 Brand PW, Beach RB, Thompson DE. Relative tension and potential excursion of muscles in the forearm and hand. *J Hand Surg [Am]*. 1981;6:209-219.
- 12 Buford WL, Andersen CR. *Predicting moment arms in diarthrodial joints—3D computer simulation capability and muscle-tendon model validation*. Conference Proceedings. 2006. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society*. 2006;1:3407-3410.
- 13 Cheema TA, Cheema NI, Tayyab R, Firoozbakhsh K. Measurement of rotation of the first metacarpal during opposition using computed tomography. *J Hand Surg [Am]*. 2006;31:76-79.
- 14 Close JR, Kidd CC. The functions of the muscles of the thumb, the index, and long fingers. Synchronous recording of motions and action potentials of muscles. *J Bone Joint Surg Am*. 1969;51:1601-1620.
- 15 Cooney WP3rd, Lucca MJ, Chao EY, Linscheid RL. The kinesiology of the thumb trapeziometacarpal joint. *J Bone Joint Surg Am*. 1981;63:1371-1381.
- 16 Cope JM, Berryman AC, Martin DL, Potts DD. Robusticity and osteoarthritis at the trapeziometacarpal joint in a Bronze Age population from Tell Abra, United Arab Emirates. *Am J Phys Anthropol*. 2005;126:391-400.
- 17 Doyle JR, Blythe W. The finger flexor tendon sheath and pulleys: Anatomy and reconstruction. In: *American academy of orthopaedic surgeons symposium on tendon surgery in the hand*. St. Louis: Mosby; 1975.
- 18 Dubousset JF. The Digital Joints. In: Tubiana R, editor. *The hand*. Philadelphia: Saunders, 1981.

- 19 Dvir Z. Biomechanics of muscle. In: Dvir Z, editor. *Clinical biomechanics*. Philadelphia: Churchill Livingstone, 2000.
- 20 Eaton RG, Littler JW. Ligament reconstruction for the painful thumb carpometacarpal joint. *J Bone Joint Surg Am*. 1973;55:1655-1666.
- 21 El Shennawy M, Nakamura K, Patterson RM, Viegas SF. Three-dimensional kinematic analysis of the second through fifth carpometacarpal joints. *J Hand Surg [Am]*. 2001;26:1030-1035.
- 22 Eladoumikdachi F, Valkov PL, Thomas J, Netscher DT. Anatomy of the intrinsic hand muscles revisited: part I. Interossei. *Plast Reconstr Surg*. 2002;110:1211-1224.
- 23 Eladoumikdachi F, Valkov PL, Thomas J, Netscher DT. Anatomy of the intrinsic hand muscles revisited: part II. Lumbricals. *Plast Reconstr Surg*. 2002;110:1225-1231.
- 24 Enoka RM. *Neuromechanics of human movement*, ed 3. Champaign, Ill: Human Kinetics, 2002.
- 25 Firoozbakhsh K, Yi IS, Moneim MS, Umada Y. A study of ulnar collateral ligament of the thumb metacarpophalangeal joint. *Clin Orthop Relat Res*. 2002;403:240-247.
- 26 Flatt AE. *The care of the rheumatoid hand*, ed 3. St. Louis: Mosby, 1974.
- 27 Flatt AE. Ulnar drift. *J Hand Ther*. 1996;9:282-292.
- 28 Fontana L, Neel S, Claise JM, et al. Osteoarthritis of the thumb carpometacarpal joint in women and occupational risk factors: A case-control study. *J Hand Surg [Am]*. 2007;32:459-465.
- 29 Goodman HJ, Choueka J. Biomechanics of the flexor tendons. *Hand Clin*. 2005;21:129-149.
- 30 Gray DJ, Gardner E. The innervation of the joints of the wrist and hand. *Anat Rec*. 1965;151:261-266.
- 31 Greenwald D, Shumway S, Allen C, Mass D. Dynamic analysis of profundus tendon function. *J Hand Surg [Am]*. 1994;19:626-635.
- 32 Hahn P, Krimmer H, Hradetzky A, Lanz U. Quantitative analysis of the

linkage between the interphalangeal joints of the index finger. An in vivo study. *J Hand Surg [Br]*. 1995;20:696-699.

- 33 Hentz VR, Chase RA. Hand surgery: a clinical atlas. Philadelphia: Saunders, 2001.
- 34 Holzbaur KR, Delp SL, Gold GE, Murray WM. Moment-generating capacity of upper limb muscles in healthy adults. *J Biomech*. 2007;40:2442-2449.
- 35 Holzbaur KR, Murray WM, Gold GE, Delp SL. Upper limb muscle volumes in adult subjects. *J Biomech*. 2007;40:742-749.
- 36 Hume MC, Gellman H, McKellop H, Brumfield RHJr. Functional range of motion of the joints of the hand. *J Hand Surg [Am]*. 1990;15:240-243.
- 37 Imaeda T, An KN, Cooney WP3rd, Linscheid R. Anatomy of trapeziometacarpal ligaments. *J Hand Surg [Am]*. 1993;18:226-231.
- 38 Imaeda T, Niebur G, Cooney WP3rd, et al. Kinematics of the normal trapeziometacarpal joint. *J Orthop Res*. 1994;12:197-204.
- 39 Inman VT, Saunders JB. Referred pain from skeletal structures. *J Nerv Ment Dis*. 1944;99:660-667.
- 40 Jacobson MD, Raab R, Fazeli BM, et al. Architectural design of the human intrinsic hand muscles. *J Hand Surg [Am]*. 1992;17:804-809.
- 41 Jenkins M, Bamberger HB, Black L, Nowinski R. Thumb joint flexion. What is normal? *J Hand Surg [Br]*. 1998;23:796-797.
- 42 Johanson ME, Skinner SR, Lamoreux LW. Phasic relationships of the intrinsic and extrinsic thumb musculature. *Clin Orthop Relat Res*. 1996;322:120-130.
- 43 Kamper DG, George HT, Rymer WZ. Extrinsic flexor muscles generate concurrent flexion of all three finger joints. *J Biomech*. 2002;35:1581-1589.
- 44 Katarincic JA. Thumb kinematics and their relevance to function. *Hand Clin*. 2001;17:169-174.
- 45 Kaufman KR, An KN, Litchy WJ, et al. In-vivo function of the thumb

- muscles. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1999;14:141-150.
- 46 Keir PJ, Bach JM, Hudes M, Rempel DM. Guidelines for wrist posture based on carpal tunnel pressure thresholds. *Hum Factors*. 2007;49:88-99.
- 47 Koh S, Buford WL Jr, Andersen CR, Viegas SF. Intrinsic muscle contribution to the metacarpophalangeal joint flexion moment of the middle, ring, and small fingers. *J Hand Surg [Am]*. 2006;31:1111-1117.
- 48 Kovler M, Lunden K, McKee N, Agur A. The human first carpometacarpal joint: Osteoarthritic degeneration and 3-dimensional modeling. *J Hand Ther*. 2004;17:393-400.
- 49 Kozin SH, Porter S, Clark P, Thoder JJ. The contribution of the intrinsic muscles to grip and pinch strength. *J Hand Surg [Am]*. 1999;24:64-72.
- 50 Krishnan J, Chipchase L. Passive axial rotation of the metacarpophalangeal joint. *J Hand Surg [Br]*. 1997;22:270-273.
- 51 Kuczynski K. Carpometacarpal joint of the human thumb. *J Anat*. 1974;118:119-126.
- 52 Landsmeer JF. Power grip and precision handling. *Ann Rheum Dis*. 1962;21:164-170.
- 53 Leibovic SJ, Bowers WH. Anatomy of the proximal interphalangeal joint. *Hand Clin*. 1994;10:169-178.
- 54 Leijnse JN. Why the lumbrical muscle should not be bigger—a force model of the lumbrical in the unloaded human finger. *J Biomech*. 1997;30:1107-1114.
- 55 Leijnse JN, Kalker JJ. A two-dimensional kinematic model of the lumbrical in the human finger. *J Biomech*. 1995;28:237-249.
- 56 Leijnse JN, Spoor CW, Shatford R. The minimum number of muscles to control a chain of joints with and without tenodeses, arthrodeses, or braces—application to the human finger. *J Biomech*. 2005;38:2028-2036.

- 57 Li ZM, Tang J. Coordination of thumb joints during opposition. *J Biomech.* 2007;40:502-510.
- 58 Linscheid RL, An KN, Gross RM. Quantitative analysis of the intrinsic muscles of the hand. *Clin Anat.* 1991;4:265-284.
- 59 Long C. Intrinsic-extrinsic muscle control of the fingers. Electromyographic studies. *J Bone Joint Surg Am.* 1968;50:973-984.
- 60 Long C, Brown TD. Electromyographic kinesiology of the hand: Muscles moving the long finger. *J Bone Joint Surg Am.* 1964;46:1683-1706.
- 61 Loos B, Puschkin V, Horch RE. 50 years experience with Dupuytren's contracture in the Erlangen University Hospital—a retrospective analysis of 2919 operated hands from 1956 to 2006. *BMC Musculoskel Disorders.* 2007;8:60.
- 62 Loubert PV, Masterson TJ, Schroeder MS, Mazza AM. Proximity of collateral ligament origin to the axis of rotation of the proximal interphalangeal joint of the finger. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007;37:179-185.
- 63 MacConaill MA, Basmajian JV. Muscles and movements: a basis for human kinesiology. New York: Robert E. Krieger, 1977.
- 64 MacMoran JW, Brand PW. Bone loss in limbs with decreased or absent sensation: Ten year follow-up of the hands in leprosy. *Skeletal Radiol.* 1987;16:452-459.
- 65 Marklin RW, Simoneau GG, Monroe JF. Wrist and forearm posture from typing on split and vertically inclined computer keyboards. *Hum Factors.* 1999;41:559-569.
- 66 Masiero S, Boniolo A, Wassermann L, et al. Effects of an educational-behavioral joint protection program on people with moderate to severe rheumatoid arthritis: A randomized controlled trial. *Clin Rheumatol.* 2007;26:2043-2050.
- 67 Melvin JL. Therapist's management of osteoarthritis in the hand. In Mackin EJ, Callahan AD, Skriven TM, et al, editors: *Rehabilitation of*

*the hand and upper extremity*, ed 5, St. Louis: Mosby, 2005.

- 68 Mo JH, Gelberman RH. Ligament reconstruction with trapezium retention arthroplasty for carpometacarpal arthritis. *J Hand Surg [Am]*. 2004;29:240-246.
- 69 Momose T, Nakatsuchi Y, Saitoh S. Contact area of the trapeziometacarpal joint. *J Hand Surg [Am]*. 1999;24:491-495.
- 70 Nakamura K, Patterson RM, Viegas SF. The ligament and skeletal anatomy of the second through fifth carpometacarpal joints and adjacent structures. *J Hand Surg [Am]*. 2001;26:1016-1029.
- 71 Nalebuff EA. Diagnosis, classification and management of rheumatoid thumb deformities. *Bull Hosp Jt Dis*. 1968;29:119-137.
- 72 Nanno M, Buford WL Jr, Patterson RM, et al. Three-dimensional analysis of the ligamentous attachments of the first carpometacarpal joint. *J Hand Surg [Am]*. 2006;31:1160-1170.
- 73 Napier JR. The prehensile movements of the human hand. *J Bone Joint Surg Br*. 1956;38:902-913.
- 74 Neto HS, Filho JM, Passini RJr, Marques MJ. Number and size of motor units in thenar muscles. *Clin Anat*. 2004;17:308-311.
- 75 Neumann DA: *Observations from cineradiography analysis*, 2000, Unpublished work.
- 76 Neumann DA, Bielefeld T. The carpometacarpal joint of the thumb: Stability, deformity, and therapeutic intervention. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2003;33:386-399.
- 77 Niedermann K, Forster A, Hammond A, et al. Development and validation of a German version of the joint protection behavior assessment in patients with rheumatoid arthritis. *Arthritis Rheum*. 2007;57:249-255.
- 78 Nilsson A, Liljensten E, Bergström C, Sollerman C. Results from a degradable TMC joint Spacer (Artelon) compared with tendon arthroplasty. *J Hand Surg [Am]*. 2005;30:380-389.



- 79 Omokawa S, Ryu J, Tang JB, et al. Trapeziometacarpal joint instability affects the moment arms of thumb motor tendons. *Clin Orthop Relat Res.* 2000;372:262-271.
- 80 Pagalidis T, Kuczynski K, Lamb DW. Ligamentous stability of the base of the thumb. *Hand.* 1981;13:29-36.
- 81 Peck D, Buxton DF, Nitz A. A comparison of spindle concentrations in large and small muscles acting in parallel combinations. *J Morphol.* 1984;180:243-252.
- 82 Pellegrini VDJr. Osteoarthritis at the base of the thumb. *Orthop Clin North Am.* 1992;23:83-102.
- 83 Pellegrini VDJr. Osteoarthritis of the trapeziometacarpal joint: The pathophysiology of articular cartilage degeneration. I. Anatomy and pathology of the aging joint. *J Hand Surg [Am].* 1991;16:967-974.
- 84 Pelligrini VDJr. Osteoarthritis of the trapeziometacarpal joint: The pathophysiology of articular cartilage degeneration. II. Articular wear patterns in the osteoarthritic joint. *J Hand Surg [Am].* 1991;16:975-982.
- 85 Pellegrini VDJr. Pathomechanics of the thumb trapeziometacarpal joint. *Hand Clin.* 2001;17:175-184.
- 86 Ranney D, Wells R. Lumbrical muscle function as revealed by a new and physiological approach. *Anat Rec.* 1988;222:110-114.
- 87 Rempel DM, Keir PJ, Bach JM. Effect of wrist posture on carpal tunnel pressure while typing. *J Orthop Res.* 2008;26:1269-1273.
- 88 Rispler D, Greenwald D, Shumway S, et al. Efficiency of the flexor tendon pulley system in human cadaver hands. *J Hand Surg [Am].* 1996;21:444-450.
- 89 Rohrbough JT, Mudge MK, Schilling RC. Overuse injuries in the elite rock climber. *Med Sci Sports Exer.* 2000;32:1369-1372.
- 90 Roloff I, Schöfl VR, Vigouroux L, Quaine F. Biomechanical model for the determination of the forces acting on the finger pulley system. *J*

*Biomech.* 2006;39:915-923.

- 91 Schulz CU, Anetzberger H, Pfahler M, et al. The relation between primary osteoarthritis of the trapeziometacarpal joint and supernumerary slips of the abductor pollicis longus tendon. *J Hand Surg [Br]*. 2002;27:238-241.
- 92 Schneider LW. Tendon transfers: An overview. In: Mackin EJ, Callahan AD, Skirven TM, et al, editors. *Rehabilitation of the hand and upper extremity*. St Louis: Mosby, 2002.
- 93 Schweitzer TP, Rayan GM. The terminal tendon of the digital extensor mechanism: Part I, anatomic study. *J Hand Surg [Am]*. 2004;29:898-902.
- 94 Shaw SJ, Morris MA. The range of motion of the metacarpo-phalangeal joint of the thumb and its relationship to injury. *J Hand Surg [Br]*. 1992;17:164-166.
- 95 Simoneau GG, Marklin RW, Monroe JF. Wrist and forearm postures of users of conventional computer keyboards. *Hum Factors*. 1999;41:413-424.
- 96 Smith KL. Nerve response to injury and repair. In: Mackin EJ, Callahan AD, Skirven TM, et al, editors. *Rehabilitation of the hand and upper extremity*. St Louis: Mosby, 2002.
- 97 Smutz WP, Kongsayreepong A, Hughes RE, et al. Mechanical advantage of the thumb muscles. *J Biomech*. 1998;31:565-570.
- 98 Sonne-Holm S, Jacobsen S. Osteoarthritis of the first carpometacarpal joint: A study of radiology and clinical epidemiology. Results from the Copenhagen Osteoarthritis Study. *Osteoarthritis Cartilage*. 2006;14:496-500.
- 99 Soukup T, Pedrosa-Domellöf F, Thornell LE. Intrafusal fiber type composition of muscle spindles in the first human lumbrical muscle. *Acta Neuropathol*. 2003;105:18-24.
- 100 Stack HG. Muscle function in the fingers. *J Bone Joint Surg Br*.

1962;44:899-902.

- 101 Standring S. Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice, ed 40. St Louis: Elsevier, 2009.
- 102 Stein AB, Terrono AL. The rheumatoid thumb. *Hand Clin.* 1996;12:541-550.
- 103 Strong CL, Perry J. Function of the extensor pollicis longus and intrinsic muscle of the thumb. *J Am Phys Ther Assoc.* 1966;46:939-945.
- 104 Su FC, Chou YL, Yang CS, et al. Movement of finger joints induced by synergistic wrist motion. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2005;20:491-497.
- 105 Taguchi M, Zhao C, Zobitz ME, et al. Effect of finger ulnar deviation on gliding resistance of the flexor digitorum profundus tendon within the A1 and A2 pulley complex. *J Hand Surg [Am].* 2006;31:113-117.
- 106 Taylor EJ, Desari K, D'Arcy JC, Bonnici AV. A comparison of fusion, trapeziectomy and silastic replacement for the treatment of osteoarthritis of the trapeziometacarpal joint. *J Hand Surg [Br].* 2005;30:45-49.
- 107 Thomas DH, Long C. Biomechanical considerations of lumbricalis behavior in the human finger. *J Biomech.* 1968;1:107-115.
- 108 Ugbolue UC, Hsu WH, Goitz RJ, Li ZM. Tendon and nerve displacement at the wrist during finger movements. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2005;20:50-56.
- 109 Vigouroux L, Quaine F, Paclet F, et al. Middle and ring fingers are more exposed to pulley rupture than index and little during sport-climbing: A biomechanical explanation. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2008;23:562-570.
- 110 von Schroeder HP, Botte MJ. The dorsal aponeurosis, intrinsic, hypothenar, and thenar musculature of the hand. *Clin Orthop Relat Res.* 2001;383:97-107.
- 111 Wariyar B. Hansen's disease (leprosy). *Nebr Med J.* 1996;81:147-148.

- 112 Wells RP, Ranney DA. Lumbrical length changes in finger movement: A new method of study in fresh cadaver hands. *J Hand Surg [Am]*. 1986;11:574-577.
- 113 Williams EH, McCarthy E, Bickel KD. The histologic anatomy of the volar plate. *J Hand Surg [Am]*. 1998;23:805-810.
- 114 Xu L, Strauch RJ, Ateshian GA, et al. Topography of the osteoarthritic thumb carpometacarpal joint and its variations with regard to gender, age, site, and osteoarthritic stage. *J Hand Surg [Am]*. 1998;23:454-464.
- 115 Zancolli EA, Ziadenberg C, Zancolli EJr. Biomechanics of the trapeziometacarpal joint. *Clin Orthop Relat Res*. 1987;220:14-26.

### QUESTÕES PARA ESTUDO

- 1 Compare a mobilidade relativa permitida nos arcos transversos proximal e distal da mão.
- 2 Liste as regiões dentro da mão nas quais você mais esperaria atrofia muscular depois de uma (a) neuropatia ulnar e (b) neuropatia mediana de longa duração.
- 3 O adutor do polegar é um músculo forte que exige inserções ósseas proximais estáveis. Depois de rever as fixações proximais do osso, diga se esse requisito foi satisfeito.
- 4 Que movimentos na articulação carpometacarpiana do polegar constituem oposição? Que músculos são mais responsáveis pela execução desses movimentos individuais?
- 5 Descreva o trajeto do músculo lumbrical do dedo indicador, desde sua inserção proximal à distal. Explicar como esse músculo pode flexionar a articulação metacarpofalangeana e simultaneamente estender as articulações interfalangeanas.

- 6 A Figura 8-42 mostra a linha de força do extensor longo do polegar, do extensor curto do polegar e do abductor longo do polegar na articulação carpometacarpiana. Dos três músculos, qual (a) é capaz de adução, (b) é capaz de abdução, e (c) não tem nenhum dos dois potenciais? Finalmente, quais desses músculos são capazes de estender a articulação carpometacarpiana?
- 7 Qual é o papel dos lumbricais e interósseos na abertura da mão (*i.e.*, estendendo os dedos)?
- 8 Contraste a mecânica patológica subjacente às deformidades de pescoço de cisne e de botoeira.
- 9 Qual dos três músculos intrínsecos ilustrados na Figura 8-48 tem o maior braço de momento para flexão da articulação metacarpofalangeana do indicador?
- 10 Os clínicos frequentemente imobilizam a mão de uma pessoa com um osso metacárpico fraturado em uma posição de flexão da articulação metacarpofalangeana e quase extensão da articulação interfalangeana. Qual é a razão para assim proceder? Que músculo poderia eventualmente tornar-se retesado (contraído) a partir desta posição paliativa prolongada?
- 11 Uma pessoa com um nervo ulnar lesado ao nível do osso pisiforme tipicamente mostra acentuada fraqueza da adução da articulação carpometacarpiana do polegar. Por que seria isso? Que músculo poderia substituir uma parte da perda de adução nessa articulação?
- 12 De que modo a estrutura articular em forma de sela da

articulação carpometacarpiana do polegar influencia a artrocinemática da flexão e extensão e da abdução e adução?

13 Classifique a mobilidade passiva das articulações carpometacarpianas da mão em ordem crescente. Qual é o significado funcional desse padrão de mobilidade?

14 Um paciente mostra pronunciada fraqueza em movimentos ativos de abdução e adução dos dedos e para fazer uma “pinça de chave”. Além disso, o paciente mostra atrofia do músculo da eminência hipotenar e sensibilidade diminuída na margem ulnar da mão e antebraço distal. Com base na informação apresentada no Apêndice II, Partes A a D, que raízes espinhais são mais provavelmente associadas a esses prejuízos?

15 Suponhamos que uma pessoa tem um tendão flexor profundo dos dedos (FPD) lacerado no nível da polia A4. Além disso, a pessoa relata que as tentativas de cerrar um punho resultam em *extensão* em vez de flexão da articulação interfalangeana distal do dedo anular. (Essa observação é muitas vezes chamada pelos clínicos “extensão paradoxal”.) Favor oferecer uma possível explicação cinesiológica para este fenômeno.

*Respostas às perguntas de estudo podem ser encontradas no fim do livro.*

## **APÊNDICE II Materiais de Referência sobre Inserções Musculares e Inervação da Extremidade Superior**

---

**Parte A:**

Inervação, pelas Raízes Nervosas Espinais, dos Músculos da Extremidade Superior

**Parte B:**

Cinco Nervos Principais e seu Padrão de Inervação Motora em toda a Extremidade Superior

**Parte C:**

Músculos-chave para Testagem da Função das Raízes Nervosas Espinais (C<sup>5</sup>-T<sup>1</sup>)

**Parte D:**

Dermátomos da Extremidade Superior

**Parte E:**

Inserções e Inervação dos Músculos da Extremidade Superior

## **Parte A: Inervação, pelas Raízes Nervosas Espinais, dos Músculos da Extremidade Superior**

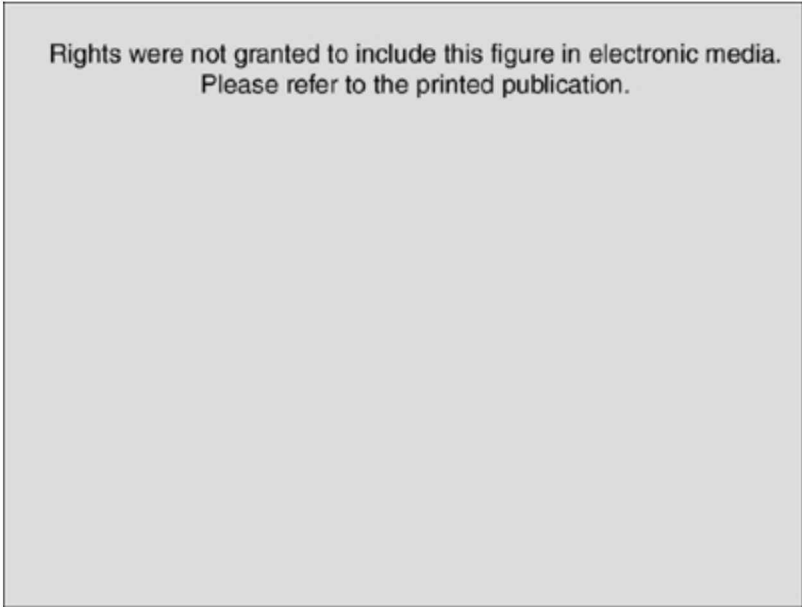
Músculo	Raiz Nervosa								
	C <sup>1</sup>	C <sup>2</sup>	C <sup>3</sup>	C <sup>4</sup>	C <sup>5</sup>	C <sup>6</sup>	C <sup>7</sup>	C <sup>8</sup>	T <sup>1</sup>
Serrátil anterior				X	X	X	X	X	
Romboides, maior e menor			X	X					
Subclávio				X	X				
Supraespinal			X	X	X				
Infraespinal				X	X				
Subescapular				X	X	X			
Latíssimo do dorso					X	X	X	X	
Redondo maior				X	X	X			
Peitoral maior (clavicular)				X	X				
Peitoral maior (esternocostal)					X	X	X	X	X
Peitoral menor						X	X	X	X
Redondo menor				X	X				
Deltoide				X	X				
Coracobraquial					X	X			
Bíceps				X	X				
Braquial				X	X				
Tríceps						X	X	X	X
Ancôneo							X	X	
Braquiorradial				X	X				
Extensores radiais longos e curtos do carpo				X	X	X	X		
Supinador				X	X				
Extensor dos dedos						X	X	X	
Extensor do dedo mínimo						X	X	X	
Extensor ulnar do carpo						X	X	X	
Abdutor longo do polegar						X	X	X	
Extensor curto do polegar						X	X	X	
Extensor longo do polegar						X	X	X	
Extensor do indicador						X	X	X	
Pronador redondo						X	X		
Flexor radial do carpo						X	X	X	
Palmar longo							X	X	X
Flexor superficial dos dedos							X	X	X
Flexor profundo dos dedos I e II							X	X	X
Flexor longo do polegar							X	X	X
Pronador quadrado							X	X	X
Abdutor curto do polegar					X	X	X	X	X
Oponente do polegar					X	X	X	X	X
Flexor curto do polegar					X	X	X	X	X
Lumbricais I e II							X	X	X
Flexor ulnar do carpo							X	X	X
Flexor profundo dos dedos III e IV							X	X	X
Palmar curto							X	X	X
Abdutor do dedo mínimo							X	X	
Oponente do dedo mínimo							X	X	
Flexor do dedo mínimo							X	X	
Interósseos palmares							X	X	
Interósseos dorsais							X	X	
Lumbricais III e IV							X	X	
Adutor do polegar							X	X	

Modificado de Kendall FP, McCreary BK, Provance PG, et al: *Muscles: testing and function with posture and pain*, ed 5. Philadelphia, 2005, Uppincott Williams & Wilkins.  
X Distribuição menor a moderada; X Distribuição maior.

## Parte B: Cinco Nervos Principais e seu Padrão de Inervação Motora em toda a Extremidade



## Superior



Rights were not granted to include this figure in electronic media.  
Please refer to the printed publication.

### FIGURA II.1 Ineruações motoras da extremidade superior.

*(De: Swanson AB, de Groot Swanson G: Principles and methods of impairment evaluation in the hand and upper extremity. In: American Medical Association: Guides to the evolution of permanent impairment, ed 4, Chicago, 1993, American Medical Association.)*

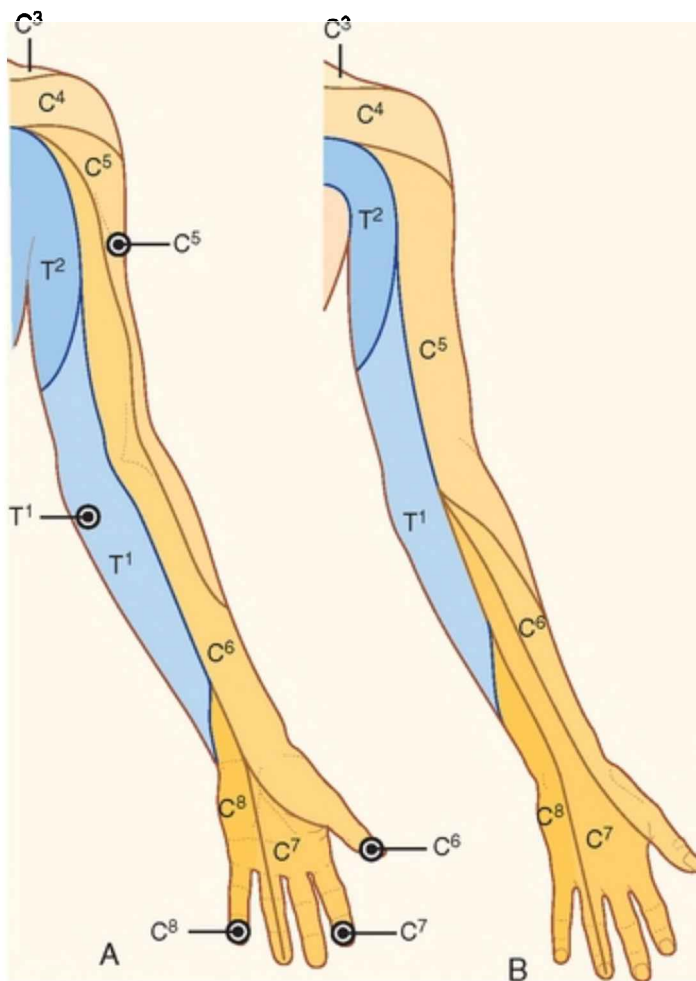
## Parte C: Músculos-chave para Testagem da Função das Raízes Nervosas Espinhais (C<sup>5</sup> a T<sup>1</sup>)

A tabela apresenta os músculos-chave tipicamente utilizados para testar a função das raízes neurais individuais do plexo braquial (C<sup>5</sup>-T<sup>1</sup>). A redução da força

de um músculo-chave demonstra uma lesão ou um processo patológico nas raízes neurais associadas.

<b>Músculos-chave</b>	<b>Raiz Nervosa</b>	<b>Movimentos-amostra de Teste</b>
Bíceps braquial	C <sup>5</sup>	Flexão do cotovelo com antebraço supinado
Deltoide médio	C <sup>5</sup>	Abdução do ombro
Extensor radial longo do carpo	C <sup>6</sup>	Extensão do punho com desvio radial
Tríceps braquial	C <sup>7</sup>	Extensão do cotovelo
Extensor dos dedos	C <sup>7</sup>	Extensão dos dedos (articulação metacarpofalangeana somente)
Flexor profundo dos dedos	C <sup>8</sup>	Flexão dos dedos (articulação interfalangeana distal)
Interósseos dorsais e palmares	T <sup>1</sup>	Abdução e adução dos dedos

## Parte D: Dermátomos da Extremidade Superior



**FIGURA II.2** Dermátomos do membro superior. **A**, Visão anterior do lado esquerdo. **B**, Visão posterior (dorsal) do lado direito. Os pontos negros indicam regiões que sempre são usadas clinicamente para testar cada dermatômo. As variações são comuns. *C7*, sétima raiz nervosa cervical; *T1*, primeira raiz nervosa torácica; e assim por diante.

(Modificado de Drake R. Vogl W. Mitchell A: *Gray's Anatomy for Students*. Philadelphia: Churchill Livingstone, 2005.)

## **Parte E: Inserções e Inervação dos Músculos da Extremidade Superior**

### **MUSCULATURA DO OMBRO**

#### **Coracobraquial**

*Inserção proximal:* ápice do processo coracoide por um tendão comum com a cabeça curta do bíceps

*Inserção distal:* aspecto medial da diáfise média do úmero

*Inervação:* nervo musculocutâneo

#### **Deltoide**

*Inserções proximais:*

Parte anterior: superfície anterior da extremidade lateral da clavícula

Parte média: superfície superior da margem lateral do acrômio

Parte posterior: margem posterior da espinha da escápula

*Inserção distal:* tuberosidade deltoidea do úmero

*Inervação:* nervo axilar

#### **Infraespinal**

*Inserção proximal:* fossa infraespinal

*Inserção distal:* faceta média do tubérculo maior do úmero; parte da cápsula da articulação glenoumeral

*Inervação:* nervo supraescapular

### **Latíssimo do dorso**

*Inserções proximais:* camada posterior da fáscia toracolombar, processos espinhosos e ligamentos supraespinhais da metade inferior das vértebras torácicas e todas as vértebras lombares, crista sacral mediana, crista posterior do ílio, quatro costelas inferiores, pequena área próxima ao ângulo inferior da escápula e interdigitações musculares do oblíquo externo do abdome

*Inserção distal:* soalho do sulco intertubercular do úmero

*Inervação:* nervo toracodorsal (subescapular médio)

### **Levantador da Escápula**

*Inserções proximais:* processos transversos de C<sup>1</sup> e C<sup>2</sup> e tubérculos posteriores dos processos transversos de C<sup>3</sup> e C<sup>4</sup>

*Inserção distal:* margem medial da escápula entre o ângulo superior e a raiz da espinha

*Inervação:* ramos ventrais dos nervos espinais (C<sup>3</sup>-C<sup>4</sup>) e o nervo escapular dorsal

### **Peitoral Maior**

*Inserções proximais:*

*Cabeça clavicular: margem anterior da metade medial da clavícula Cabeça esternocostal: margem lateral do manúbrio, corpo do esterno e cartilagens das primeiras seis ou sete costelas; fibras costais se fundem com tiras musculares do oblíquo externo do abdome Inserção distal: crista do tubérculo maior do úmero*

*Inervação: nervos peitorais lateral e medial*

### **Peitoral menor**

*Inserções proximais: superfícies externas da terceira à quinta costelas*

*Inserção distal: margem medial do processo coracoide*

*Inervação: nervo peitoral medial*

### **Romboides Maior e Menor**

*Inserções proximais: ligamento nugal e processos espinhosos de C7 a T5*

*Inserção distal: margem medial da escápula, da raiz da espinha ao ângulo inferior*

*Inervação: nervo escapular dorsal*

### **Serrátil Anterior**

*Inserções proximais: superfície externa da região lateral da primeira à nona costelas*

*Inserção distal:* margem medial inteira da escápula, com uma concentração de fibras próximo ao ângulo inferior

*Inervação:* nervo torácico longo

### **Subclávio**

*Inserção proximal:* extrema extremidade anterior da primeira costela

*Inserção distal:* superfície do terço inferior da clavícula

*Inervação:* nervo subclávio

### **Subescapular**

*Inserção proximal:* fossa subescapular

*Inserção distal:* tubérculo menor do úmero; parte da cápsula da articulação glenoumeral

*Inervação:* nervos subescapulares superior e inferior

### **Supraespinal**

*Inserção proximal:* fossa supraespinal

*Inserção distal:* faceta superior do tubérculo maior do úmero; parte da cápsula da articulação glenoumeral

*Inervação:* nervo supraescapular

### **Redondo Maior**

*Inserção proximal:* ângulo inferior da escápula

*Inserção distal:* crista do tubérculo menor do úmero

*Inervação:* nervo subescapular menor

### **Redondo Menor**

*Inserção proximal:* superfície posterior da margem lateral da escápula

*Inserção distal:* faceta inferior do tubérculo maior do úmero; parte da cápsula da articulação glenoumeral

*Inervação:* nervo axilar

### **Trapézio**

*Inserções proximais (todas as partes):* parte medial da linha nugal superior e protuberância occipital externa, ligamento nugal, processos espinhosos, e ligamentos supraespinhais da sétima vértebra cervical e todas as vértebras torácicas

*Inserções distais:*

Parte superior: margem posterossuperior do terço lateral da clavícula

Parte média: margem medial do acrômio e lábio superior da espinha da escápula

Parte inferior: extremidade medial da espinha da escápula, imediatamente lateral à raiz

*Inervação:* principalmente pelo nervo acessório espinal (nervo craniano XI); inervação secundária diretamente por ramos ventrais de C<sup>2</sup>-C<sup>4</sup>



## MUSCULATURA DO COTOVELO E DO ANTEBRAÇO

### Ancôneo

*Inserção proximal:* lado posterior do epicôndilo lateral do úmero

*Inserção distal:* entre o processo olécrano e a superfície proximal do lado posterior da ulna

*Inervação:* nervo radial

### Bíceps Braquial

*Inserções proximais:*

Cabeça longa: tubérculo supraglenoidal da escápula

Cabeça curta: ápice do processo coracoide da escápula

*Inserções distais:* tuberosidade bicipital do rádio; também no tecido conjuntivo profundo dentro do antebraço por meio do lacerto fibroso

*Inervação:* nervo musculocutâneo

### Braquial

*Inserção proximal:* aspecto distal da superfície anterior do úmero

*Inserções distais:* processo coronoide e tuberosidade na ulna proximal

*Inervação:* nervo musculocutâneo (pequena contribuição do nervo radial)

## **Braquiorradial**

*Inserção proximal:* dois terços superiores da crista supracondilar lateral do úmero

*Inserção distal:* próximo do processo estiloide no rádio distal

*Inervação:* nervo radial

## **Pronador Redondo**

*Inserções proximais:*

Cabeça umeral: epicôndilo medial

Cabeça ulnar: medial à tuberosidade da ulna

*Inserção distal:* superfície lateral do rádio médio

*Inervação:* nervo mediano

## **Pronador Quadrado**

*Inserção proximal:* superfície anterior da ulna distal

*Inserção distal:* superfície anterior do rádio distal

*Inervação:* nervo mediano

## **Supinador**

*Inserções proximais:* epicôndilo lateral do úmero, ligamentos colateral radial e anular e crista supinadora da ulna

*Inserção distal:* superfície lateral do rádio proximal

*Inervação:* nervo radial

## **Tríceps Braquial**

*Inserções proximais:*

Cabeça longa: tubérculo infraglenoidal da escápula

Cabeça lateral: úmero posterior, superior e lateral ao sulco radial

Cabeça medial: úmero posterior, inferior e medial ao sulco radial

*Inserção distal:* processo olécrano da ulna

*Inervação:* nervo radial

## **MUSCULATURA DO PUNHO**

### **Extensor Radial Curto do Carpo**

*Inserção proximal:* tendão comum extensor-supinador inserido no epicôndilo lateral do úmero

*Inserção distal:* superfície radioposterior da base do terceiro meta-carpo

*Inervação:* nervo radial

### **Extensor Radial Longo do Carpo**

*Inserções proximais:* tendão comum extensor-supinador inserido no epicôndilo lateral do úmero e à parte distal da crista supracondilar lateral do úmero

*Inserção distal:* superfície radioposterior da base do segundo meta-carpo

*Inervação:* nervo radial

### **Extensor Ulnar do Carpo**

*Inserções proximais:* tendão comum extensor-supinador inserido no epicôndilo lateral do úmero e à margem posterior do terço médio da ulna

*Inserção distal:* superfície póstero-ulnar da base do quinto meta-carpo

*Inervação:* nervo radial

### **Flexor Radial do Carpo**

*Inserção proximal:* tendão comum flexor-pronador inserido no epicôndilo medial do úmero

*Inserções distais:* superfície palmar da base do segundo metacarpo e uma pequena tira à base do terceiro metacarpo

*Inervação:* nervo mediano

### **Flexor Ulnar do Carpo**

*Inserções proximais:*

Cabeça umeral: tendão comum flexor-pronador inserido no epicôndilo medial do úmero

Cabeça ulnar: margem posterior do terço médio da ulna

*Inserções distais:* osso pisiforme, ligamentos pisoamatal

e pisometacarpal, e base palmar do quinto osso metacárpico

*Inervação:* nervo ulnar

### **Palmar Longo**

*Inserção proximal:* tendão comum flexor-pronador inserido no epicôndilo medial do úmero

*Inserção distal:* parte central do ligamento carpal transverso e aponeurose palmar da mão

*Inervação:* nervo mediano

## **MUSCULATURA EXTRÍNSECA DA MÃO**

### **Abdutor Longo do Polegar**

*Inserções proximais:* superfície posterior da parte média do rádio e da ulna, e membrana interóssea adjacente

*Inserções distais:* superfície radiodorsal da base do metacarpal do polegar; ocasionais inserções secundárias no trapézio e músculos tenares

*Inervação:* nervo radial

### **Extensor dos Dedos**

*Inserção proximal:* tendão comum extensor-supinador inserido no epicôndilo lateral do úmero

*Inserções distais:* por quatro tendões, cada um na base do mecanismo extensor e na base dorsal da falange

proximal dos dedos

*Inervação:* nervo radial

### **Extensor do Dedo Mínimo**

*Inserção proximal:* lado ulnar do ventre do extensor dos dedos

*Inserções distais:* o tendão normalmente se divide, unindo-se ao lado ulnar do tendão do extensor dos dedos

*Inervação:* nervo radial

### **Extensor do Indicador**

*Inserções proximais:* superfície posterior das partes média à distal da ulna e membrana interóssea adjacente

*Inserção distal:* o tendão se funde com o lado ulnar do tendão para o indicador do extensor dos dedos

*Inervação:* nervo radial

### **Extensor Curto do Polegar**

*Inserções proximais:* superfície posterior das partes média à distal do rádio e membrana interóssea adjacente

*Inserção distal:* base dorsal da falange proximal e mecanismo extensor do polegar

*Inervação:* nervo radial

### **Extensor Longo do Polegar**

*Inserções proximais:* superfície posterior da parte média da ulna e membrana interóssea adjacente

*Inserção distal:* base dorsal da falange distal e mecanismo extensor do polegar

*Inervação:* nervo radial

### **Flexor Profundo dos Dedos**

*Inserções proximais:* três quartos proximais dos lados anterior e medial da ulna e membrana interóssea adjacente

*Inserções distais:* por quatro tendões, cada um na base palmar das falanges distais dos dedos

*Inervação:*

Metade medial: nervo ulnar

Metade lateral: nervo mediano

### **Flexor Superficial dos Dedos**

*Inserções proximais:*

Cabeça umeroulnar: tendão comum flexor-pronador inserido no epicôndilo medial do úmero e no lado medial do processo coronoide da ulna

Cabeça radial: linha oblíqua imediatamente distal e lateral à tuberosidade bicipital

*Inserções distais:* por quatro tendões, cada um nos lados das falanges médias dos dedos

*Inervação:* nervo mediano

## **Flexor Longo do Polegar**

*Inserções proximais:* parte média da superfície anterior do rádio e membrana interóssea adjacente

*Inserção distal:* base palmar da falange distal do polegar

*Inervação:* nervo mediano

## **MUSCULATURA INTRÍNSECA DA MÃO**

### **Abdutor do Dedo Mínimo**

*Inserções proximais:* ligamento pisoamatal, osso pisiforme e tendão do flexor ulnar do carpo

*Inserções distais:* lado ulnar da base da falange proximal do dedo mínimo; também se fixa no mecanismo extensor do dedo mínimo

*Inervação:* nervo ulnar

### **Abdutor Curto do Polegar**

*Inserções proximais:* ligamento carpal transversal, tubérculos palmares dos ossos trapézio e escafoide

*Inserções distais:* lado radial da base da falange proximal do polegar; também se insere no mecanismo extensor do polegar

*Inervação:* nervo mediano

### **Adutor do Polegar**



*Inserções proximais:*

Cabeça oblíqua: osso capitato, base do segundo e do terceiro metacarpos, e ligamentos capsulares adjacentes das articulações carpometacarpianas

Cabeça transversa: superfície palmar do terceiro metacarpo

*Inserções distais:* ambas as cabeças se inserem no lado ulnar da base da falange proximal do polegar e no osso sesamoide medial na articulação metacarpofalangeana; também se inserem no mecanismo extensor do polegar

*Inervação:* nervo ulnar

**Interósseos Dorsais**

*Inserções proximais:*

Primeiro: lados adjacentes do primeiro (polegar) e do segundo metacarpos

Segundo: lados adjacentes do segundo e do terceiro metacarpos

Terceiro: lados adjacentes do terceiro e do quarto metacarpos

Quarto: lados adjacentes do quarto e do quinto metacarpos

*Inserções distais:*

Primeiro: lados radiais das fibras oblíquas do capuz

dorsal e da base da falange proximal do dedo indicador

Segundo: lados radiais das fibras oblíquas do capuz dorsal e da base da falange proximal do dedo médio

Terceiro: lados ulnares das fibras oblíquas do capuz dorsal e da base da falange proximal do dedo médio

Quarto: lados ulnares das fibras oblíquas do capuz dorsal e da base da falange proximal do dedo anular

*Inervação:* nervo ulnar

### **Flexor do Dedo Mínimo**

*Inserções proximais:* ligamento carpal transverso e gancho do hamato

*Inserção distal:* lado ulnar da base da falange proximal do dedo mínimo

*Inervação:* nervo ulnar

### **Flexor Curto do Polegar**

*Inserções proximais:* ligamento carpal transverso e tubérculo palmar do trapézio

*Inserções distais:* lado radial da base da falange proximal do polegar; também no osso sesamoide na articulação metacarpofalangeana

*Inervação:* nervo mediano

### **Lumbricais**

*Inserções proximais:*

Dois mediais: lados adjacentes dos tendões flexores profundos dos dedos mínimo, anular e médio

Dois laterais: lados laterais dos tendões flexores profundos dos dedos médio e indicador

*Inserção distal:* margem lateral do mecanismo extensor por meio das fibras oblíquas do capuz dorsal

*Inervação:*

Dois mediais: nervo ulnar

Dois laterais: nervo mediano

**Oponente do Dedo Mínimo**

*Inserções proximais:* ligamento carpal transverso e gancho do hamato

*Inserção distal:* superfície ulnar da diáfise do quinto metacarpo

*Inervação:* nervo ulnar

**Oponente do Polegar**

*Inserções proximais:* ligamento carpal transverso e tubérculo palmar do trapézio

*Inserção distal:* superfície radial da diáfise do metacarpo do polegar

*Inervação:* nervo mediano

## **Palmar Curto**

*Inserções proximais:* ligamento carpal transverso e fásia palmar imediatamente distal e lateral ao osso pisiforme

*Inserção distal:* pele na margem ulnar da mão

*Inervação:* nervo ulnar

## **Interósseos Palmares**

*Inserções proximais:*

Primeiro: lado ulnar do metacarpo do polegar

Segundo: lado ulnar do segundo metacarpo

Terceiro: lado radial do quarto metacarpo

Quarto: lado radial do quinto metacarpo

*Inserções distais:*

Primeiro: lado ulnar da falange proximal do polegar, fundindo-se com o adutor do polegar; também se insere no osso sesamoide medial na articulação metacarpofalangeana

Segundo: lados ulnares das fibras oblíquas do capuz dorsal e da base da falange proximal do dedo indicador

Terceiro: lados radiais das fibras oblíquas do capuz dorsal e da base da falange proximal do dedo anular

Quarto: lados radiais das fibras oblíquas do capuz dorsal e da base da falange proximal do dedo mínimo

*Inervação:* nervo ulnar

---

\* Referências 11, 14, 31, 43, 54, 56 59, 60.



# **SEÇÃO III**

## **Esqueleto Axial**

# **Introdução ao: Esqueleto Axial**

Capítulo 9 **Esqueleto Axial: Osteologia e Artrologia**, 307

Capítulo 10 **Esqueleto Axial: Interações Musculares e Articulares**, 379

Capítulo 11 **Cinesiologia da Mastigação e da Ventilação**, 423

Apêndice III **Materiais de Referência sobre Inserções Musculares e Inervação do Esqueleto Axial**, 456

A Seção III focaliza a cinesiologia do esqueleto axial: o crânio, as vértebras, o esterno e as costelas. A seção é dividida em três capítulos, cada um deles descreve um diferente aspecto cinesiológico do esqueleto axial. O Capítulo 9 apresenta a osteologia e a artrologia e o Capítulo 10 apresenta as interações musculares e articulares. O Capítulo 11 descreve dois tópicos especiais relacionados com o esqueleto axial: a cinesiologia da mastigação e da ventilação.

A Seção III apresenta várias funções superpostas que envolvem o esqueleto axial. Essas funções incluem o fornecimento de (1) “estabilidade central” além da mobilidade geral do corpo; (2) posicionamento ideal dos sentidos da visão, da audição e do olfato; (3) proteção da medula espinal, do cérebro e dos órgãos internos; e (4) atividades corporais como a mecânica da ventilação, da mastigação, do parto, da tosse e da defecação. Danos

musculoesqueléticos dentro da região do esqueleto axial podem causar limitações em qualquer uma dessas quatro funções.

## **CONEXÕES CLÍNICAS ADICIONAIS**

**As Conexões Clínicas Adicionais estão incluídas no final de cada capítulo. Este recurso tem a intenção de destacar ou expandir um conceito clínico específico associado à cinesiologia estudada no capítulo.**

## **QUESTÕES PARA ESTUDO**

**As Questões para Estudo também estão inclusas no final de cada capítulo. Essas questões estão designadas a estimular o leitor a revisar ou reforçar alguns dos principais conceitos contidos no capítulo. As respostas dessas questões são encontradas no final do livro.**



---

## CAPÍTULO 9

# Esqueleto Axial: Osteologia e Artrologia

DONALD A. NEUMANN, PT, PhD,  
FAPTA

### VISÃO GERAL DO CAPÍTULO

#### **OSTEOLOGIA,**

##### **Componentes do Esqueleto Axial,**

Crânio,  
Vértebras: Blocos de Armar da Coluna,  
Costelas,  
Esterno,

##### **A Coluna Vertebral como um Todo,**

Curvaturas Normais da Coluna Vertebral,  
Linha de Gravidade que Passa através do Corpo,  
Suporte Ligamentar da Coluna Vertebral,

##### **Características Osteológicas Regionais da Coluna Vertebral,**

Região Cervical,  
Região Torácica,  
Região Lombar,  
Sacro,

Cóccix,

**ARTROLOGIA,**

**Junção Intervertebral Típica,**

Terminologia que Envolve o Movimento,

Estrutura e Função das Articulações Apofisárias,

Estrutura e Função das Articulações Intersomáticas,

**ANATOMIA REGIONAL E CINEMÁTICA ATRAVÉS DA  
COLUNA VERTEBRAL,**

**Introdução para o Acoplamento Cinemático**

**Espinal,**

**Região Craniocervical,**

Anatomia das Articulações,

Cinemática no Plano Sagital,

Cinemática no Plano Horizontal,

Cinemática no Plano Frontal,

Acoplamento Cinemático Espinal entre a Flexão

Lateral e a Rotação Axial,

**Região Torácica,**

Anatomia das Estruturas Articulares,

Cinemática,

**Região Lombar,**

Anatomia das Estruturas Articulares,

Cinemática,

**SUMÁRIO DA CINEMÁTICA DENTRO DA COLUNA  
LOMBAR,**

**ARTICULAÇÕES SACROILÍACAS,**

**Considerações Anatômicas,**

Estrutura Articular,

Ligamentos,

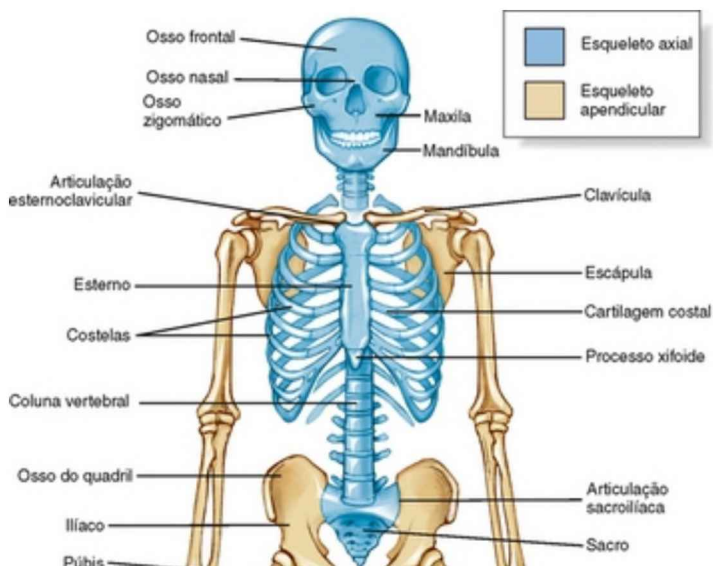
Inervação,

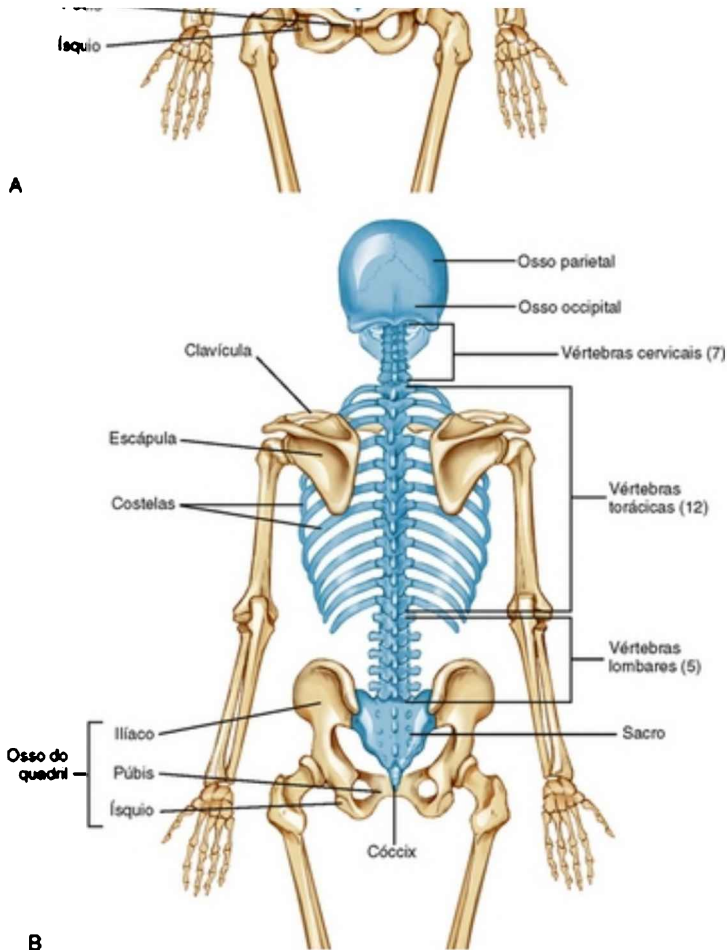
Fáscia Toracolombar,

**Cinemática,**  
Considerações Funcionais,

**RESUMO,**  
**CONEXÕES CLÍNICAS ADICIONAIS,**  
**REFERÊNCIAS,**  
**QUESTÕES PARA ESTUDO,**

O esqueleto como um todo é dividido em esqueleto axial e esqueleto apendicular. O *esqueleto apendicular* consiste nos ossos das extremidades, incluindo a clavícula, a escápula e a pelve; o *esqueleto axial*, em contraste, consiste no crânio, na coluna vertebral, nas costelas e no esterno (Fig. 9-1). Como indicado na Figura 9-1, A, os esqueletos axial e apendicular são unidos através das articulações esternoclaviculares superiormente e das articulações sacroilíacas inferiormente.





**FIGURA 9-1** Esqueleto humano. **A**, Vista anterior. **B**, Vista posterior. O esqueleto axial está destacado em azul.

*(De Thibodeau GA, Patton KT: Structure and function of the body, ed 13, St Louis, 2008, Mosby.)*

A osteologia e a artrologia associada apresentadas neste capítulo focalizam principalmente o esqueleto axial. Este foco inclui a região craniocervical, a coluna vertebral e as articulações sacroilíacas, e descreve como essas

articulações fornecem estabilidade, movimento e transferência de carga por todo o esqueleto axial. Os músculos desempenham um papel primordial nesta função e são o foco primário do Capítulo 10.

Doenças, trauma, uso excessivo e envelhecimento normal podem causar uma variedade de problemas neuromusculares e musculoesqueléticos envolvendo o esqueleto axial. Os distúrbios da coluna vertebral geralmente estão associados a dano neurológico, principalmente em virtude da íntima relação entre o tecido neural (medula espinal e raízes nervosas) e o tecido conjuntivo (vértebras e ligamentos associados, discos intervertebrais e articulações sinoviais). Por exemplo, um disco “abaulado” ou herniado pode aumentar a pressão sobre os tecidos neurais adjacentes, o que resulta em inflamação local e também fraqueza, distúrbios sensoriais e redução de reflexos por todo o membro inferior. Complicando ainda mais, certos movimentos e posturas habituais da coluna vertebral podem aumentar a possibilidade de compressão dos tecidos conjuntivos sobre os tecidos neurais. Compreender em detalhes a osteologia e artrologia do esqueleto axial é crucial para a apreciação da mecânica patológica, bem como dos motivos para vários testes clínicos e intervenções.

A Tabela 9-1 resume a terminologia utilizada para descrever a localização relativa ou região do esqueleto axial.

**TABELA 9-1 Terminologia que Descreve a Localização Relativa ou Região dentro do Esqueleto Axial**

--	--	--

Termo	Sinônimo	Definição
Posterior	Dorsal	Parte de trás do corpo
Anterior	Ventral	Parte da frente do corpo
Medial	Nenhum	Linha média do corpo
Lateral	Nenhum	Afastado da linha média do corpo
Superior	Cranial	Cabeça ou topo do corpo
Inferior	Caudal	Cauda, ou parte de baixo do corpo

As definições assumem que o indivíduo está em posição anatômica.

## **OSTEOLOGIA**

---

### **Componentes do Esqueleto Axial**

#### **CRÂNIO**

O crânio envolve e protege o cérebro e vários órgãos sensitivos essenciais (olhos, ouvidos, nariz e sistema vestibular). Dos vários ossos individuais do crânio, somente os ossos temporais e o occipital são relevantes para o material discutido nos Capítulos 9 e 10.

#### **Ossos Temporais e Osso Occipital**

Cada um dos dois ossos *temporais* forma parte da superfície externa lateral do crânio, circundando e incluindo o meato acústico externo (Fig. 9-2). O *processo mastoide*, uma estrutura facilmente palpável, localiza-se posteriormente ao ouvido. Este processo proeminente serve como um ponto de fixação de vários músculos, como o

esternocleidomastoide.

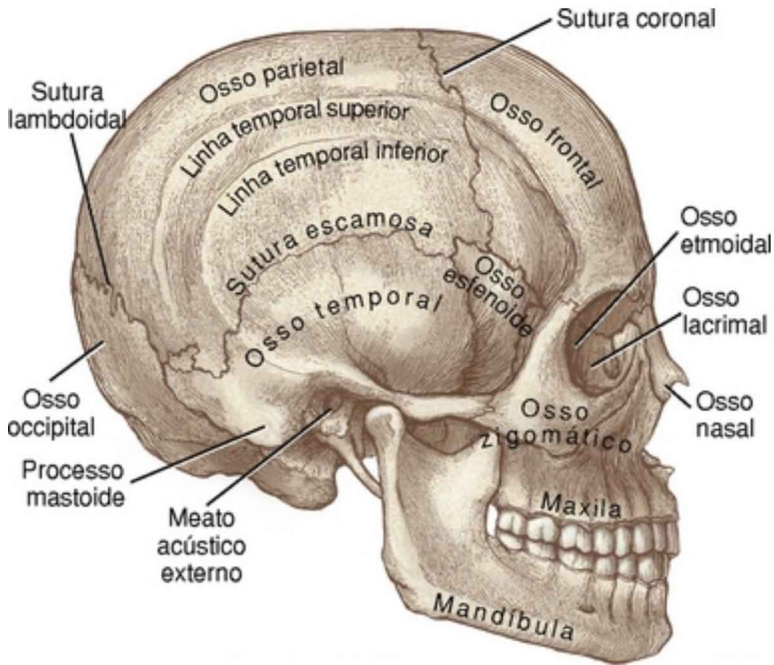
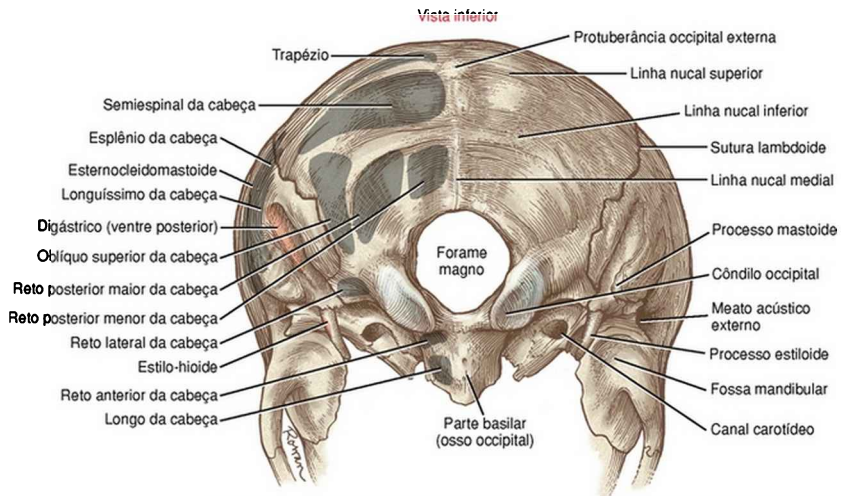


FIGURA 9-2 Vista lateral do crânio.

O *osso occipital* forma boa parte da base posterior do crânio (Fig. 9-3). A *protuberância occipital externa* é um ponto palpável na linha média, que serve como ponto de fixação para o ligamento nucal, e para a parte medial e superior do músculo trapézio. A *linha nucal superior* se estende lateralmente da protuberância occipital externa até a base do processo mastoide do osso temporal. Esta linha fina, mas distinta, marca as fixações de vários músculos extensores da cabeça e pescoço como os músculos trapézio e esplênio da cabeça. A *linha nucal inferior* marca o bordo anterior da fixação do músculo semiespinal da cabeça.



**FIGURA 9-3** Vista inferior dos ossos occipital e temporais. As suturas lambdoides separam o osso occipital medialmente dos ossos temporais lateralmente. As fixações musculares distais estão indicadas em cinza e as fixações musculares proximais são indicadas em ocre.

### Características Osteológicas Relevantes

#### Osso temporal

- Processo mastoide

#### Osso occipital

- Protuberância occipital externa
- Linha nugal superior
- Linha nugal inferior
- Forame magno
- Côndilos occipitais
- Parte basilar



---

O *forame magno* é um orifício circular grande localizado na base do osso occipital, servindo como via de passagem para a medula espinal. Um par de proeminentes *côndilos occipitais* faz projeção das margens anterolaterais do forame magno e forma o componente convexo da articulação atlanto-occipital. A *parte basilar* do osso occipital se localiza anteriormente ao bordo anterior do forame magno.

## VÉRTEBRAS: BLOCOS DE ARMAR DA COLUNA

Além de fornecer a estabilidade vertical em todo o tronco e pescoço, a coluna vertebral protege a medula espinal, as raízes nervosas ventrais e dorsais e as saídas das raízes nervosas (Fig. 9-4). A relação entre a medula espinal e a saída das raízes nervosas por toda a coluna vertebral é demonstrada de modo esquemático na Fig. III-I no Apêndice III, Parte A. As vértebras torácicas médias demonstram várias das características anatômicas e funcionais de qualquer vértebra (Fig. 9-5). Como uma orientação geral, uma determinada vértebra pode ser subdividida em três partes. Anteriormente encontramos o grande *corpo* vertebral – o componente primário de sustentação de carga de uma vértebra. Posteriormente, encontramos o processo espinhoso e os processos transversos, as lâminas e os processos articulares, coletivamente denominados de *elementos posteriores* (também denominados de “arco vertebral” ou “arco neural”). Os *pedículos*, a terceira parte, atuam como pontes que conectam o corpo e os elementos posteriores. Grossos e fortes, os pedículos transferem anteriormente as forças musculares aplicadas sobre os elementos posteriores, para

dispersão através do corpo vertebral e discos intervertebrais. A Tabela 9-2 fornece maiores detalhes sobre a estrutura e função dos componentes de uma vértebra torácica média típica.

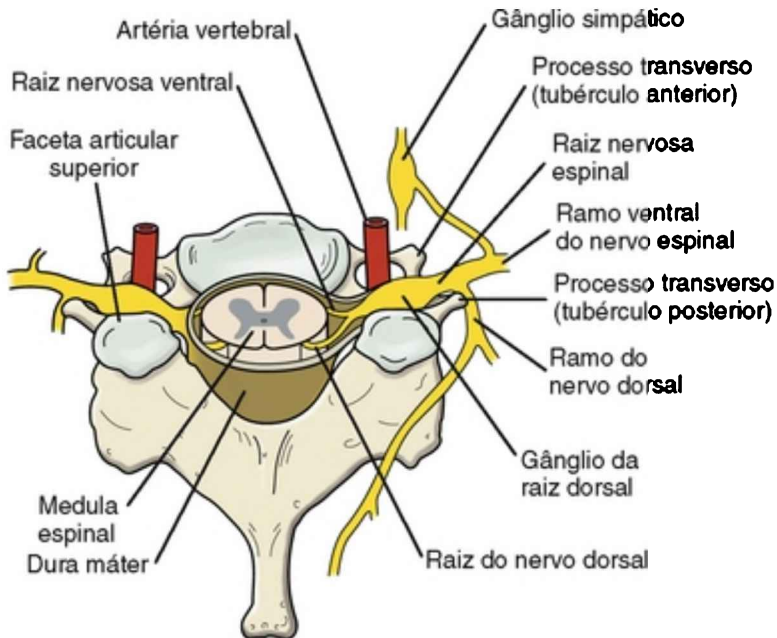
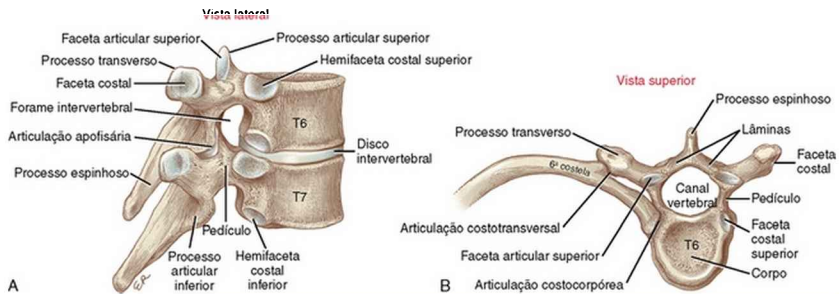


FIGURA 9-4 Um corte transversal da medula espinal. Observe a relação entre os tecidos neurais, os componentes da vértebra cervical e a artéria vertebral.

(Modificado com permissão de Magee DL: *Orthopedic physical assessment*, ed 3, Philadelphia, 1997, Saunders.)



**FIGURA 9-5** As características essenciais de uma vértebra. **A**, Vista lateral da sexta e sétima vértebras (T6 e T7). **B**, Vista superior da sexta vértebra com a costela direita.

**TABELA 9-2** Principais Partes de uma Vértebra Torácica Média

Parte	Descrição	Função Primária
Corpo	Grande massa cilíndrica de osso trabecular revestida por uma fina camada de osso cortical. O núcleo trabecular multidirecional é leve, e ainda assim oferece excelente resistência contra compressão	Estrutura de sustentação primária de cada vértebra
Disco intervertebral	Anel espesso de fibrocartilagem entre os corpos vertebrais de C2 e abaixo	Estrutura de absorção de choque e espaçador encontrado em toda a coluna vertebral
Articulação	Uma articulação anfiartroidal	Ligação primária

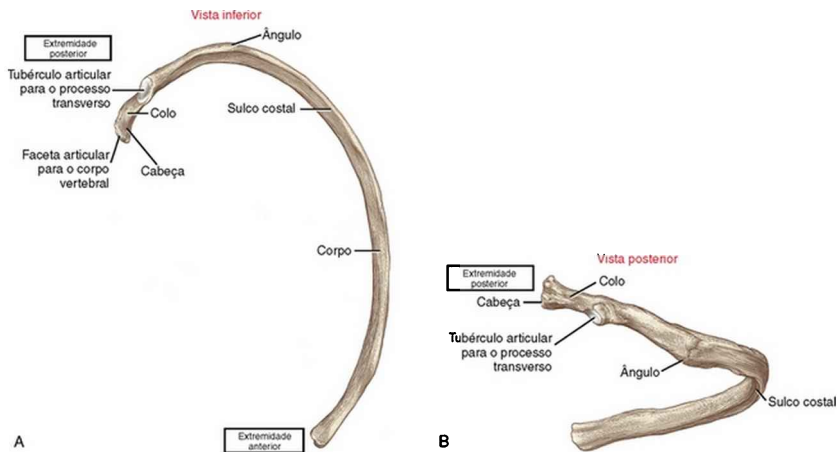
intersomática	formada entre as superfícies superior e inferior de um disco intervertebral e os corpos vertebrais adjacentes	entre vértebras
Pedículo	Projeção dorsal curta e grossa de osso que se estende da parte média para superior do corpo vertebral	Conecta o corpo vertebral aos elementos posteriores de uma vértebra
Lâmina	Fina placa vertical de osso que conecta a base do processo espinoso a cada processo transversal. (O termo lâmina diz respeito tanto à lâmina direita como a esquerda)	Protege a face posterior da medula espinal
Canal vertebral	Canal central localizado posteriormente ao corpo vertebral. O canal é circundado pelos pedículos e lâmina	Abriga e protege a medula espinal
Forame intervertebral	Abertura lateral entre vértebras adjacentes	Passagem para as raízes nervosas espinais que saem do canal vertebral
Processo transversal	Projeção horizontal de osso formada pela junção de uma lâmina e um pedículo	Região de fixação para músculos, ligamentos e costelas

<p>Facetas costais (no corpo)</p>	<p>Impressões arredondadas formadas nas faces laterais dos corpos vertebrais torácicos. A maioria dos corpos vertebrais torácicos possui facetas parciais superiores e inferiores (chamadas hemifacetos)</p>	<p>Região de fixação para as cabeças das costelas (articulações costocorpóreas)</p>
<p>Facetas costais (no processo transversos)</p>	<p>Facetas ovais localizadas nas pontas anteriores da maioria dos processos transversos torácicos</p>	<p>Regiões de fixação para os tubérculos articulares das costelas (articulações costotransversais)</p>
<p>Processo espinhoso</p>	<p>Projeção de osso dorsal na linha que se origina nas lâminas médias</p>	<p>Local de fixação na linha média para músculos e ligamentos</p>
<p>Processos articulares superior e inferior, incluindo facetas articulares e articulações apofisárias</p>	<p>Par de processos articulares verticais que se originam da junção entre uma lâmina e um pedículo. Cada processo possui facetas articulares revestidas por cartilagem. Em geral, as facetas articulares superiores estão voltadas posteriormente e as facetas inferiores estão voltadas</p>	<p>Facetas articulares superiores e inferiores de pares de articulações apofisárias. Essas articulações sinoviais guiam a direção e</p>

	anteriormente	magnitude do movimento intervertebral
--	---------------	---------------------------------------

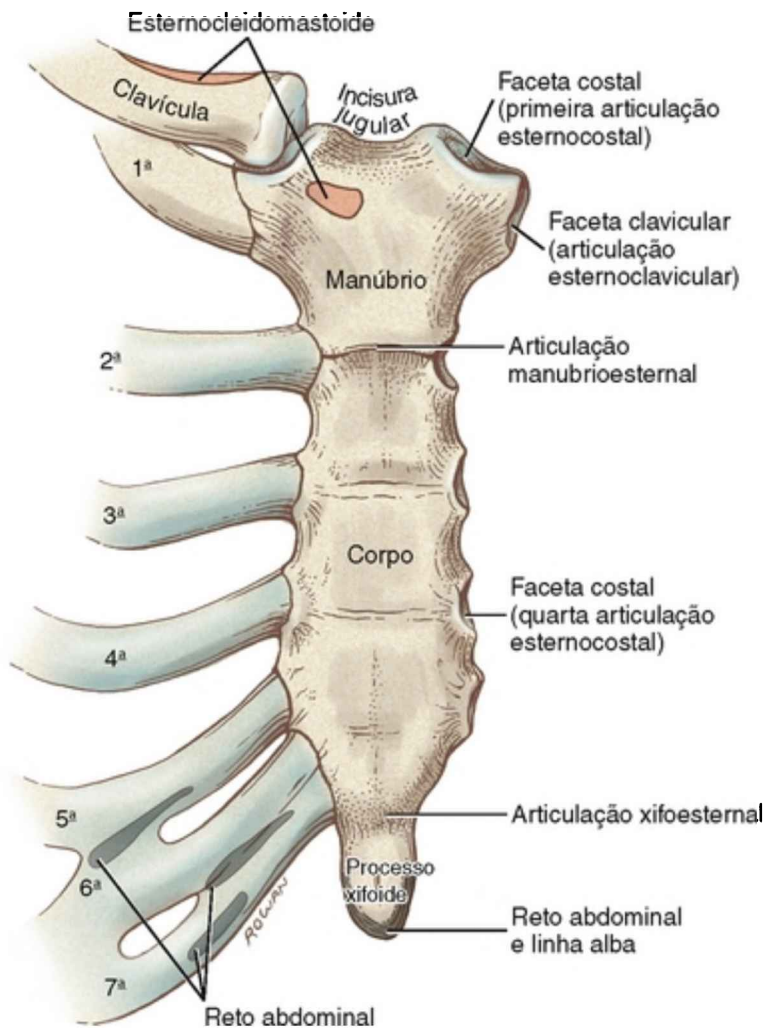
## COSTELAS

Doze pares de costelas envolvem a cavidade torácica, formando uma caixa protetora para os órgãos cardiopulmonares. A extremidade posterior de uma costela típica possui uma *cabeça*, um *colo* e um *tubérculo articular* (Fig. 9-6). A cabeça e o tubérculo se articulam com uma vértebra torácica, formando duas articulações sinoviais: costocorpórea (também chamada *costovertebral*) e costotransversa, respectivamente (Fig. 9-5, *B*).<sup>188</sup> Essas articulações ancoram a extremidade posterior de uma costela a sua vértebra correspondente. Uma *articulação costocorpórea* típica conecta a cabeça de uma costela a um par de *hemifacetos costais* que se estendem a duas vértebras adjacentes e o disco intervertebral interveniente. Uma *articulação costotransversa* conecta o tubérculo articular de uma costela a uma faceta costal no processo transversal de uma vértebra correspondente.



**FIGURA 9-6** Típica costela direita. **A**, Vista inferior. **B**, Vista posterior.

A extremidade anterior de uma costela consiste em uma cartilagem hialina plana. As costelas de 1 a 10 se fixam direta ou indiretamente ao esterno, completando desta forma a caixa torácica anteriormente. As cartilagens das costelas 1 a 7 se fixam diretamente ao bordo lateral do esterno através de sete articulações esternocostais (Fig. 9-7). As cartilagens das costelas 8 a 10 se fixam ao esterno e fundem-se às cartilagens da costela imediatamente superior. As costelas 11 e 12 não se fixam ao esterno, mas são ancoradas pelos músculos abdominais laterais.



**FIGURA 9-7** Vista anterior do esterno, parte da clavícula direita e sete primeiras costelas. São vistas as seguintes articulações: (1) articulações intraesternais (manubrioesternal e xifoesternal), (2) articulações esternocostais e (3) articulações esternoclaviculares. A inserção do músculo esternocleidomastoide está indicada em ocre. As origens do reto abdominal e da linha alba estão demonstradas em cinza.



## ESTERNO

O esterno é levemente convexo e áspero anteriormente, e levemente côncavo e liso posteriormente. O osso possui três partes: o manúbrio (que, em latim, significa “cabo”), o corpo e o processo xifoide (do grego, significando “espada”) (Fig. 9-7). Durante o desenvolvimento, o *manúbrio* se funde com o corpo do esterno na *articulação manubrioesternal*, uma articulação cartilaginosa (sinoartroidal) que em geral se ossifica mais tarde na vida do indivíduo.<sup>188</sup> Lateralmente à *incisura jugular* do manúbrio encontramos as *facetar clavicularer* das *articulações esternoclaviculares*. Imediatamente inferior à articulação esternoclavicular encontra-se uma *faceta costal* que aceita a cabeça da primeira costela na primeira *articulação esternocostal*.

### Características Osteológicas do Esterno

- Manúbrio
- Incisura jugular
- Facetas clavicularer para as articulações esternoclaviculares
- Corpo
- Facetas costais para as articulações esternoclaviculares
- Processo xifoide

### Articulações Intraesternais

- Articulação manubrioesternal
- Articulação xifoesternal

O bordo lateral do corpo do esterno é marcado por uma série de *facetar costais* que aceitam as cartilagens das

costelas 2 a 7. A artrologia das articulações esternocostais é discutida em maiores detalhes no Capítulo 11, dentro do contexto da ventilação. O *processo xifoide* se fixa à extremidade inferior do corpo do esterno através da articulação *xifoesternal*. Como a articulação manubrioesternal, a articulação xifoesternal é conectada principalmente por fibrocartilagem. A articulação xifoesternal geralmente se ossifica por volta dos 40 anos de idade.<sup>188</sup>

## A Coluna Vertebral como um Todo

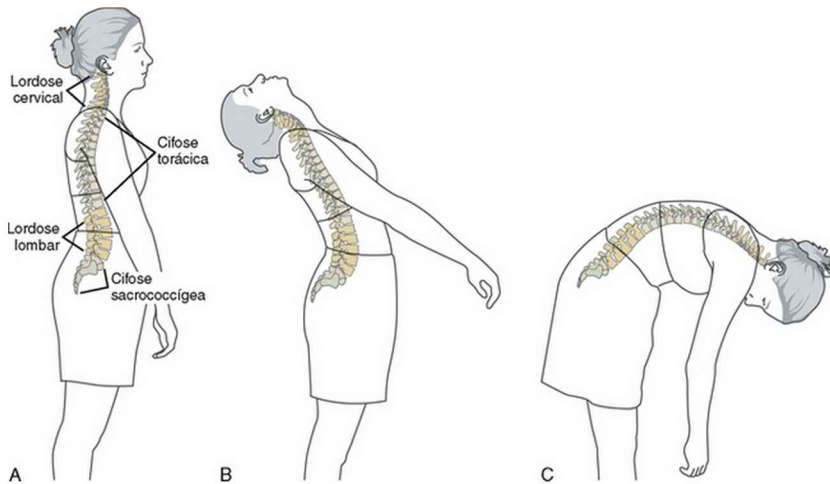
A *coluna vertebral* consiste em todo o conjunto de vértebras. A palavra “tronco” é um termo geral que descreve o corpo de uma pessoa, incluindo o esterno, as costelas e pelve, mas exclui a cabeça, o pescoço e os membros.

A coluna vertebral geralmente consiste em 33 *segmentos* ósseos vertebrais divididos em cinco regiões. Normalmente existem sete *segmentos cervicais*, 12 *torácicos*, cinco *lombares*, cinco *sacrais* e quatro *coccígeos*. As vértebras sacrais e coccígeas geralmente estão fundidas no adulto, e formam os ossos do sacro e do cóccix. As vértebras são individualmente abreviadas de forma alfanumérica; por exemplo, C2 para a segunda vértebra cervical, T6 para a sexta torácica e L1 para a primeira lombar. Cada região da coluna vertebral (p. ex., cervical e lombar) possui morfologia distinta que reflete sua função específica e movimento em potencial. As vértebras localizadas nas junções cervicotorácica, toracolombar e lombossacral geralmente compartilham características que refletem a transição entre as principais regiões da coluna

vertebral. Não é incomum, por exemplo, que o processo transversal de C7 tenha facetas “tipo” torácicas para aceitar uma costela, ou que L5 seja “sacralizada” (i.e., fundida com a base do sacro).

## **CURVATURAS NORMAIS DA COLUNA VERTEBRAL**

A coluna vertebral humana consiste em uma série de curvaturas recíprocas dentro do plano sagital (Fig. 9-8, A). Essas curvaturas normais contribuem para a postura sagital “ideal” quando o indivíduo está em pé. As curvaturas também definem a *posição neutra* de diferentes regiões da coluna. Na posição neutra (anatômica), as regiões cervical e lombar são naturalmente convexas anteriormente e côncavas posteriormente, exibindo um alinhamento chamado de *lordose*, que significa “arqueado para trás”. O grau de lordose geralmente é menor na região cervical do que na região lombar. As regiões torácica e sacrococcígea, em contraste, exibem uma *cifose* natural. A cifose descreve uma curva que é côncava anteriormente e convexa posteriormente. A concavidade anterior gera espaço para os órgãos dentro das cavidades torácica e pélvica.



**FIGURA 9-8** Uma visão lateral demonstra as curvaturas normais do plano sagital da coluna vertebral. **A**, A posição neutra com o indivíduo em pé. **B**, A extensão total da coluna lombar aumenta a lordose cervical e lombar, mas reduz (retifica) a cifose torácica. **C**, A flexão da coluna vertebral diminui a lordose cervical e lombar, mas aumenta a cifose torácica.

As curvaturas naturais dentro da coluna vertebral não são fixas, mas dinâmicas e mudam de formato durante os movimentos e ajustes da postura. A extensão da coluna vertebral acentua as lordoses cervical e lombar, mas reduz a cifose torácica (Fig. 9-8, B). Em contrapartida, a flexão da coluna vertebral diminui ou retifica a lordose lombar e cervical, enquanto acentua a cifose torácica (Fig. 9-8, C). Em contraste, a curvatura sacrococcígea é fixa, côncava anteriormente e convexa posteriormente.

A coluna vertebral embriogênica é cifótica por todo seu comprimento. A lordose nas regiões cervical e lombar ocorre após o nascimento, em associação com a maturação motora e assunção de uma postura mais ereta. Na coluna

cervical, os músculos extensores tracionam a cabeça e o pescoço conforme o bebê deitado começa a observar o ambiente ao seu redor. Mais caudalmente, os músculos flexores do quadril em desenvolvimento tracionam inferiormente a parte anterior da pelve quando o bebê começa a deambular. Esta tração muscular roda (ou inclina) a pelve anteriormente em relação aos quadris, posicionando desta maneira a coluna lombar em relativa lordose. Quando a criança fica em pé, a lordose natural da coluna lombar direciona a linha de gravidade do corpo através ou para perto da primeira vértebra lombar (L1) e da base do sacro.

As curvaturas do plano sagital dentro da coluna vertebral fornecem resistência e elasticidade ao esqueleto axial. Uma coluna vertebral reciprocamente curva atua como um arco. Forças de compressão entre as vértebras são parcialmente compartilhadas pela tensão em estiramento dos tecidos conjuntivos e músculos localizados ao longo do lado convexo de cada curva. Assim como é verdadeiro com os ossos longos como o fêmur, a força e a estabilidade da coluna vertebral são derivadas, em parte, de sua capacidade de “ceder” levemente ao ser submetida a uma carga, em vez de suportar grandes forças de compressão de maneira estática.

Uma consequência potencialmente negativa das curvaturas naturais da coluna é a presença de forças de cisalhamento em regiões de transição entre as curvas. As forças de cisalhamento podem causar um afrouxamento prematuro de artrodeses espinais, especialmente aquelas realizadas nas regiões cervicotorácica e toracolombar.

## **LINHA DE GRAVIDADE QUE PASSA ATRAVÉS DO**

## **CORPO**

Apesar de ser altamente variável, a linha de gravidade que atua sobre uma pessoa em pé com postura ideal passa próximo ao processo mastoide do osso temporal, anterior à segunda vértebra sacral, imediatamente posterior ao quadril e anterior ao joelho e tornozelo (Fig. 9-9). Na coluna vertebral, a linha de gravidade tipicamente cai sobre o lado convexo do ápice da curvatura de cada região. Portanto, a postura ideal sempre permite que a gravidade produza um torque que ajude a manter o formato ideal das curvaturas da coluna. O torque externo atribuído à gravidade é maior no ápice de cada região: C4 e C5, T6, e L3.

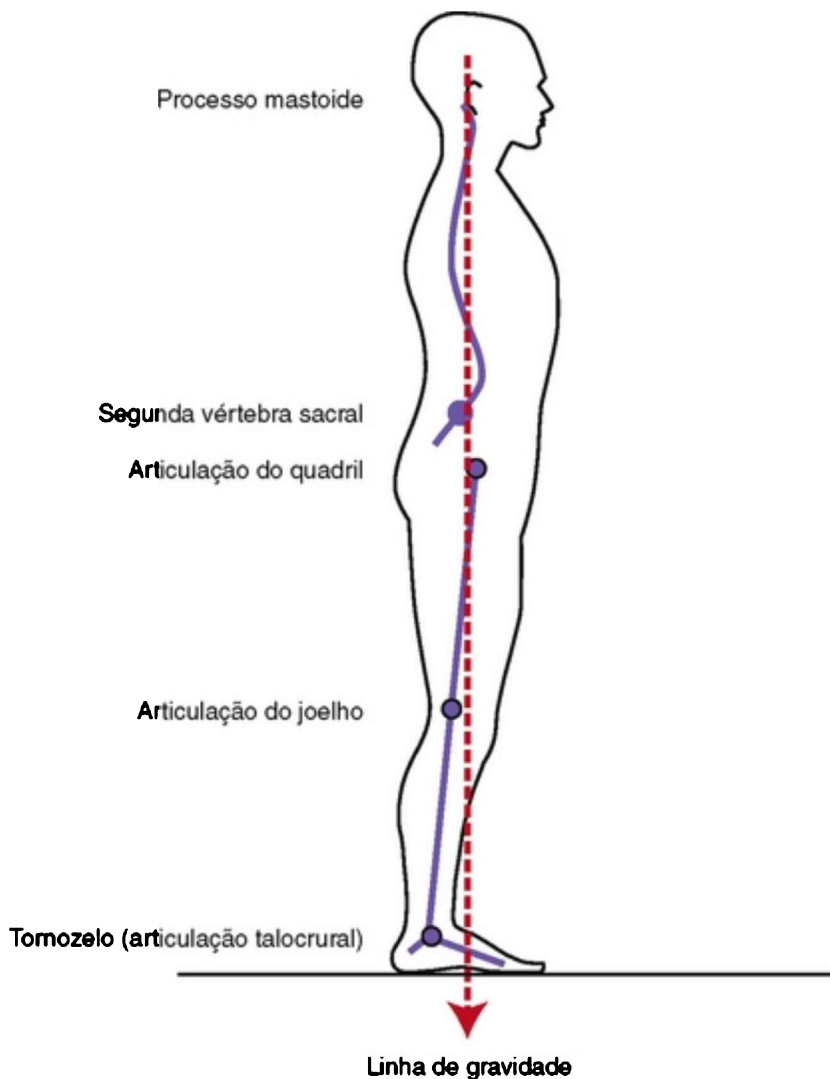


FIGURA 9-9 Uma ilustração demonstrando a linha de gravidade que passa através do corpo de uma pessoa em pé com postura ideal.

(Modificado de Neumann DA: *Arthrokinesiologic considerations for the aged adult*. In Guccione AA, ed: *Geriatric physical therapy*, ed 2, Chicago, 2000, Mosby.)

A imagem demonstrada na Figura 9-9 é mais ideal do que real porque a postura de cada pessoa é única e transitória. Fatores que alteram a relação espacial entre a linha de gravidade e as curvaturas da coluna incluem a deposição de tecido adiposo, os formatos específicos das curvaturas regionais da coluna, a postura estática da cabeça e dos membros, a força muscular, a extensibilidade dos tecidos conjuntivos e a posição e magnitude das cargas suportadas pelo corpo. A orientação particular da linha de gravidade em relação ao esqueleto axial possui consequências biomecânicas importantes sobre o estresse exercido sobre a região. A gravidade que passa posteriormente à região lombar produz um torque de extensão constante sobre a região lombar o que facilita a lordose natural. Alternativamente, a gravidade que passa anteriormente à região lombar produz um torque de flexão constante. Em ambos os casos o torque externo criado pela linha de gravidade (e seu braço de momento externo associado) deve ser neutralizado pelas forças e torques produzidos ativamente pelos músculos e passivamente pelos tecidos conjuntivos. Nas posturas extremas, essas forças podem ser altas; se prolongadas, podem levar a compensações posturais indesejáveis, bem como alterações estruturais, geralmente associadas à dor.

Fatores estritamente anatômicos podem influenciar o formato individual das curvas espinais por toda a coluna vertebral; estes incluem discos intervertebrais ou corpos vertebrais em formato de cunha, orientação espacial das articulações apofisárias (facetárias), tensão sobre os ligamentos e o grau de rigidez muscular. Os discos intervertebrais nas regiões cervical e lombar inferior são levemente mais espessos anteriormente, por exemplo,



favorecendo, desta forma, uma convexidade anterior nestas regiões.

O alinhamento normal do plano sagital da coluna vertebral pode ser alterado por doença, como espondilose anquilosante, poliomielite, lesão da medula espinal, distrofia muscular, ou osteoporose e fraqueza muscular associadas à idade avançada. Geralmente, formas relativamente menor de posturas anormais ou desviadas ocorrem em pessoas saudáveis. Como ilustrado na Figura 9-10, a lordose lombar excessiva pode se desenvolver em compensação para cifoses torácicas excessivas e vice-versa. A postura de “balanço posterior” demonstrada na Figura 9-10, C, por exemplo, descreve uma combinação exagerada de lordose lombar e cifose torácica. Geralmente, existem outras posturas inexplicáveis como a aparência de “arredondamento posterior” na Figura 9-10, E. Esta postura demonstra uma combinação de cifose torácica excessiva com diminuição da lordose lombar. Apesar da causa ou localização do desvio postural, as curvaturas anormais associadas alteram a relação espacial entre a linha de gravidade e cada região da coluna. Quando severas, as curvaturas vertebrais anormais aumentam o estresse sobre os músculos, os ligamentos, os ossos, os discos, as articulações apofisárias e a saída das raízes nervosas. As curvas anormais também alteram o volume das cavidades corporais. Uma cifose torácica exagerada, por exemplo, pode reduzir de modo significativo o espaço para os pulmões para expandir durante a respiração profunda.

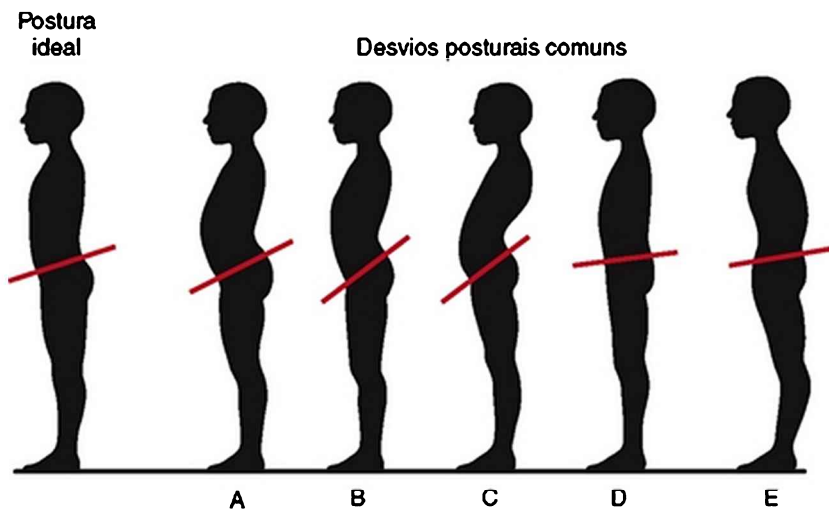


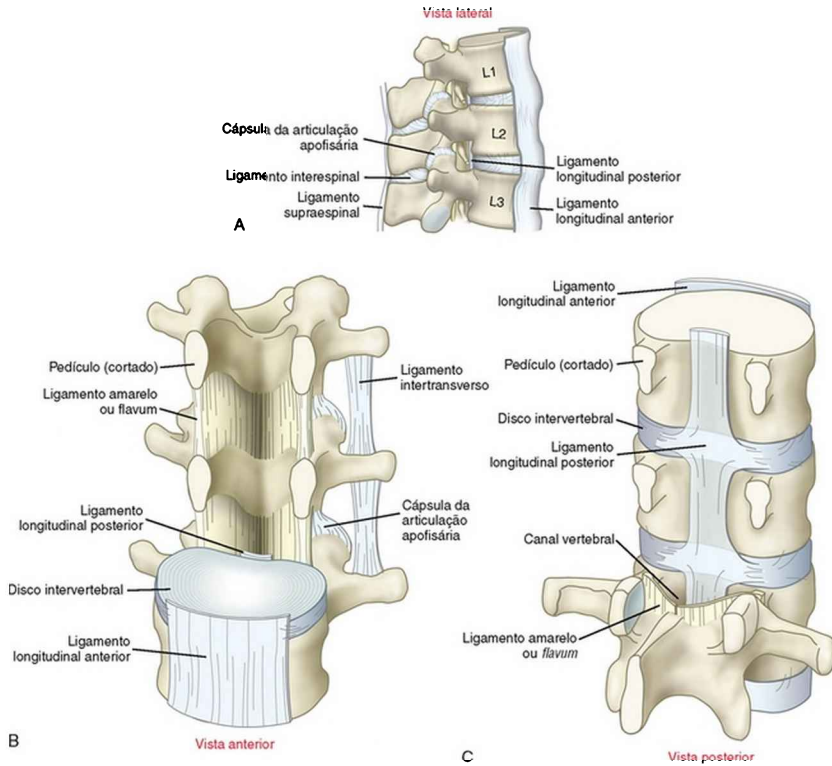
FIGURA 9-10 Desenho demonstra desvios posturais comuns da coluna vertebral e pelve dentro do plano sagital. Todos os indivíduos na FIGURA são considerados normais, por uma perspectiva neuromuscular. A linha vermelha em cada crista ilíaca indica o grau variável de inclinação da pelve (ou lordose lombar).

(Modificado de McMorris RO: *Faulty postures*, *Pediatr Clin North AM*: 8:217, 1961.)

## SUPORTE LIGAMENTAR DA COLUNA VERTEBRAL

A coluna vertebral é suportada por um extenso conjunto de ligamentos. Os ligamentos da coluna limitam os movimentos, ajudam a manter as curvaturas espinais naturais e, por estabilizar a coluna, protegem a delicada medula espinal e as raízes dos nervos espinais. Esses ligamentos, descritos nos parágrafos a seguir e ilustrados na Figura 9-11, possuem resistências e funções levemente diferentes dependendo de suas localizações dentro da coluna vertebral.<sup>85</sup> A estrutura básica e a função genérica

de cada ligamento são sumarizadas na Tabela 9-3.



**FIGURA 9-11** Ligamentos primários que estabilizam a coluna vertebral. **A**, Vista lateral das três primeiras vértebras lombares (L1 a L3). **B**, Vista anterior das vértebras L1 a L3 com os corpos de L1 e L2 removidos através do corte dos pedículos. **C**, Vista posterior das vértebras L1 a L3 com os elementos posteriores de L1 e L2 removidos através do corte dos pedículos. Em **B** e **C**, os tecidos neurais foram removidos do canal vertebral.

**TABELA 9-3** Principais Ligamentos da Coluna Vertebral

Nome	Fixações	Função	Comentários
Ligamento amarelo ou flavum	Entre a superfície anterior de uma lâmina e a superfície posterior da lâmina abaixo	Limita a flexão	Contém uma alta percentagem de elastina. Localizado imediatamente posterior à medula espinal Mais espesso na região lombar
Ligamentos supraespinoso e intraespinoso	Entre os processos espinhosos adjacentes de C7 até o sacro	Limitam a flexão	O ligamento nual é a extensão cervical e cranial dos ligamentos supraespinais, gerando uma estrutura na linha média para a fixação muscular e suporte para a cabeça
Ligamentos intertransversos	Entre processos transversos adjacentes	Limitam a flexão lateral contralateral e a flexão frontal	Existem poucas fibras na região cervical. Na região torácica, os ligamentos são arredondados e entremeados com o músculo local. Na região lombar, os ligamentos são finos e membranosos
Ligamento longitudinal anterior	Entre a parte basilar do osso occipital e todo o comprimento das superfícies anteriores de todos os corpos vertebrais, incluindo o sacro	Limita a extensão ou lordose excessiva nas regiões cervical e lombar Reforça as faces anteriores dos discos intervertebrais	Mais desenvolvido na coluna lombar. Aproximadamente o dobro da força ténsil do ligamento longitudinal posterior
Ligamento longitudinal posterior	Por todo o comprimento das superfícies posteriores de todos os corpos vertebrais, entre o âxis (C2) e o sacro	Limita a flexão Reforça as faces posteriores dos discos intervertebrais	Localizado dentro do canal vertebral, imediatamente anterior à medula espinal
Cápsulas das articulações apofisárias	Margem de cada articulação apofisária	Reforçam as articulações apofisárias	Frouxas na posição neutra, mas se tornam progressivamente rígidas nos extremos de todas as outras posições

O ligamento amarelo ou *flavum* origina-se na superfície anterior de uma lâmina e insere-se na superfície posterior da lâmina abaixo. Composta por uma série de ligamentos pareados, os ligamentos amarelos ou *flava* estendem-se ao longo da coluna vertebral, imediatamente posterior à medula espinal. Os ligamentos amarelos ou *flava* e as lâminas adjacentes formam a parede posterior da coluna vertebral.

O *ligamento amarelo* ou *flavum* recebe este nome devido ao seu alto conteúdo de tecido conjuntivo elástico amarelo claro. Histologicamente, o ligamento amarelo consiste em aproximadamente 80% de elastina e 20% de colágeno.<sup>223</sup> A natureza altamente elástica do tecido é ideal para exercer uma resistência relativamente constante, apesar de modesta, através de uma grande parte da flexão.<sup>85</sup> Mensurações demonstraram que, entre a posição neutra e a flexão total, o ligamento amarelo experimenta um aumento de aproximadamente 35% em distensão (alongamento) (Fig. 9-12).<sup>139</sup> A flexão extrema e forçada

além deste comprimento pode levar a sua ruptura, possivelmente ao criar forças compressivas danificantes na face anterior do disco intervertebral.<sup>4</sup> O ligamento amarelo é mais espesso na região lombar,<sup>188</sup> onde a magnitude da flexão intervertebral é a maior encontrada em qualquer região da coluna vertebral.

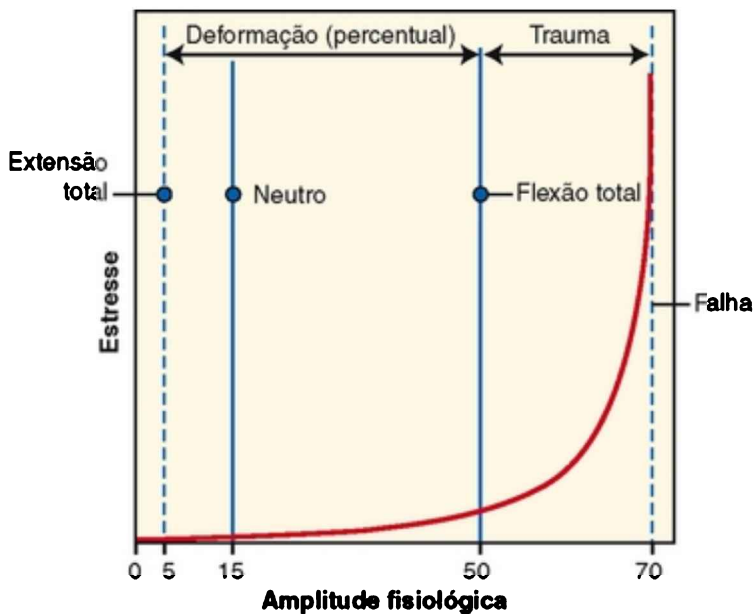


FIGURA 9-12 A relação estresse-deformação do ligamento amarelo ou flavum é demonstrada entre a extensão completa e o ponto de falha do tecido além da amplitude normal de flexão completa. Observe que o ligamento falha em um ponto 70% além de seu comprimento em relaxamento total.

(Dados de Nachemson A, Evans J: *Some mechanical properties of the third lumbar interlaminar ligament*, *J Biomech* 1:211, 1968.)

A natureza altamente elástica do ligamento amarelo é

interessante tanto pela perspectiva funcional quanto pela estrutural. Além de gerar resistência gradual para todo o arco da flexão, sua elasticidade inerente também exerce uma força de compressão pequena, mas constante, entre as vértebras, mesmo na posição neutra.<sup>23</sup> A elasticidade pode impedir que o ligamento invagine anteriormente durante a extensão completa. Esta invaginação anterior do ligamento pode comprimir e possivelmente lesionar a medula espinal adjacente.

O *ligamento interespinoso* preenche grande parte do espaço entre processos espinhosos adjacentes. As fibras mais profundas e mais ricas em elastina se fundem com o ligamento amarelo ou flavum; as fibras mais superficiais contêm mais colágeno e se fundem com os ligamentos supraespinais.<sup>223</sup> A direção da fibra e a organização dos ligamentos interespinais variam de região para região.<sup>88</sup> Os ligamentos interespinais na região lombar, por exemplo, têm direção oblíqua posterior-cranial (Fig. 9-11, A). As fibras nesta região ficam rígidas somente nas posições mais extremas da flexão.

Evidente pelo nome, os *ligamentos supraespinais* se fixam entre as pontas dos processos espinhosos. Assim como nos ligamentos interespinosos, esses ligamentos resistem contra a separação entre os processos espinhosos adjacentes e conseqüentemente resistem contra a flexão.<sup>85</sup> A capacidade de resistir contra a flexão é maior em regiões da coluna vertebral nas quais essas estruturas são mais robustas e contêm uma maior proporção de colágeno. Por toda a região lombar, por exemplo, os ligamentos não são muito desenvolvidos; eles podem ser esparsos (especialmente entre L4 e L5) ou parcialmente substituídos

por faixas da fáscia toracolombar ou pequenas fibras musculotendinosas.<sup>23,86,188</sup> Portanto, não é de surpreender que os ligamentos supraespinais na região lombar tipicamente são as primeiras estruturas que se rompem em uma flexão extrema.<sup>5</sup>

Na coluna cervical os ligamentos supraespinais são bem desenvolvidos e se estendem cranialmente na forma do *ligamento nugal*. Esta membrana resistente consiste em uma faixa bilaminar de tecido fibroelástico que se fixa entre os processos espinosos cervicais e a protuberância occipital externa.<sup>188</sup> A tensão passiva em um ligamento nugal distendido acrescenta um meio de suporte pequeno, mas útil para a cabeça e o pescoço.<sup>53</sup> O ligamento nugal também fornece uma área de fixação na linha média para os músculos, como o trapézio e os esplênios da cabeça e pescoço. Um ligamento nugal proeminente é o responsável por uma dificuldade de palpação dos processos espinosos na região cervical média e superior (Fig. 9-13).



FIGURA 9-13 Um ligamento nucal proeminente em uma mulher magra e saudável.

Os *ligamentos intertransversos* são estruturas finas ou membranosas mal definidas que se estendem entre processos transversos adjacentes.<sup>188</sup> Estes tecidos se tornam rígidos em flexão lateral contralateral e, em menor grau, em flexão anterior.

O *ligamento longitudinal anterior* é uma estrutura longa, forte e tipo faixa que se fixa à parte basilar do osso occipital e por todo o comprimento das superfícies anteriores de todos os corpos vertebrais, incluindo o sacro. As fibras mais profundas se fundem e reforçam as faces anteriores dos discos intervertebrais.<sup>188</sup> O ligamento



longitudinal anterior fica rígido em extensão e frouxo em flexão.<sup>85</sup> Nas regiões cervical e lombar, a tensão no ligamento longitudinal anterior ajuda a limitar o grau de lordose natural. Esse ligamento é estreito em sua extremidade cranial, mas se alarga em seu curso caudal.

O *ligamento longitudinal posterior* é uma banda contínua de tecido conjuntivo que se fixa em todo o comprimento das superfícies posteriores dos corpos vertebrais, entre o áxis (C2) e o sacro. O ligamento longitudinal posterior se localiza dentro do canal vertebral, imediatamente anterior à medula espinal (Fig. 9-11, A). (É importante observar que os ligamentos longitudinais posterior e anterior recebem seus nomes de acordo com suas relações com o *corpo vertebral*, não com a medula espinal.) Por todo seu comprimento, as fibras mais profundas do ligamento longitudinal posterior se fundem e reforçam a face posterior dos discos intervertebrais.<sup>188</sup> Cranialmente, o ligamento longitudinal posterior é uma estrutura ampla que se estreita em seu curso na direção da região lombar. A porção lombar mais delgada limita sua capacidade de conter um abaulamento (ou herniação) discal posterior. Assim como a maioria dos ligamentos da coluna vertebral, o ligamento longitudinal posterior aumenta sua tensão com a flexão.<sup>85</sup>

Os *ligamentos capsulares das articulações apofisárias* consistem principalmente em fibras de colágeno que se fixam aos bordos das superfícies das facetas (Fig. 9-11, A). Como será descrito na seção seguinte sobre artrologia, as articulações apofisárias ajudam a interconectar e estabilizar as junções intertransversais. Igualmente importante é o papel único dessas articulações no direcionamento específico do movimento intervertebral.

Mecanorreceptores sensitivos localizados dentro da cápsula provavelmente fornecem informações aos músculos para auxiliar neste direcionamento.<sup>36</sup> As cápsulas das articulações apofisárias são reforçadas pelos músculos adjacentes (multífidos) e pelo ligamento amarelo ou flavum, mais notavelmente na região lombar.<sup>188</sup>

Os ligamentos capsulares das articulações apofisárias são fortes, capazes de suportar até 1.000 N (225 lb) de tensão antes de falhar.<sup>48</sup> Os ligamentos capsulares são relativamente frouxos na posição neutra, mas se tornam progressivamente rígidos conforme a articulação se aproxima dos extremos de todos os seus movimentos. A tensão passiva é maior em movimentos que criam maiores translações ou separação entre as superfícies articulares. Esta cinética é altamente específica para a região particular da coluna vertebral e será revisitada nas seções subsequentes deste capítulo.

Para concluir, com a possível exceção dos ligamentos das articulações apofisárias, o conhecimento da localização do ligamento em relação ao eixo de rotação dentro de uma determinada junção intervertebral gera bastante informação sobre suas funções primárias. Como será descrito na seção a seguir, o eixo de rotação para o movimento intervertebral se localiza próximo ou passa através da região do *corpo vertebral*. Quando se considera o movimento no plano sagital, por exemplo, qualquer ligamento localizado posteriormente ao corpo vertebral é estirado durante a flexão. Inversamente, qualquer ligamento localizado anteriormente ao corpo vertebral é estirado durante a extensão. Como pode se observar revendo a Figura 9-11, A, todos os ligamentos, exceto o ligamento longitudinal anterior, devem se tornar rígidos

durante a flexão.

## Características Osteológicas Regionais da Coluna Vertebral

O adágio de que a “função acompanha a estrutura” é bastante aplicável no estudo da coluna vertebral. Apesar de todas as vértebras terem um tema morfológico em comum, cada uma delas possui um formato específico que reflete sua função única. A seção a seguir, juntamente com a Tabela 9-4, destaca as características osteológicas específicas de cada região da coluna vertebral.

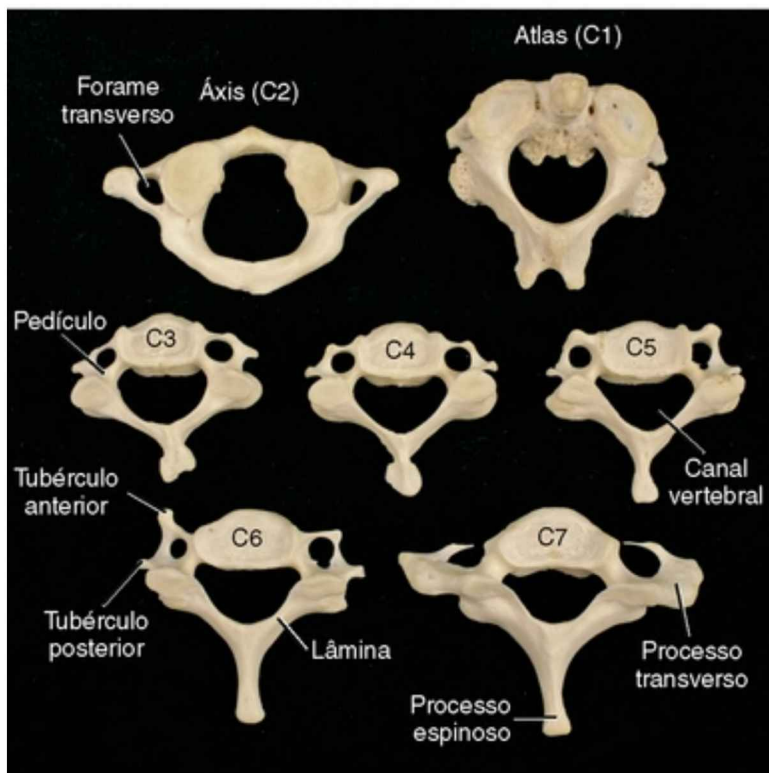
TABELA 9-4 Características Osteológicas da Coluna Vertebral

Corpo	Facetas Articulares Superiores	Facetas Articulares Inferiores	Processos Espinais	Canal Vertebral	Processos Transversos	Comentários	
Atlas (C1)	Ausente	Côncavas, em geral voltadas superiormente	Planas a levemente côncavas, em geral voltadas inferiormente	Nenhuma, substituído por um pequeno tubérculo posterior	Triangular, mais amplo da região cervical	Maiores da região cervical	Dois grandes massas laterais, unidas por arco anterior e posterior
Áxis (C2)	Alto, com um dente vertical projetado	Planas a levemente convexas, em geral, voltadas superiormente	Planas, voltadas anterior e inferiormente	Maior da região cervical, bifido	Grande e triangular	Forma os tubérculos anterior e posterior	Grands processos articulares superiores que apoiam o atlas e o cílio
C3-C6	Mais largas do que profundas; possuem processos uncinados	Planas, voltadas superiormente	Como acima	Bifidos	Grande e triangular	Tomam-se como tubérculos anterior e posterior	Consideradas vértebras cervicais típicas
C7	Mais larga do que profunda	Como acima	Transição para vértebras torácicas típicas	Grande e proeminente, facilmente palpável	Triangular	Espesso e proeminente, pode apresentar um grande tubérculo anterior formando uma “costela cava”	Comumente chamada “prominência vertebral” devido ao grande processo espinoso
T2-T9	Largura igual à profundidade. Possui hemifacetos costais para a fixação das cabeças das costelas 2 a 9	Planas, voltadas em grande parte posteriormente	Planas, voltadas em grande parte anteriormente	Longo e pontiagudo, curvo inferiormente	Arredondado, menor que o cervical	Projeta-se horizontal e levemente posteriormente, possui facetas costais para os tubérculos das costelas	Consideradas vértebras torácicas típicas
T1 e T10-T12	T1 possui uma faceta costal completa para a costela 1 e uma hemifaceta parcial para a costela 2. T10-T12 possuem, cada, uma faceta costal completa	Como acima	Como acima	Como acima	T10-T12 podem não apresentar facetas costais		Consideradas vértebras torácicas “atípicas” primariamente devido ao modo de fixação da costela
L1-L5	Mais largas que profundo. L5 é levemente achatado (i.e., maior altura anterior do que posterior)	Levemente côncavas, voltadas da região medial para a posterior-medial	L1-L4 levemente convexas, voltadas da região lateral para a anterior-lateral. L5: planas, voltadas anterior e levemente lateral	Robusto e retangular	Triangular, contém a cauda equina	Delgados, projetam-se lateralmente	Processos articulares superiores apoiam os corpos laminares
Sacro	Fundido. Corpo da primeira vértebra sacral mais evidente	Plana, voltado posterior e levemente medial	Nenhuma	Nenhuma, substituída por vários tubérculos espinhosos	Como acima	Nenhuma, substituída por vários tubérculos transversos	
Cóccix	Fusão de quatro vértebras rudimentares	Rudimentar	Rudimentar	Rudimentar	Termina no início do cóccix	Rudimentar	

## REGIÃO CERVICAL

As vértebras cervicais são as menores e mais móveis de todas as vértebras móveis. O alto grau de mobilidade é essencial para a grande amplitude de movimentos de que a cabeça necessita. Talvez a característica mais única das vértebras cervicais seja a presença dos *forames transversos* localizados dentro dos processos transversos (Fig. 9-14). A importante artéria vertebral ascende através deste forame e cursa na direção do forame magno a fim de transportar sangue para o cérebro e para a medula espinal. No pescoço, a artéria vertebral se localiza imediatamente anterior à saída das raízes dos nervos espinais (Fig. 9-4).

Vista superior



---

FIGURA 9-14 Vista superior das sete vértebras cervicais.

Da terceira à sexta vértebras cervicais encontramos características quase idênticas e, portanto, estas são consideradas típicas desta região. As duas vértebras cervicais superiores, o atlas (C1) e o áxis (C2), e a sétima vértebra cervical (C7) são atípicas pelos motivos descritos na seção subsequente.

### **Vértebras Cervicais Típicas (C3 a C6)**

De C3 a C6 encontramos vértebras que possuem pequenos *corpos* retangulares formados por uma concha cortical relativamente densa e forte.<sup>199</sup> Os corpos são mais largos no diâmetro laterolateral do que no diâmetro anteroposterior (Figs. 9-14 e 9-15). As superfícies superiores e inferiores dos corpos não são tão planas quanto as encontradas na maioria das outras vértebras, mas são curvas ou apresentam sulcos. As superfícies superiores são côncavas de lado a lado, com ganchos laterais elevados, chamados *processos uncinados* (*uncus* significa “gancho”). As superfícies inferiores, por sua vez, são côncavas no sentido anteroposterior, com margens anterior e posterior alongadas. Quando articuladas, formam-se pequenas *articulações uncovertebrais*, revestidas por sinóvia entre os processos uncinados e a parte adjacente da vértebra superior, entre C3 e C7. As articulações uncovertebrais geralmente são chamadas “articulações de Luschka”, que receberam este nome em homenagem à pessoa que descreveu essas articulações pela primeira vez.<sup>84</sup> A função exata das articulações uncovertebrais é obscura, apesar de provavelmente facilitarem a cinética do movimento cervical. Clinicamente,

essas articulações se tornam importantes quando osteófitos se formam ao redor de suas margens, geralmente reduzindo o tamanho do forame intervertebral adjacente. Se forem grandes, esses osteófitos podem comprimir e irritar a saída dos nervos espinais cervicais, causando sintomas neurológicos.

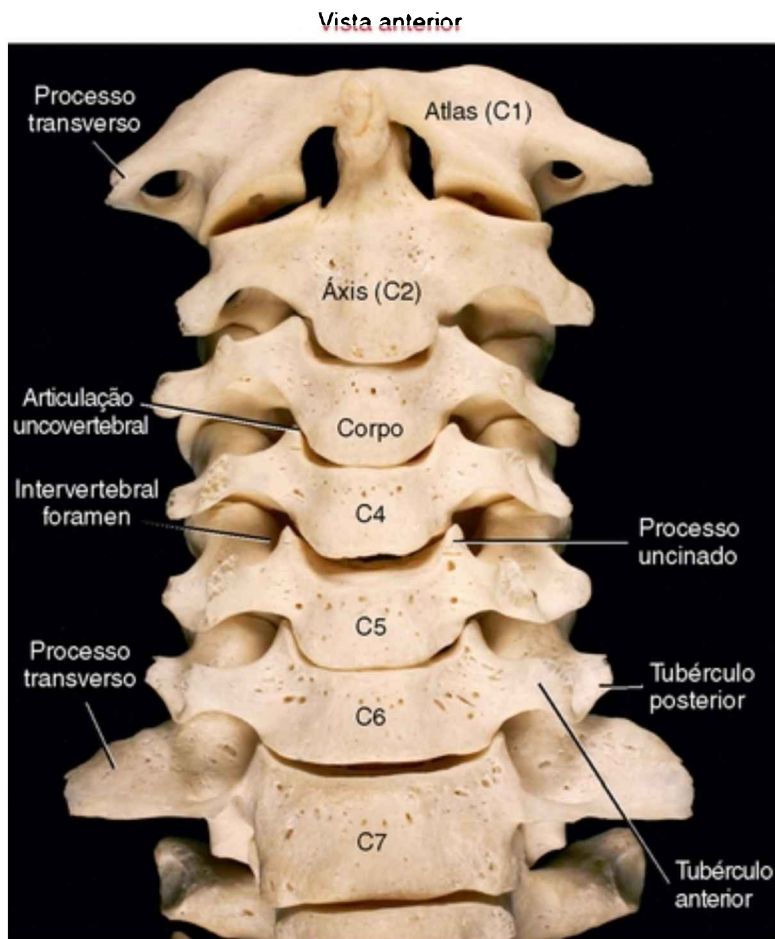


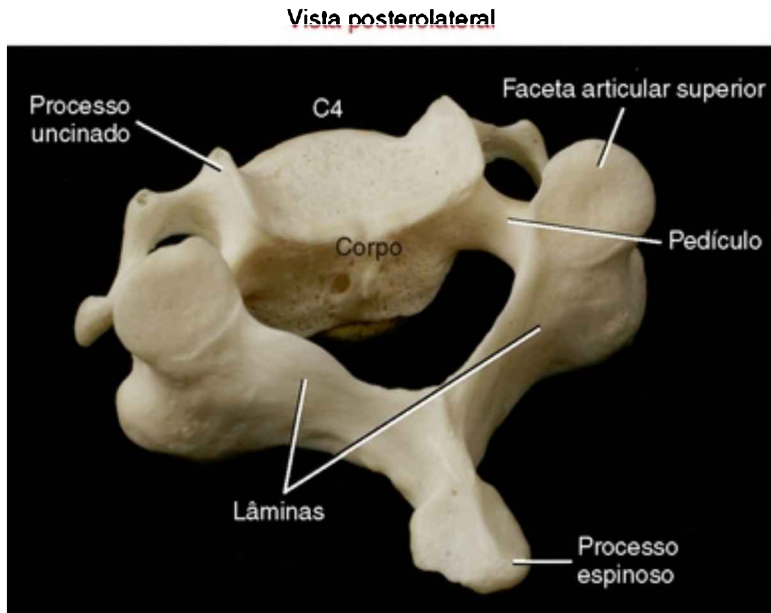
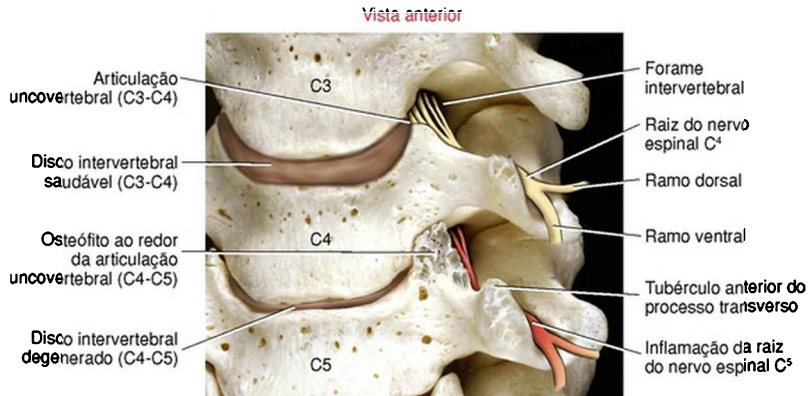
FIGURA 9-15 Vista anterior da coluna vertebral cervical.

## ENFOQUE ESPECIAL 9-1 Osteófitos Cervicais que Causam Sintomas Neurológicos na Extremidade Superior: Uma Consequência Possível de um Disco Intervertebral Degenerado

Riscos intervertebrais normais e totalmente hidratados naturalmente agem como “espaçadores” entre vértebras individuais. Um benefício desta função é descarregar parcialmente as *articulações uncovertebrais* vizinhas. Sem cartilagem articular em quantidade substancial, as articulações uncovertebrais relativamente pequenas não foram “projetadas” para suportar grandes forças. A Figura 9-16 ilustra como um disco completo e saudável localizado entre C3 e C4 cria um pequeno espaço protetor entre a articulação uncovertebral C3-C4 adjacente. A Figura 9-16 demonstra como um disco degenerado e afilado entre C4 e C5 aumenta a força de compressão na articulação uncovertebral C4-C5. Com o passar do tempo, a compressão elevada pode estimular o crescimento de um osteófito (“esporão ósseo”). O osteófito comprime os elementos da raiz espinal de C<sup>5</sup>, que pode, com o passar do tempo, levar a sintomas neurológicos, incluindo dor irradiada (radicular), fraqueza muscular ou alteração de sensação através da distribuição periférica do nervo, tipicamente pela face lateral do braço. De modo indireto, discos intervertebrais saudáveis protegem não somente o osso ao seu redor, mas também as raízes nervosas.

---

FIGURA 9-16 Uma imagem detalhada por computador compara o carregamento comparativo das articulações uncovertebrais com base na integridade dos discos intervertebrais adjacentes. Osteófitos formados na articulação uncovertebral C4-C5 comprime e inflama a saída da raiz nervosa espinal C5.



**FIGURA 9-17** Vista posterolateral da quarta vértebra cervical.

Os *pedículos* de C3 a C6 são curtos e curvos posteriormente (Fig. 9-14). *Lâminas* muito finas se estendem posteromedialmente a partir de cada pedículo (Fig. 9-17). O *canal vertebral* triangular é grande na região cervical de modo a



acomodar o espessamento da medula espinal associada à formação do plexo cervical e plexo braquial.

Dentro da região de C3 a C6, consecutivos processos articulares superiores e inferiores formam um “pilar” articular contínuo interrompido pelas articulações apofisárias (Fig. 9-18). As facetas articulares dentro de cada articulação apofisária são lisas e planas, com superfícies articulares orientadas a meio caminho entre os planos frontal e horizontal. As *facetar articulares superiores* estão voltadas posterior e superiormente, enquanto as *facetar articulares inferiores* estão voltadas anterior e inferiormente.

### Vista lateral

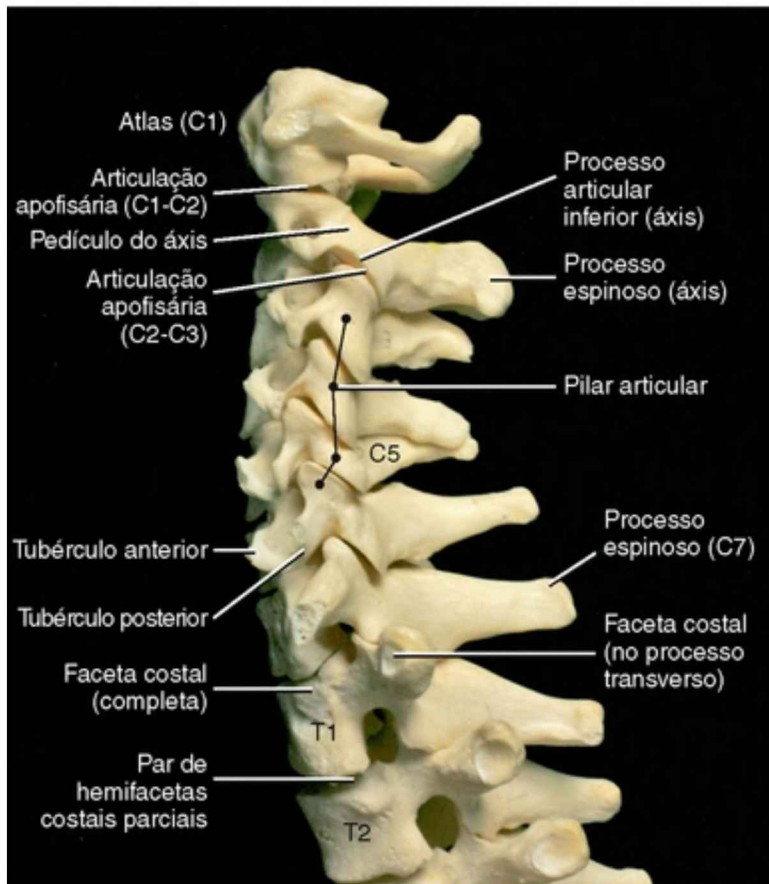


FIGURA 9-18 Vista lateral de uma coluna vertebral cervical.

Os *processos espinosos* de C3 a C6 são curtos, com alguns processos bífidos (*i. e.*, duplos) (Fig. 9-14, C3). Os *processos transversos* são extensões laterais curtas que terminam como *tubérculos anterior* e *posterior* de formatos variáveis. Os tubérculos são únicos para a região cervical e servem como pontos de fixação para músculos, como o escaleno anterior, levantador da escápula e esplênio cervical.

## Vértebras Cervicais Atípicas (C1, C2 e C7)

### Atlas (C1)

Como indicado pelo nome, a função primária do atlas é suportar a cabeça. Não possuindo corpo, pedículo, lâmina ou processo espinoso, o atlas é essencialmente duas grandes massas laterais unidas por arcos anterior e posterior (Fig. 9-19, A). O *arco anterior* curto possui um *tubérculo anterior* para a fixação do ligamento longitudinal anterior. O *arco posterior* muito maior forma quase a metade da circunferência de todo anel atlantal. Um pequeno *tubérculo posterior* marca a linha média do arco posterior. As massas laterais suportam os proeminentes processos articulares superiores, que por sua vez suportam o crânio.

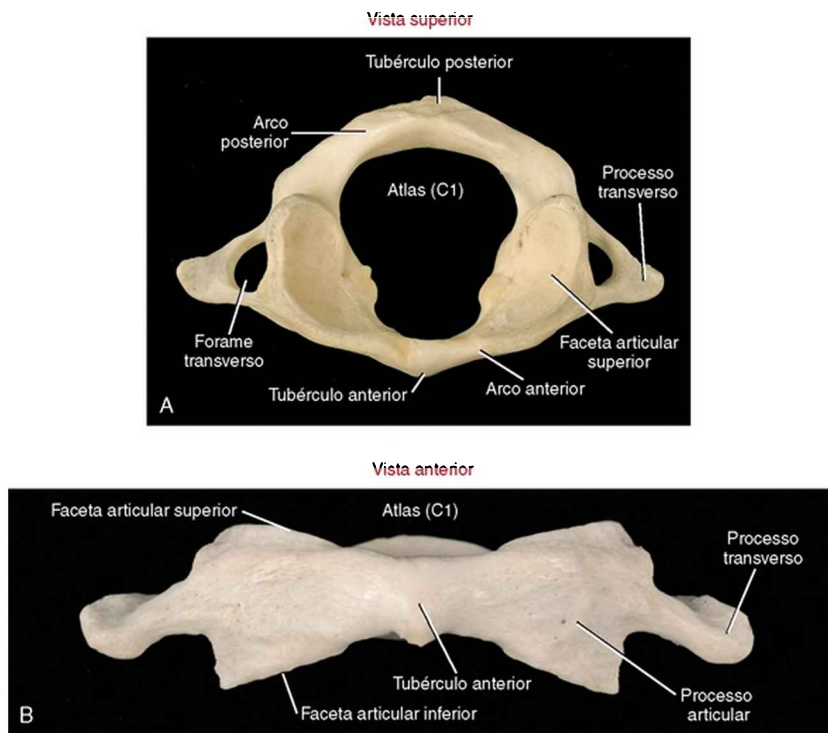


FIGURA 9-19 O atlas. A, Vista superior. B, Vista anterior.

As *facetis articulares superiores* grandes e côncavas do atlas geralmente estão voltadas cranialmente, em uma posição para aceitar os grandes e convexos côneos occipitais. As *facetis articulares inferiores* geralmente são planas ou levemente côncavas. Estas superfícies facetárias geralmente estão voltadas inferiormente, com seus bordos laterais inclinados para baixo, aproximadamente 20 graus em relação ao plano horizontal (Fig. 9-19, B). O atlas possui grandes *processos transversos*, geralmente os mais proeminentes das vértebras cervicais. Esses processos transversos servem como pontos de fixação para vários músculos pequenos, porém importantes no controle dos

movimentos finos do crânio.

### Áxis (C2)

O eixo possui um *corpo* grande e alto que serve como base para o *dente* (*processo odontóide*) que se projeta para cima (Fig. 9-20). Parte do corpo alongado é formada por reminiscências do corpo do atlas e disco interveniente. O dente fornece um eixo de rotação vertical rígido para o atlas e a cabeça (Fig. 9-21). Um par de processos articulares superiores projeta-se lateralmente a partir do corpo (Fig. 9-20, A). Esses grandes processos possuem *facetar articulares superiores* levemente convexas que estão orientadas em aproximadamente 20 graus em relação ao plano horizontal, combinando com a inclinação das *facetar articulares inferiores* do atlas. Projetando-se dos proeminentes processos articulares superiores do eixo encontramos um par de rígidos *pedículos* e um par de *processos transversos* bastante curtos (Fig. 9-20, B). Um par de processos articulares inferiores se projeta inferiormente a partir dos pedículos, com *facetar articulares inferiores* voltadas anterior e inferiormente (Fig. 9-18). Os *processos espinosos* do eixo são bífidos e muito largos. Os processos espinosos palpáveis servem como ponto de fixação para muitos músculos, como o semiespinal cervical.

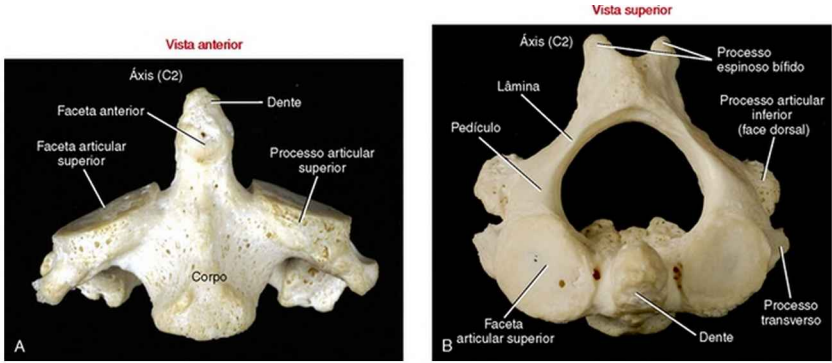


FIGURA 9-20 O áxis. A, Vista anterior. B, Vista superior.

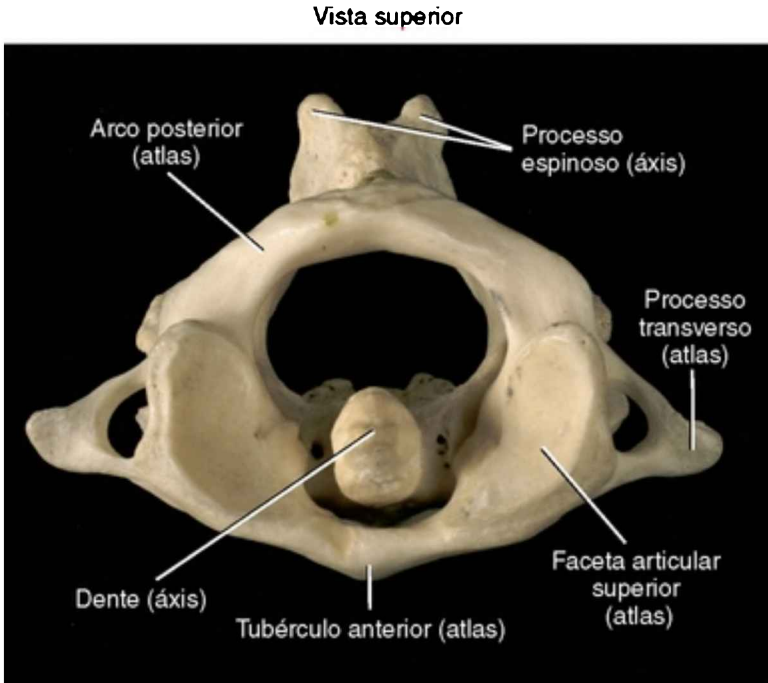


FIGURA 9-21 Vista superior da articulação atlantoaxial mediana.

“Vértebra Proeminente” (C7)

C7 é a maior de todas as vértebras cervicais e possui muitas características das vértebras torácicas. C7 possui grandes *processos transversos*, conforme ilustrado na Figura 9-15. Um tubérculo anterior hipertrófico no processo transverso pode gerar uma costela cervical extra, que pode comprimir o plexo braquial. Esta vértebra possui um grande *processo espinoso*, característico de outras vértebras torácicas (Fig. 9-18).

## REGIÃO TORÁCICA

### Vértebras Torácicas Típicas (T2 a T9)

As vértebras entre a segunda e a nona vértebra torácica geralmente demonstram características similares (T6 e T7 na Fig. 9-5). Os *pedículos* estão direcionados posteriormente em relação ao corpo e tornam o canal vertebral mais estreito do que na região cervical. Os grandes *processos transversos* fazem projeção posterolateral, cada um com uma *faceta costal* que faz articulação com o tubérculo da costela correspondente (*articulação costotransversa*). *Lâminas* curtas e espessas formam uma base ampla para os *processos espinosos* voltados para baixo.

As facetas articulares superiores e inferiores na região torácica estão orientadas verticalmente com uma leve projeção frontal (Fig. 9-22). As *facetatas articulares superiores* geralmente estão voltadas anteriormente. Quando articuladas, as facetatas superiores e inferiores formam as articulações apofisárias, que ficam alinhadas relativamente próximas ao plano frontal.

### Vista lateral

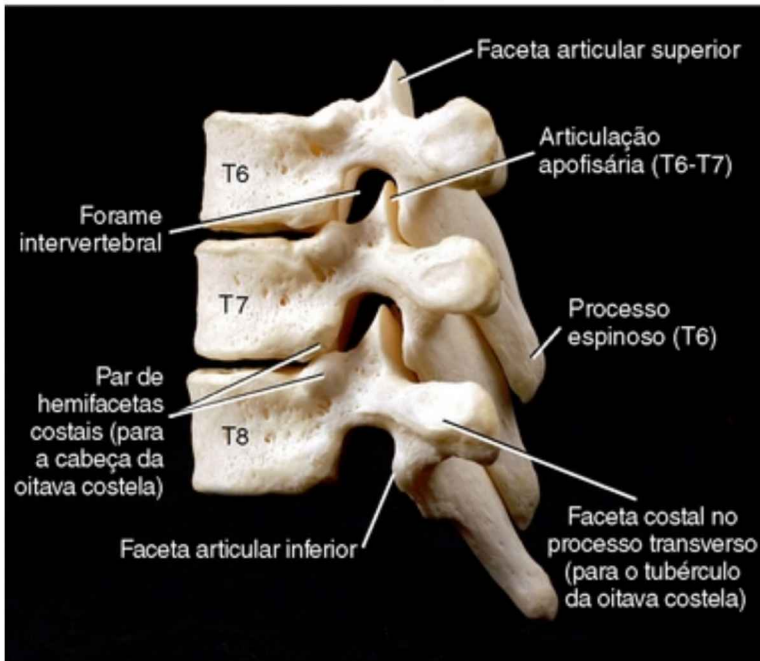


FIGURA 9-22 Uma vista lateral da sexta a oitava vértebra torácica.

Cada uma das cabeças das costelas 2 a 9 tipicamente articula com um par de *hemifacetos* que se estendem por uma junção intervertebral torácica. (Observe um par de hemifacetos costais para a oitava costela na Fig. 9-22.) Como descrito anteriormente, estas articulações são chamadas *articulações costocorpóreas*. Um nervo espinal torácico (intercostal) sai através de um *forame intervertebral torácico* correspondente, localizado anteriormente às articulações apofisárias.

### Vértebras Torácicas Atípicas (T1 e T10 a T12)

A primeira e geralmente as três últimas vértebras torácicas



em geral são consideradas atípicas principalmente devido ao modo particular de fixação à costela. T1 possui uma *faceta costal completa* superiormente que aceita toda a cabeça da primeira costela e uma *hemifaceta* inferiormente que aceita parte da cabeça da segunda costela (Fig. 9-18). O processo espinoso de T1 é especialmente alongado e geralmente é tão proeminente quanto o processo espinoso de C7. Apesar de variáveis, os corpos de T10 a T12 podem apresentar uma única *faceta costal completa* para a articulação com as cabeças da décima, décima primeira e décima segunda costelas, respectivamente. T10 a T12 geralmente não possuem articulações costotransversas.

## **REGIÃO LOMBAR**

As vértebras lombares possuem largos *corpos* maciços, adaptados para o suporte de todo o peso superposto da cabeça, do tronco e dos braços (Fig. 9-23). A massa total das cinco vértebras lombares é aproximadamente o dobro da massa de todas as sete vértebras cervicais.

Vista superior

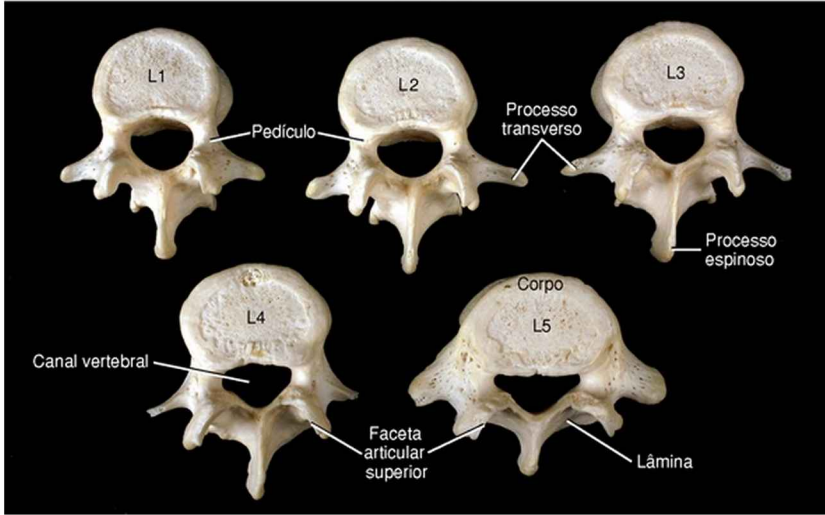


FIGURA 9-23 Uma vista superior de todas as vértebras lombares.

Em grande parte, as vértebras lombares possuem características similares. *Lâminas e pedículos* são curtos e grossos, e formam as paredes posterior e laterais do *canal vertebral* quase triangular. Os *processos transversos* se projetam quase lateralmente; aqueles associados a L1 a L4 são finos e afilados; entretanto, os processos transversos de L5 são curtos, grossos e fortes. Os *processos espinosos* são largos e retangulares, e se projetam horizontalmente a partir da junção de cada lâmina (Fig. 9-24). Este formato é bastante diferente dos processos espinosos pontiagudos e inclinados da região torácica. *Processos mamilares* curtos se projetam das superfícies posteriores de cada processo articular superior. Essas estruturas servem como pontos de fixação para os músculos múltiplos.

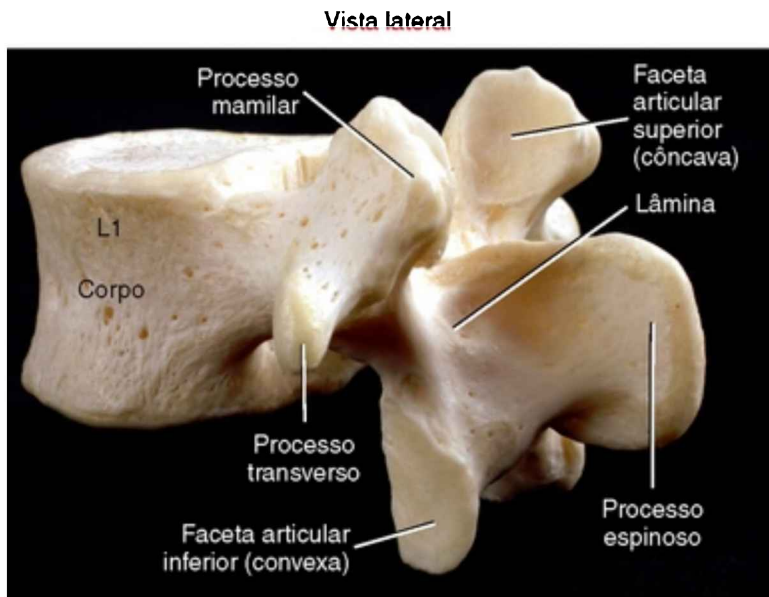


FIGURA 9-24 Vista lateral e levemente posterior da primeira vértebra lombar.

As facetas articulares das vértebras lombares são orientadas de modo quase vertical. As *facetas articulares superiores* são moderadamente côncavas, voltadas posteromedialmente. Como mostrado na Figura 9-23, as superfícies das facetas superiores na região lombar tendem a se orientar mais proximamente ao plano sagital e as superfícies das facetas superiores na região lombar média e inferior estão orientadas aproximadamente a meio caminho entre os planos sagital e frontal. As *facetas articulares inferiores* são reciprocamente combinadas ao formato e orientação das facetas articulares superiores. Em geral, as facetas articulares inferiores são levemente convexas, voltadas geralmente para a região lateral ou anterolateral (Fig. 9-24).

As facetas articulares inferiores de L5 fazem articulação com as facetas articulares superiores do sacro. As *articulações apofisárias L5-S1* resultantes estão tipicamente orientadas muito mais próximas do plano frontal do que as outras articulações lombares. As articulações apofisárias fornecem uma fonte importante de estabilidade anteroposterior para a junção lombossacra.

## **SACRO**

O sacro é um osso triangular com sua base voltada superiormente e o ápice inferiormente (Fig. 9-26). Uma importante função do sacro é transmitir o peso da coluna vertebral para a pelve. Na infância, cada uma das cinco vértebras sacrais separadas é unida por uma membrana cartilaginosa. Na vida adulta, entretanto, o sacro se fundiu em um osso único, que ainda mantém algumas características anatômicas de vértebras genéricas.

Vista anterior

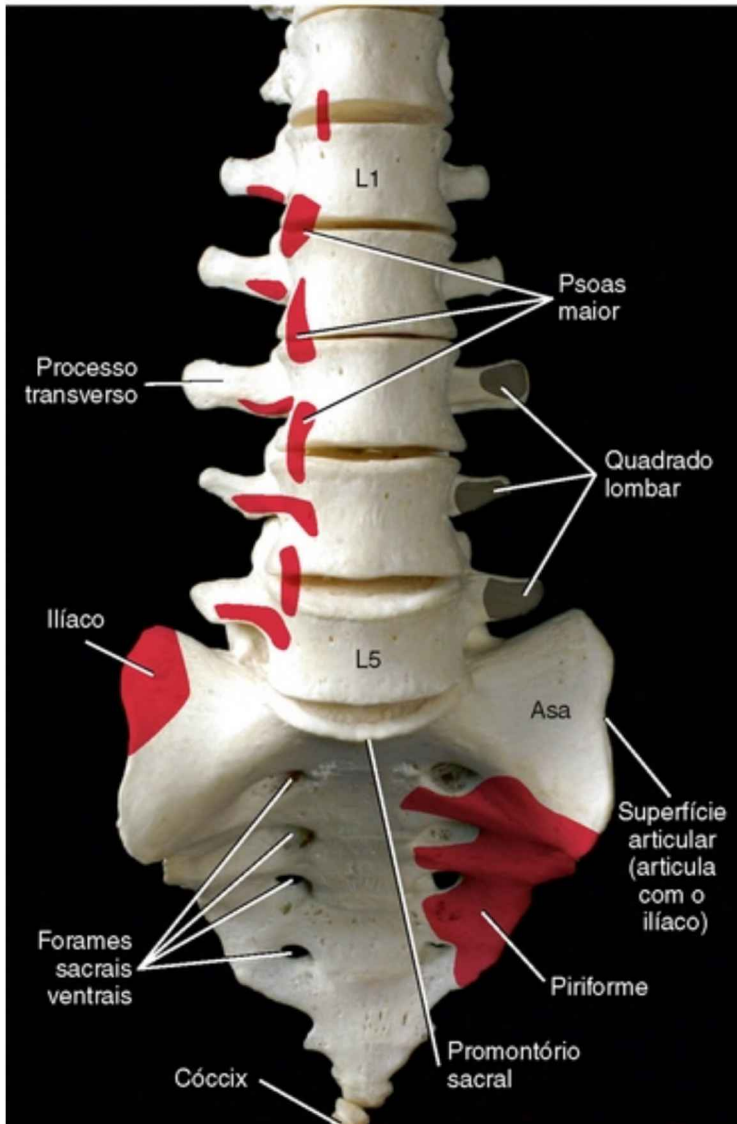


FIGURA 9-26 Vista anterior da região lombossacra. As fixações do piriforme, ilíaco e psoas maior estão indicadas em vermelho. As fixações do quadrado lombar estão indicadas em cinza.

## ENFOQUE ESPECIAL 9-2 Anomalias Desenvolvimentares das Articulações Apofisárias Lombares

Ao nascer, as superfícies articulares das articulações apofisárias da região lombar estão orientadas muito próximas ao plano frontal, similar a muitas articulações apofisárias torácicas. Entre o nascimento e os 11 a 12 anos de idade, entretanto, a orientação dentro de todas as articulações apofisárias lombares gradualmente se transforma para sua posição adulta final orientada levemente mais próxima do plano sagital (Fig. 9-25).<sup>23,167</sup> A lenta transformação estrutural é governada por diferentes velocidades de ossificação com os processos articulares. Bogduk descreve a possibilidade de que esta transformação possa ser influenciada pelo desenvolvimento da postura ereta da criança e as demandas exercidas sobre certos músculos, como os multífidos lombares.<sup>23</sup> Apesar de as articulações apofisárias continuarem a crescer durante a adolescência, a orientação espacial destas essencialmente se estabelece antes dos anos da adolescência.

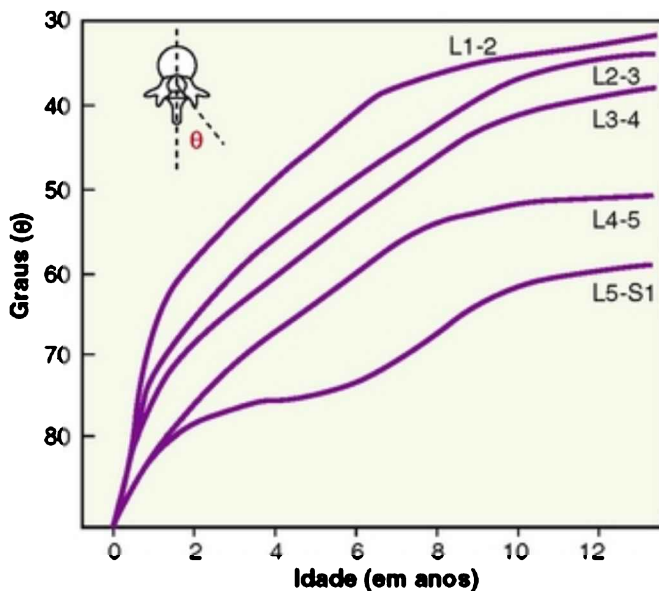


FIGURA 9-25 Gráfico demonstrando a orientação das superfícies articulares das articulações apofisárias lombares em função da idade.

(De Bigduk N: *Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum*, ed 4, St Louis, 2005, Churchill Livingstone.)

Variações naturais no desenvolvimento das articulações apofisárias lombares na infância podem criar variações estruturais que persistem na vida adulta. Embora as variações possam ser extremas, a maioria é relativamente leve, como uma ligeira assimetria bilateral entre as superfícies articulares direita e esquerda das articulações. (Um exemplo desta assimetria é evidente na comparação das facetas articulares superiores das vértebras ilustradas na Fig. 9-23.) Assimetrias bilaterais leves existem em aproximadamente 20 a 30% das vértebras lombares adultas, apesar de provavelmente não terem consequências.<sup>23</sup> Entretanto, nos casos mais extremos, a assimetria bilateral pode criar estresses desiguais e

instabilidade por todas as junções intervertebrais.<sup>47</sup> Embora as evidências sejam inconclusivas, os estresses elevados potencialmente podem predispor uma pessoa à degeneração prematura nas articulações apofisárias ou nos discos intervertebrais.<sup>63</sup>

A superfície anterior (pélvica) do sacro é lisa e côncava, e forma parte da parede posterior da cavidade pélvica (Fig. 9-26). Quatro pares de *forames sacrais ventrais (pélvicos)* transmitem os ramos ventrais das raízes nervosas espinais que formam grande parte do plexo sacral. A superfície dorsal do sacro é convexa e áspera em virtude das fixações dos músculos e ligamentos (Fig. 9-27). Vários *tubérculos espinais e laterais* marcam reminiscências dos processos espinosos e transversos fundidos, respectivamente. Quatro pares de *forames sacrais dorsais* transmitem os ramos dorsais das raízes dos nervos espinais sacrais.



### Vista posterolateral

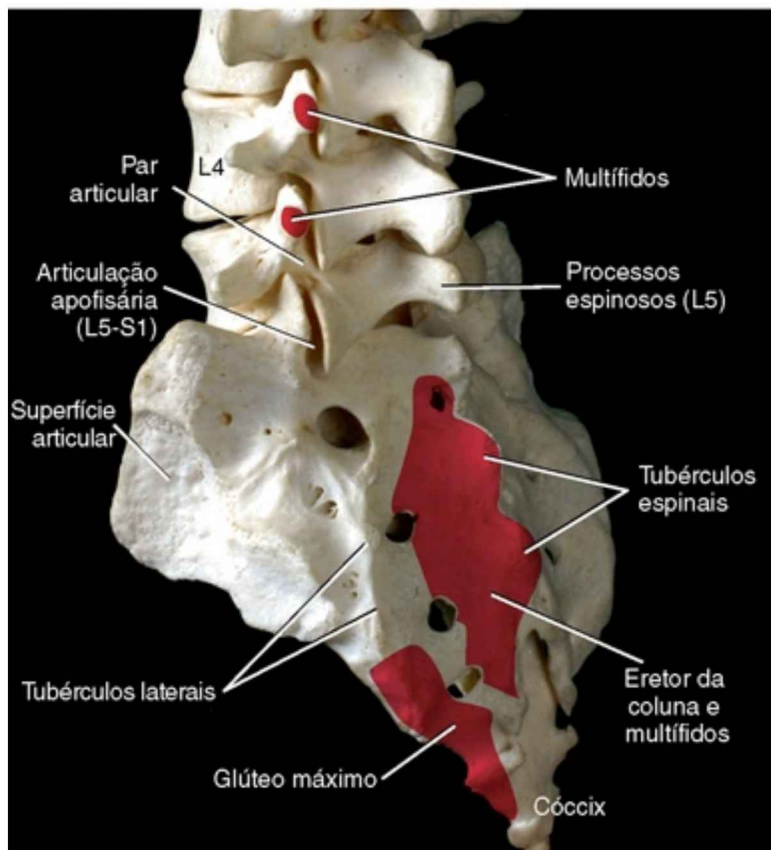


FIGURA 9-27 Uma vista posterolateral da região lombossacra. As fixações dos multifidos, ereter da coluna e glúteo máximo estão indicadas em vermelho.

A superfície superior do sacro demonstra uma clara representação do *corpo* da primeira vértebra sacral (Fig. 9-28). O bordo anterior pontiagudo do corpo de S1 é chamado de *promontório sacral*. O *canal sacral* triangular abriga e protege a cauda equina. Os *pedículos* são grossos e se estendem lateralmente na forma de *asas* do sacro.

Processos articulares superiores robustos possuem *facetas articulares superiores* que geralmente estão voltadas para a região posteromedial. Essas facetas fazem articulação com as facetas inferiores de L5 para formar as articulações apofisárias de L5-S1 (Fig. 9-27). A grande *superfície articular* faz articulação com o íliaco e forma a articulação sacroilíaca. O sacro se estreita caudalmente para formar seu *ápice*, um ponto de articulação com o cóccix.

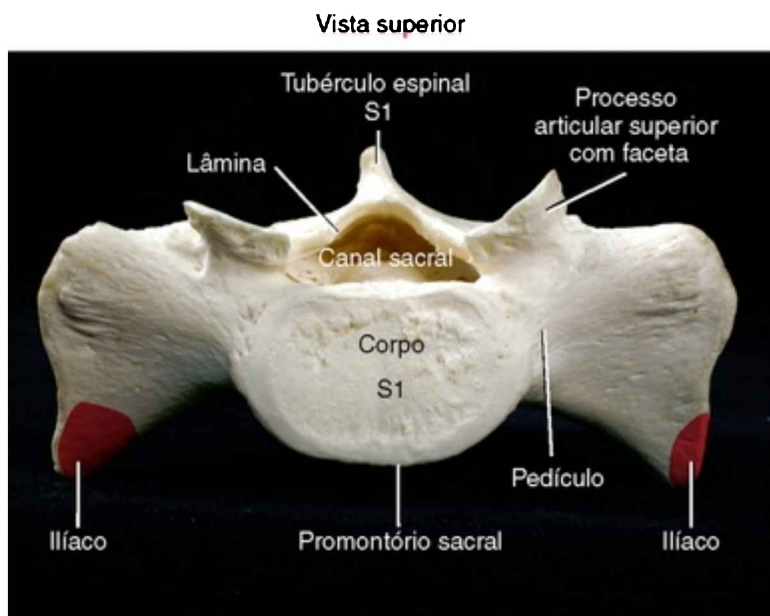


FIGURA 9-28 Uma vista superior do sacro. As fixações dos músculos íliacos estão indicadas em vermelho.

## CÓCCIX

O cóccix é um pequeno osso triangular que consiste em quatro vértebras fundidas (Fig. 9-27). A base do cóccix se une ao ápice do sacro na *articulação sacrococcígea*. A

articulação possui um disco fibrocartilagenoso e se mantém unida por vários pequenos ligamentos. A articulação sacrococcígea geralmente se funde na vida adulta. Em jovens, persistem pequenas *articulações intercoccígeas*; entretanto, estas tipicamente se fundem em adultos.<sup>188</sup>

### **ENFOQUE ESPECIAL 9-3** Cauda Equina

Ao nascer, a medula espinal e a coluna vertebral têm aproximadamente o mesmo comprimento. A partir daí, entretanto, a coluna vertebral cresce em uma velocidade um pouco mais rápida do que a da medula espinal. Conseqüentemente, no adulto a extremidade caudal da medula espinal termina geralmente adjacente à vértebra L1. As raízes nervosas lombossacrais, portanto, devem cursar uma maior distância caudalmente antes de chegarem a seus forames intervertebrais correspondentes (Fig. III-1 no Apêndice III, Parte A). Como um grupo, os nervos alongados se assemelham à cauda de um cavalo, daí o termo *cauda equina*.

A cauda equina é um conjunto de nervos periféricos embebidos em líquido cerebroespinal e localizada dentro do canal vertebral lombossacral. A fratura ou trauma severo na região lombossacral pode danificar a cauda equina, mas preservar a medula espinal. O dano à cauda equina pode resultar em paralisias musculares e atrofia, alteração de sensação, diminuição de reflexos. (Espasticidade com exagero de reflexos tipicamente ocorre com a lesão da medula espinal.) A cauda equina faz parte do sistema nervoso periférico (em contraste com o sistema nervoso central). Se rompidos, portanto, os nervos possuem pelo menos o potencial fisiológico para regeneração.

# ARTROLOGIA

---

## Junção Intervertebral Típica

A junção intervertebral típica possui três componentes funcionais: (1) os processos transversos e espinosos, (2) as articulações apofisárias e (3) uma articulação intersomática (Fig. 9-29). Os *processos espinosos* e *transversos* proveem facilitadores mecânicos ou alavancas que aumentam a potência de alavanca mecânica de músculos e ligamentos. As *articulações apofisárias* são originalmente responsáveis pela orientação do movimento intervertebral, como os trilhos de uma ferrovia guiam a direção de um trem. Como será enfatizado, a geometria, altura e orientação espacial das facetas articulares dentro das articulações apofisárias influenciam a direção prevalente do movimento intervertebral.

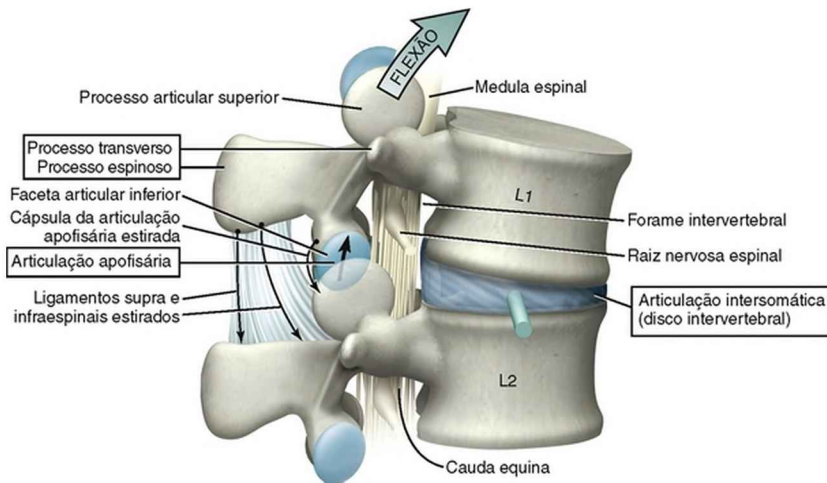


FIGURA 9-29 Um modelo destaca os três componentes funcionais de uma junção intervertebral típica: processos

transverso e espinosos, articulações apofisárias e articulação intersomática, incluindo o disco intervertebral. A junção L1-L2 é demonstrada em flexão, orientada pelo deslizamento entre as superfícies da faceta articular das articulações apofisárias (*seta preta grossa*). O eixo de rotação medial-lateral é demonstrado através da articulação intersomática. Os ligamentos intra e supraespinais estão estirados. Observe a compressão da frente do disco intervertebral. Observe também que a medula espinal termina próximo à vértebra L1 e depois forma a cauda equina.

*Articulações intersomáticas* conectam um disco intervertebral a um par de corpos vertebrais. A função primária dessas articulações é absorver e distribuir as cargas através da coluna vertebral. Normalmente, pelo menos na coluna lombar, a articulação intersomática aceita uma grande parte do peso que é transmitida através da junção intervertebral. Conforme indicado na Figura 9-29, a flexão da coluna transfere uma proporção ainda maior do peso corporal sobreposto na direção anterior, para a articulação intersomática. Além disto, as articulações intersomáticas fornecem a maior fonte de adesão entre as vértebras,<sup>85</sup> atuam como eixos aproximados de rotação e atuam como espaçadores intervertebrais deformáveis. Como espaçadores, os discos intervertebrais constituem aproximadamente 25% da altura total da coluna vertebral. A importância funcional do espaço criado pelo disco intervertebral saudável não pode ser deixada de lado. Quanto maior for o espaço intervertebral relativo, maior a capacidade de um corpo vertebral “balançar” para a frente e para trás em relação ao outro, por exemplo. Na ausência de espaço discal, a interface osso-osso quase plana entre dois corpos consecutivos bloqueia a rotação nos planos sagital e frontal permitindo somente inclinação ou

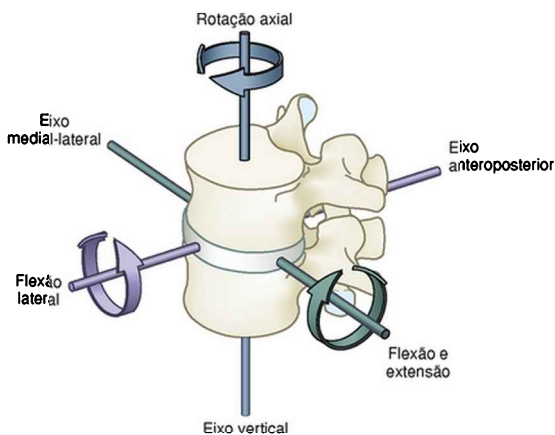
translação excessiva. Finalmente, o espaço criado pelos discos intervertebrais fornece passagem adequada para a saída das raízes nervosas espinais.

Lesões que envolvem as articulações apofisárias ou intersomáticas podem ser resultantes de trauma, estresse cumulativo, idade avançada, doenças ou combinações destes problemas. A despeito da causa, danos que envolvem estas articulações podem levar a uma cinética anormal e dolorosa, distorção na postura e compressão mecânica dos tecidos neurais. A apreciação das relações espacial e física entre a neurologia, osteologia e artrologia de uma junção intervertebral típica aumenta enormemente a capacidade de compreensão e avaliação de várias das abordagens utilizadas no tratamento da dor e da disfunção relacionada com a coluna.

## **TERMINOLOGIA QUE ENVOLVE O MOVIMENTO**

Com poucas importantes exceções, o movimento dentro de qualquer articulação intervertebral é relativamente pequeno. Entretanto, quando avaliados por toda a coluna vertebral, esses pequenos movimentos podem gerar uma considerável rotação angular. A *osteocinématica* através de todo o esqueleto axial (que inclui a coluna vertebral e o crânio) é descrita como rotações dentro dos três planos cardeais. Cada plano, ou grau de liberdade, está associado a um eixo de rotação, direcionado aproximadamente através do corpo da articulação intersomática (Fig. 9-30).<sup>174</sup> Por convenção, o movimento através da coluna vertebral, incluindo a cabeça em relação à coluna cervical, é descrito da região cranial para caudal, com a direção de movimento referenciada por um ponto na face *anterior* do segmento vertebral mais cranial (superior). Durante a

rotação axial de C4-C5 para a esquerda, por exemplo, um ponto no corpo anterior de C4 roda para a esquerda, apesar de o processo espinhoso rodar para a direita.



Terminologia que Descreve a Osteocinética do Esqueleto Axial

Terminologia Comum	Plano de Movimento	Eixo de Rotação	Outra Terminologia
Flexão e Extensão	Sagital	Medial-lateral	Inclinação anterior e posterior
Flexão lateral para a direita ou esquerda	Frontal	Anteroposterior	Inclinação lateral para a direita ou esquerda
Rotação axial para a direita ou esquerda*	Horizontal	Vertical	Rotação, torção

\*A rotação axial da coluna é definida pela direção de movimento de um ponto na face anterior do corpo vertebral.

FIGURA 9-30 Terminologia que descreve a osteocinémática da coluna vertebral; ilustrado para uma junção intervertebral lombar típica.

A *artrocínética* do movimento intervertebral descreve o movimento relativo *entre* as superfícies das facetas articulares dentro das articulações apofisárias. A maioria das superfícies facetárias é plana ou quase plana, e termos como *aproximação*, *separação* (ou *afastamento*) e *deslizamento* descrevem adequadamente a artrocínética (Tabela 9-5).

TABELA 9-5 Terminologia que Descreve a Artrocínemática das

## Articulações Apofisárias

<b>Terminologia</b>	<b>Definição</b>	<b>Exemplo Funcional</b>
<i>Aproximação</i> das superfícies articulares	Uma superfície da faceta articular tende a se mover para mais perto de sua faceta parceira. A aproximação articular geralmente é causada por uma força de <i>compressão</i>	Rotação axial entre L2 e L2 tipicamente causa a aproximação (compressão) da articulação apofisária contralateral
<i>Separação</i> (espaçamento) entre as superfícies articulares	Uma superfície da faceta articular tende a se mover para longe de sua faceta parceira. A separação articular geralmente é causada por uma força de <i>distração</i>	A tração terapêutica é um modo de descomprimir ou separar as articulações apofisárias
<i>Deslizamento</i> entre as superfícies articulares	Uma faceta articular faz translação em direção linear ou curvilinear em relação à outra faceta articular. O deslizamento entre as superfícies articulares é causado por uma força direcionada tangencialmente às superfícies articulares	Flexão-extensão da coluna cervical média a inferior

## ESTRUTURA E FUNÇÃO DAS ARTICULAÇÕES



## APOFISÁRIAS

A coluna vertebral contém 24 pares de articulações apofisárias. Cada articulação apofisária é formada entre superfícies facetas articulares opostas (Fig. 9-31). Mecanicamente classificadas como *articulações planas*, as articulações apofisárias são revestidas por cartilagem articular e envoltas por uma cápsula revestida por sinóvia e bem inervada. Apesar de exceções e variações normais serem comuns, as superfícies articulares da maior parte das articulações apofisárias são essencialmente planas. Superfícies articulares levemente curvas estão presentes principalmente na região cervical superior e em toda a região lombar.

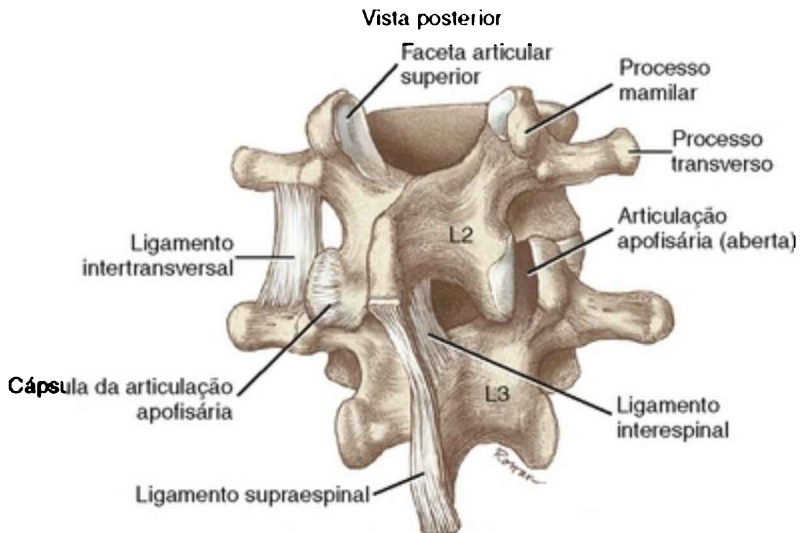


FIGURA 9-31 Uma vista posterior da segunda e terceira vértebras lombares. A cápsula e os ligamentos da articulação apofisária direita foram removidos para demonstrar o alinhamento vertical das superfícies articulares. A vértebra de cima está rodada para a *direita* para expor maximamente as

superfícies articulares da articulação apofisária direita. Observe o leve espaço dentro da articulação apofisária direita.

A palavra *apófise* significa “projeção para fora”, enfatizando a natureza protrusa dos processos articulares. Ao atuarem como barricadas mecânicas, os processos articulares permitem certos movimentos, mas bloqueiam outros. Em geral, as articulações apofisárias orientadas quase que verticalmente dentro das regiões torácica inferior, lombar e lombossacral bloqueiam a translação anterior excessiva de uma vértebra em relação à outra. Funcionalmente, *i. e.* importante porque uma translação anterior excessiva pode comprometer de modo significativo o volume do canal vertebral – o espaço ocupado pela medula espinal ou pela passagem das raízes nervosas.

A orientação do plano das superfícies facetárias dentro de cada articulação influencia fortemente a cinemática em diferentes regiões através da coluna vertebral. Como regra geral, *superfícies facetárias horizontais favorecem a rotação axial*, enquanto as *superfícies facetárias verticais* (tanto no plano sagital como no frontal) *bloqueiam a rotação axial*. Entretanto, a maioria das superfícies das articulações apofisárias está orientada em um ponto entre o horizontal e o vertical. A Figura 9-32 demonstra a típica orientação articular para as facetas articulares superiores nas regiões cervical, torácica e lombar. O plano das superfícies facetárias explica, em parte, por que a rotação axial é muito maior na região cervical do que na região lombar. Fatores adicionais que influenciam o movimento predominante em cada região espinal incluem os tamanhos dos discos intervertebrais (em relação aos corpos vertebrais associados), o formato geral das vértebras, as ações

musculares locais e as fixações feitas por costelas ou ligamentos.

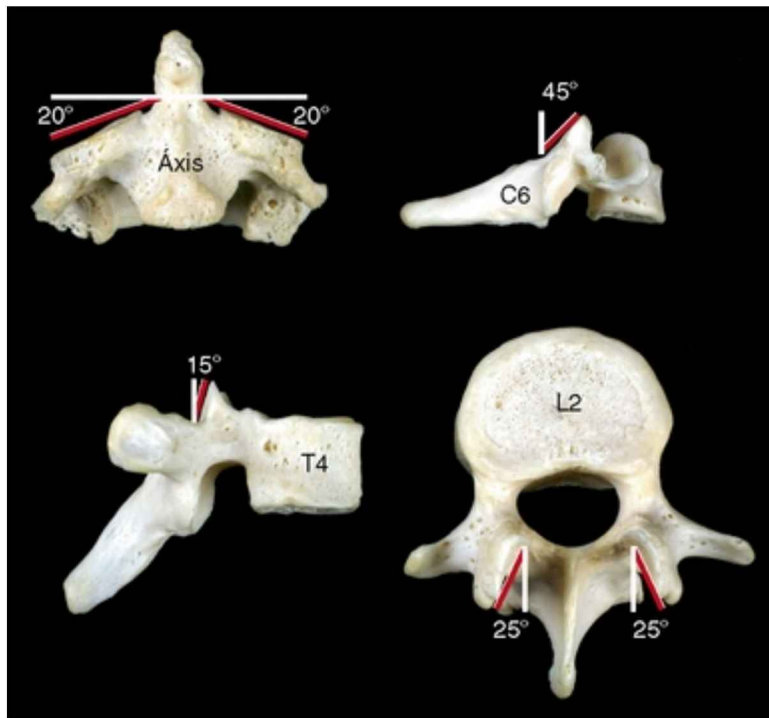


FIGURA 9-32 Orientações espaciais são demonstradas para um conjunto típico de superfícies de facetas articulares superiores (ou articulações apofisárias) das vértebras cervicais, torácicas e lombares. A linha vermelha indica o plano da faceta articular superior, mensurado em relação à linha de referência horizontal ou vertical.

## ESTRUTURA E FUNÇÃO DAS ARTICULAÇÕES INTERSOMÁTICAS

De C2-C3 e L5-S1, podem ser encontradas 23 *articulações intersomáticas* na coluna vertebral. Cada articulação

intersomática contém um disco intervertebral interveniente, placas terminais vertebrais e os corpos vertebrais adjacentes. Anatomicamente, essa articulação é classificada como uma *sinartrose* cartilaginosa (Cap. 2).

### **Considerações Estruturais dos Discos Intervertebrais Lombares**

Grande parte do que se sabe sobre a estrutura e função dos discos intervertebrais se baseia em pesquisas realizadas na região lombar.<sup>23</sup> O foco da pesquisa reflete a alta frequência de degeneração discal, especialmente nos segmentos vertebrais inferiores.

Um disco intervertebral lombar consiste em um núcleo pulposo central circundado por um anulo fibroso (Fig. 9-33). O *núcleo pulposo* é um gel tipo polpa localizado na parte média posterior do disco. Em jovens, o núcleo pulposo dentro dos discos lombares é formado de 70 a 90% de água.<sup>188</sup> O núcleo hidratado permite que o disco funcione como um sistema de absorção hidráulico de choque, capaz de dissipar e transferir cargas de modo contínuo através de vértebras consecutivas. O núcleo pulposo é espessado em uma consistência tipo gel por proteoglicanos de cadeias relativamente grandes. Cada proteoglicano é um agregado de vários glicosaminoglicanos unidos à água ligados às proteínas centrais (Cap. 2).<sup>6,66</sup> Dispersos através da mistura hidratada de proteoglicanos, encontramos finas fibras de colágeno do tipo II, fibras de elastina e outras proteínas. O colágeno forma uma infraestrutura que ajuda a suportar a rede de proteoglicanos. Números muito pequenos de condrócitos e fibrócitos estão entremeados pelo núcleo, e

são responsáveis pela síntese e regulação das proteínas e proteoglicanos. Nos muito jovens, o núcleo pulposo contém poucos condrócitos remanescentes do notocordo primitivo.<sup>169,188</sup>

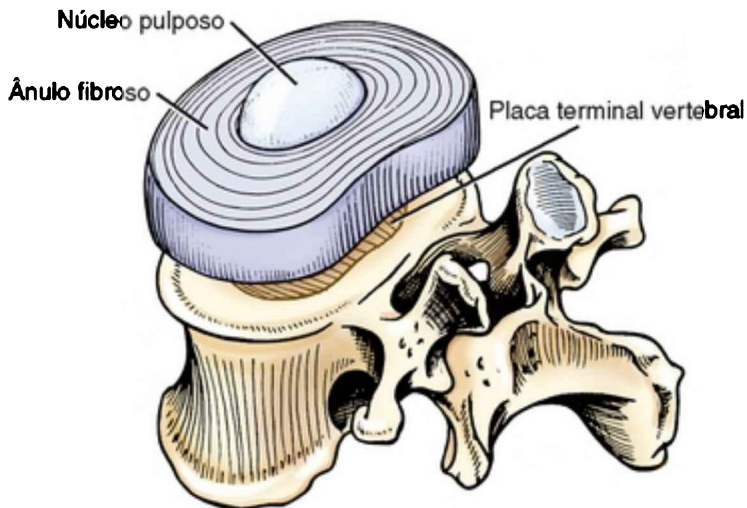


FIGURA 9-33 O disco intervertebral elevado da placa vertebral subjacente.

(Modificado de Kapandji IA: *The physiology of joints*, vol 3, New York, 1974, Churchill Livingstone.)

#### **ENFOQUE ESPECIAL 9-4** Estruturas Intra-articulares Localizadas dentro das Articulações Apofisárias

Estruturas acessórias pequenas e inconsistentemente formadas (inclusões) são tipicamente encontradas nas margens das articulações apofisárias, mais frequentemente descritas nas regiões cervical superior e lombar.<sup>23,129</sup> Na coluna lombar, Bogduk descreve dois tipos primários de estruturas acessórias: coxins adiposos subcapsulares e meniscoides fibroadiposos.<sup>23</sup>

Os *coxins adiposos subcapsulares* preenchem pequenas fissuras formadas entre a cápsula e a membrana sinovial subjacente, tipicamente nas margens superior e inferior da articulação. Os coxins adiposos subcapsulares podem se estender para fora da articulação através de fendas muito pequenas na cápsula. Quando totalmente formados, os maiores coxins adiposos extracapsulares na região lombar preenchem parte do espaço entre a lâmina e os músculos multífidos sobrejacentes.

*Meniscoides fibroadiposos* formam outro conjunto de tecido conjuntivo encontrado na periferia das articulações apofisárias. Estas estruturas variam de espessamentos ou “pregas” de tecido conjuntivo variadamente dispostos ao longo da superfície interna da cápsula articular, até dobras de sinóvia que encapsulam pequenos coxins adiposos, fibras de colágeno e vasos sanguíneos. Os maiores meniscoides fibroadiposos podem se estender por vários milímetros para a articulação apofisária.<sup>23</sup>

A função das inclusões intra-articulares dentro das articulações apofisárias é controversa. Alguns autores descreveram estas como espaçadores deformáveis que ajudam a dissipar as forças de compressão dentro da articulação.<sup>73,129</sup> Outros especularam que as estruturas são destinadas a cobrir parcialmente a cartilagem articular que se torna exposta nos extremos de movimentos.<sup>23</sup> Essa cobertura transitória pode proteger e lubrificar as superfícies expostas até que a articulação retorne a sua posição neutra. Embora as opiniões variem, as inclusões intra-articulares podem ter importante relevância clínica. Os maiores meniscoides fibroadiposos nas regiões cervicais podem ser comprimidos quando as articulações apofisárias são hiperestendidas de maneira forçada, como durante uma lesão cervical em chicotada.<sup>99</sup> Os

meniscoides podem se proliferar após uma imobilização de longa duração e restringir o movimento espinal. Como esses tecidos são inervados, podem ser uma fonte de dor.<sup>74</sup>

O *ânulo fibroso* nos discos lombares consiste principalmente em 15 a 25 camadas concêntricas ou anéis, de fibras de colágeno.<sup>23</sup> Como uma rosca que circunda a geleia em um *donut*, os anéis de colágeno envolvem e fisicamente aprisionam o núcleo central predominantemente líquido. O ânulo fibroso contém material e células similares às encontradas no núcleo pulposo, diferindo principalmente em proporção. No ânulo, o colágeno forma aproximadamente 50 a 60% do peso seco, comparados com somente 15 a 20% no núcleo pulposo.<sup>23</sup> A proteína elastina em abundância está entremeadada em paralelo aos anéis de colágeno se constituindo um elemento da elasticidade circunferencial ao ânulo fibroso.<sup>225</sup>

As camadas mais externas ou periféricas do ânulo fibroso consistem principalmente em colágeno dos tipos I e II.<sup>35</sup> Esta disposição confere resistência e flexibilidade circunferencial ao disco, bem como é um meio de ligar o ânulo aos ligamentos longitudinais anterior e posterior e ao bordo adjacente dos corpos vertebrais e placas terminais. (As camadas externas do ânulo fibroso contêm os únicos nervos sensitivos do disco; consulte inervação do disco, Cap. 10). As camadas internas mais profundas do ânulo contêm menos colágeno do tipo I e mais água que gradualmente se transforma em tecido com características similares às daquelas do núcleo pulposo localizado centralmente.<sup>228</sup>

Normalmente, as forças de compressão que atuam sobre o disco aumentam a pressão hidrostática dentro do núcleo pulposo. A elevação e a contenção na pressão hidrostática na realidade absorvem e distribuem de modo equilibrado as cargas através de toda a junção intervertebral. Discos totalmente hidratados e pressurizados protegem não somente as articulações intersomáticas, mas também, indiretamente, as articulações apofisárias. Um disco desidratado e afilado gera cargas compressivas desproporcionalmente maiores sobre as articulações apofisárias. Por este motivo, algumas autoridades alegam que um disco degenerado leva a uma artrite subsequente (ou artrose) das articulações apofisárias.<sup>97</sup> Entretanto, alguns autores defendem uma relação oposta de causa-efeito – que a diminuição do espaço discal dentro de articulações apofisárias degeneradas favorece a degeneração discal.<sup>61</sup> Ambos os argumentos são válidos.

Os discos intervertebrais são estabilizadores muito importantes da coluna. Esta função estabilizadora é originalmente o resultado da configuração estrutural das fibras de colágeno dentro do ânulo fibroso. Conforme demonstrado na Figura 9-34, a maioria das fibras se orienta em um padrão geométrico bastante preciso. Na região lombar, os anéis de colágeno estão orientados, na média, a 65 graus em relação ao plano vertical, com fibras das camadas adjacentes cursando em direções opostas.<sup>23,122</sup> Esta disposição estrutural oferece resistência significativa contra a distração intervertebral (separação vertical), cisalhamento (deslizamento) e torção (giros).<sup>85</sup> Se as fibras de colágeno hidratadas cursarem quase



verticalmente, o disco resistiria mais efetivamente às forças de distração, mas não deslizamento ou torção. Em contraste, se todas as fibras cursarem em direção quase paralela em relação ao topo do corpo vertebral, o disco resistiria mais efetivamente ao cisalhamento e à torção, mas não à distração. O ângulo de 65 graus provavelmente representa um compromisso geométrico que permite que as forças tensoras sejam aplicadas fundamentalmente contra a maioria dos movimentos naturais da coluna lombar. As forças de distração são um componente inerente da flexão, extensão e flexão lateral, e ocorrem quando um corpo vertebral se inclina levemente, separando-se de seu vizinho. As forças de cisalhamento e torção são produzidas durante virtualmente todos os movimentos da coluna vertebral. Em virtude da disposição alternada das camadas do ânulo, somente as fibras de colágeno orientadas na direção do deslizamento ou giro se tornam rígidas; as fibras em qualquer outra camada se afrouxam.

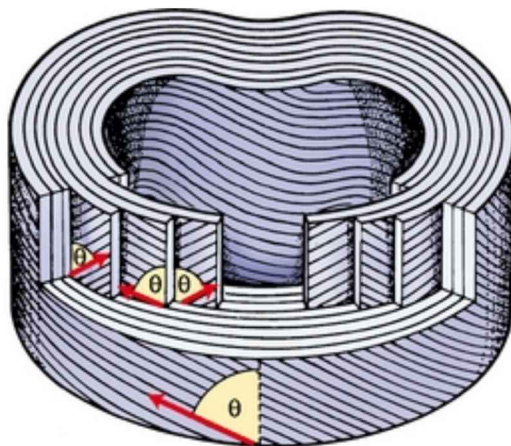


FIGURA 9-34 A organização detalhada do ânulo fibroso demonstrada com o núcleo pulposo removido. As fibras de

colágeno estão dispostas em várias camadas concêntricas, com fibras em cada camada intercalada que cursam em direções idênticas. A orientação de cada fibra de colágeno (descrita como  $\Theta$ ) é de aproximadamente 65 graus a partir da posição vertical.

(Modificado de Bogduk N: *Clinical anatomy of the lumbar spine*, Ed 4, New York, 2005, Churchill Livingstone.)

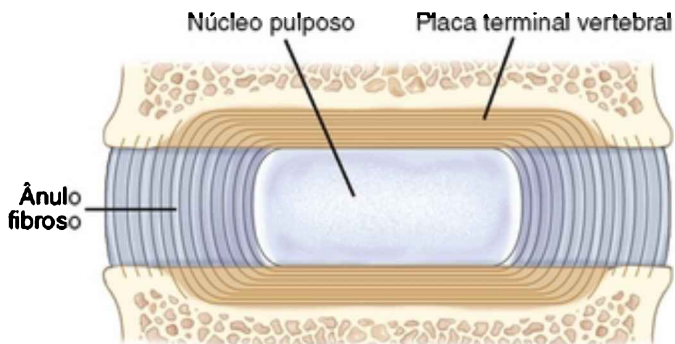
Em contraste com a região lombar, o ânulo fibroso na região cervical não possui anéis concêntricos completos que circundem o núcleo.<sup>130</sup> Quando um disco cervical é visto por cima, o ânulo possui um formato de crescente, espesso ao longo do bordo anterior, que se afila progressivamente até uma fina camada nas margens laterais do disco. Pouca ou nenhuma fibra anular existe na região das articulações uncovertebrais. Uma pequena fissura (ou fenda) tipicamente se estende horizontalmente para dentro a partir de cada articulação uncovertebral e cursa para regiões mais profundas do disco.<sup>130</sup> Apesar de a função das fissuras ser obscura, elas provavelmente aumentam a liberdade de movimento dentro da região cervical. O ânulo posterior é separado das regiões anterior e lateral. Ele é fino e orientado verticalmente, em paralelo com o ligamento longitudinal posterior adjacente.<sup>130</sup>

### **Placas Terminais Vertebrais**

As *placas terminais vertebrais* no adulto são coberturas cartilaginosas relativamente finas de tecido conjuntivo que cobrem grande parte das superfícies superior e inferior dos corpos vertebrais (Fig. 9-33). Ao nascer, as placas terminais são bastante espessas e responsáveis por aproximadamente 50% da altura de cada espaço intervertebral. Durante a infância, as placas terminais

funcionam como placas de crescimento para as vértebras; no adulto, as placas terminais diminuem e ocupam somente cerca de 5% da altura de cada espaço intervertebral.<sup>169</sup>

A superfície da placa terminal vertebral que está voltada para o disco é composta principalmente por fibrocartilagem, que se liga direta e fortemente com o colágeno do ânulo fibroso (Fig. 9-35). Esta ligação fibrocartilaginosa forma a adesão primária entre vértebras consecutivas. Em contraste, a superfície da placa terminal que está voltada para o corpo vertebral é composta principalmente por cartilagem calcificada que está fracamente afixada ao osso. Esta interface placa terminal-osso geralmente é descrita como o “elo fraco” dentro da articulação intersomática, geralmente o primeiro componente da articulação intersomática a fraturar sob carga compressiva alta ou repetitiva.<sup>136</sup> Uma placa terminal perfurada ou fraturada pode permitir o escape de proteoglicanos do núcleo pulposo e causar a ruptura estrutural do disco.<sup>77,162</sup> Essa ruptura causa instabilidade espinal.<sup>227</sup>



---

FIGURA 9-35 Um corte vertical através da articulação intersomática demonstra a posição relativa das placas terminais vertebrais.

*(Modificado de Bogduk N: Clinical anatomy of the lumbar spine, Ed 4, New York, 2005, Churchill Livingstone.)*

Somente os anéis externos mais periféricos do ânulo fibroso contêm vasos sanguíneos. Por este motivo, grande parte do disco possui uma capacidade de cicatrização inerentemente limitada. Nutrientes essenciais como a glicose e o oxigênio devem se difundir a uma grande distância para atingir as células mais profundas que mantêm o baixo, mas essencial, metabolismo do disco. A fonte desses nutrientes se localiza nos vasos sanguíneos localizados no ânulo mais superficial e, mais substancialmente, no sangue armazenado nos corpos vertebrais adjacentes.<sup>77</sup> Grande parte desses nutrientes deve se difundir através da placa terminal vertebral e através da matriz extracelular do disco, eventualmente atingindo as células que residem na profundidade do disco.<sup>62,165</sup> Essas células devem receber nutrição para fabricar proteoglicanos extracelulares em quantidade e qualidade essenciais. Discos envelhecidos, por exemplo, tipicamente demonstram permeabilidade reduzida e calcificação elevada das placas terminais vertebrais, que, por sua vez, reduzem o fluxo de nutrientes e oxigênio para o disco.<sup>25,169</sup> Este processo relacionado com a idade pode inibir o metabolismo intracelular e a síntese de proteoglicanos. Um conteúdo menor de proteoglicanos reduz a capacidade de os músculos atraírem e reterem água, limitando suas capacidades de absorver e transferir

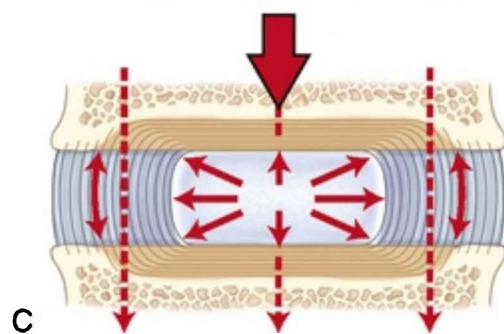
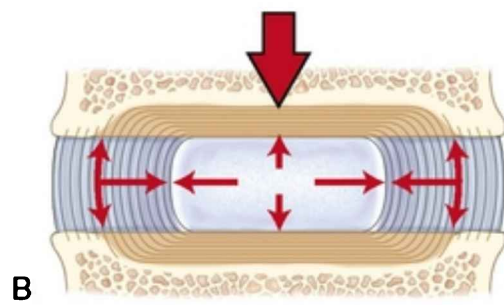
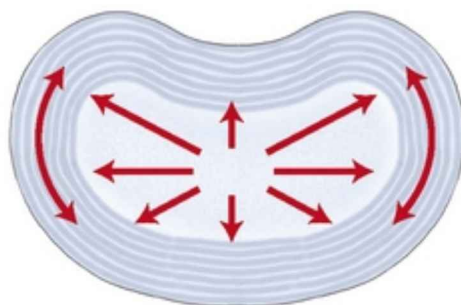
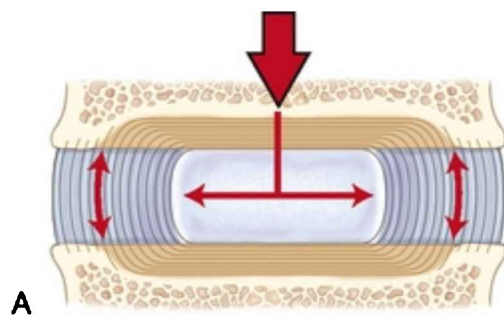
cargas de modo efetivo.<sup>91</sup>

### **Disco Intervertebral como Distribuidor de Pressão Hidrostática**

A coluna vertebral é a estrutura de suporte primário para o tronco e para a região superior do corpo. Quando um indivíduo fica ereto, por exemplo, aproximadamente 80% da carga suportada por duas vértebras lombares vizinhas é carregada através da articulação intersomática; os 20% restantes são suportados pelos elementos posteriores, como as articulações apofisárias e lâminas.<sup>5</sup>

Os discos intervertebrais se destinam à absorção de choque de modo a proteger o osso da pressão excessiva que pode resultar do peso corporal ou contração muscular excessiva. As forças de compressão empurram as placas terminais para dentro na direção do núcleo pulposo. Preenchido principalmente com água e, portanto, essencialmente incompressível, o núcleo jovem e saudável responde deformando-se radialmente e para fora de encontro ao ânulo fibroso (Fig. 9-36, A). A deformação radial sofre resistência pela tensão criada dentro dos anéis distendidos de colágeno e elastina do ânulo fibroso (Fig. 9-36, B). A pressão dentro de todo o disco é, desta forma, transmitida de modo equilibrado para a vértebra adjacente (Fig. 9-36, C). Quando a força compressiva é removida das placas terminais, as fibras distendidas de colágeno e elastina retornam ao comprimento original de pré-carga, prontas para uma nova força compressiva. Este mecanismo permite que as forças compressivas sejam compartilhadas por várias estruturas, impedindo o surgimento de um pequeno ponto de alta pressão sobre qualquer tecido

isolado. Em virtude das propriedades viscoelásticas, o disco intervertebral resiste a uma compressão aplicada de forma rápida ou excessiva mais do que uma compressão lenta ou leve.<sup>101</sup> Portanto, o disco pode ser flexível em cargas muito baixas e relativamente rígido em cargas elevadas.



---

**FIGURA 9-36** O mecanismo de transmissão de força através de um disco intervertebral. **A**, Forças de compressão do peso corporal e contração muscular (*seta reta*) elevam a pressão hidrostática do núcleo pulposo. Por sua vez, a pressão aumentada eleva a tensão no ânulo fibroso (*setas curvas*). **B**, O aumento da tensão no ânulo inibe a expansão radial do núcleo. O aumento da pressão nuclear também é exercido para cima e para baixo de encontro às placas terminais vertebrais. **C**, A pressão dentro do disco é redistribuída de maneira equilibrada para vários tecidos e é transmitida através das placas terminais para a vértebra adjacente.

(Modificado de Bogduk N: *Clinical anatomy of the lumbar spine*, Ed 4, New York, 2005, Churchill Livingstone.)

### **Mensurações *In Vivo* das Pressões do Núcleo Pulposo**

Estudos *in vivo* confirmaram que a pressão dentro do núcleo pulposo na região lombar é relativamente baixa em repouso na posição de decúbito dorsal.<sup>13,140,219</sup> Ocorrem pressões discais muito maiores em atividades que combinam a inclinação anterior e a necessidade de contração vigorosa da musculatura do tronco. As pressões intradisciais podem se elevar a níveis surpreendentemente altos e podem produzir alterações transitórias no formato mesmo em um disco saudável. A flexão mantida da coluna lombar, por exemplo, pode reduzir levemente a altura de um disco conforme a água é lentamente forçada para fora. A *extensão* lombar mantida e completa, em contraste, reduz a pressão no disco; isto permite que a água seja reabsorvida pelo disco, reinsuflando ao seu nível natural.

Nos dados *in vivo* sobre a pressão dentro do disco durante o movimento e alterações na postura aumentaram em grande parte a compreensão sobre os modos de reduzir



a lesão discal. Dados produzidos por dois estudos separados são comparados na Figura 9-37.<sup>138,219</sup> Ambos os estudos reforçam três pontos: (1) as pressões discais são mais elevadas quando o indivíduo sustenta a carga pela frente do corpo, especialmente quando o indivíduo se inclina para a frente; (2) a elevação de uma carga com os joelhos flexionados exerce menor pressão sobre o disco lombar do que a elevação de uma carga com os joelhos em posição neutra (o último método tipicamente gera maior demanda sobre os músculos do dorso); e (3) o ato de sentar de modo relaxado com o tronco para a frente produz maior pressão discal do que o ato de sentar em posição ereta. Estes pontos servem como base teórica para vários programas educacionais criados para pessoas com degeneração discal, inclusive hérnia discal.

Rights were not granted to include this figure in electronic media.  
Please refer to the printed publication.

---

**FIGURA 9-37** Comparação entre dados de dois estudos pressóricos intradiscais (ver texto). Cada estudo mensurou as pressões *in vivo* de um núcleo pulposo lombar de um indivíduo de 70 kg durante posturas e atividades comuns. As pressões são normalizadas para a postura em pé.

*(Modificado de Wilke H-J, Neef P, Caimi M, et AL: New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life, Spine 24:755, 1999.)*

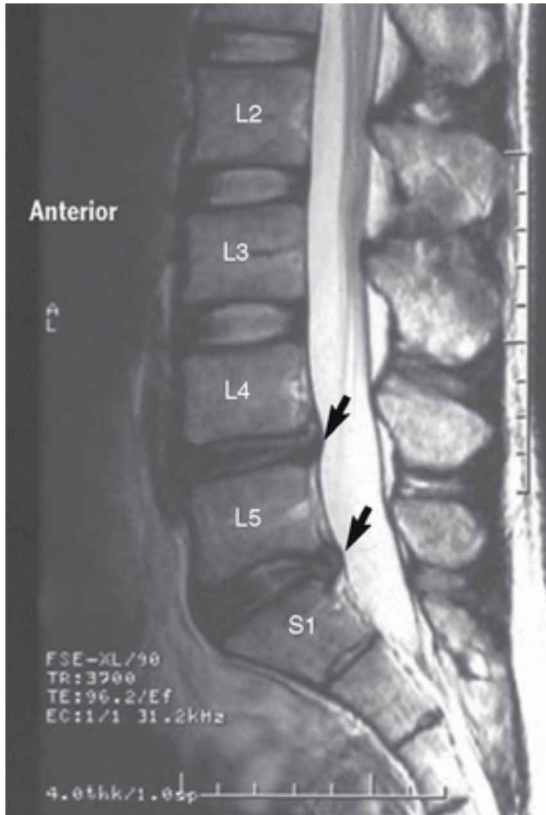
### **Flutuações Diurnas no Conteúdo de Água dentro dos Discos Intervertebrais**

Quando uma coluna saudável está descarregada, como durante repousos no leito, a pressão dentro do núcleo pulposo é relativamente baixa.<sup>138</sup> Essa pressão relativamente baixa, combinada com a natureza hidrofílica do núcleo pulposo, atrai água para o disco. Como resultado, o disco intumescce levemente quando a pessoa dorme. Quando o indivíduo acorda e assume a postura em pé, entretanto, a carga produz forças de compressão através das placas terminais vertebrais que empurram a água para fora do disco.<sup>94</sup> O ciclo natural de intumescimento e contração do disco produz uma variação diurna de 1% no comprimento corporal geral.<sup>201</sup> A variação diária possui uma forte relação inversa com a idade. Karakida e colaboradores utilizaram as imagens de ressonância magnética (RM) para mensurar a variação no conteúdo de água nos discos de um grupo de trabalhadores entre as idades de 23 e 56 anos, sem história de dor lombar.<sup>100</sup> Notavelmente, a variação diurna significativa no conteúdo de água foi encontrada somente nos discos de pessoas *com menos de 35 anos de idade*. Estes achados são consistentes com o fato de que a capacidade de retenção de

água dos discos intervertebrais naturalmente diminui com o passar dos anos.<sup>6,14</sup> A desidratação relativa é causada pelo declínio paralelo, relacionado à idade no conteúdo de proteoglicano discal.<sup>158,203</sup>

Um núcleo pulposo relativamente desidratado exerce menos pressão hidrostática quando comprimido.<sup>23</sup> Quando relativamente despressurizado, o disco pode se abaular para fora quando comprimido, similar a um “pneu vazio”. O disco intervertebral mais velho e degenerado é subsequentemente menos capaz de amortecer de modo uniforme o corpo vertebral e as placas terminais contra cargas compressivas.<sup>145</sup> Como consequência, a degeneração discal aumenta com o passar dos anos e afeta a maioria das pessoas, em graus variáveis entre os 35 ou 40 anos de idade.<sup>78,100,158,164,206</sup> Um diagnóstico de *degeneração discal* é mais efetivamente realizado com o uso da RM, tipicamente baseado em uma diminuição de intensidade de sinal na imagem ponderada T2 (indicativo de diminuição do conteúdo de água), perda da distinção entre o bordo do ânulo fibroso e o núcleo pulposo, abaulamento nuclear e diminuição do espaço discal.<sup>78,100,157,164</sup> A imagem de RM na Figura 9-38 demonstra uma diminuição da intensidade de sinal entre L4-L5 e L5-S1 juntamente com abaulamento nuclear. Além disto, um disco degenerado pode demonstrar fissuras circunferenciais, radiais e periféricas (fendas) dentro do ânulo.<sup>78</sup> De acordo com Adams, essas fissuras podem ser observadas mesmo em adolescentes.<sup>6</sup> A degeneração excessiva também pode estar associada a uma despressurização completa do núcleo em conjunção com a

deslaminação das fibras anulares e microfraturas das placas terminais vertebrais.<sup>78</sup> Em alguns casos, a ruptura interna das fibras anulares pode levar à herniação (prolapso) do núcleo pulposo (tipicamente posterior na direção do canal espinal). Notavelmente, uma percentagem significativa de pessoas com sinais observáveis de degeneração discal na RM permanece assintomática, *sem* experimentar deterioração mecânica continuada ou perda da função.<sup>95</sup> O tópico importante da degeneração discal, incluindo a herniação discal, é descrito com maiores detalhes mais adiante neste capítulo.



**FIGURA 9-38** Imagem ponderada T2 mediosagital de RM de um homem de 35 anos de idade com história de dor lombar recorrente provocada por flexão lombar prolongada ou repetida. A evidência de degeneração discal é indicada pela diminuição de sinal (mais escuro) nas regiões nucleares de L4-L5 e L5-S1. O deslocamento posterior ou “abaulamento” do disco também é observável nas junções L4-L5 e L5-S1 (*setas*)

*(Cortesia de Paul F. Beattie PT, PhD.)*

## **ANATOMIA REGIONAL E CINEMÁTICA ATRAVÉS DA COLUNA VERTEBRAL**

Esta seção descreve a anatomia e a cinemática através das várias regiões da coluna vertebral. Para cada região, uma amplitude de movimento máxima esperada será citada, considerando uma posição inicial neutra (Fig. 9-39).<sup>82,106,121</sup> A amplitude registrada de movimentos na literatura é altamente variável, o que reflete diferenças que resultam no desenho do estudo e diferenças relacionadas a sexo, idade e nível de atividade dos indivíduos.<sup>198</sup> Os dados também variam para os movimentos ativos e passivos, meios utilizados para estabilizar o indivíduo e as ferramentas utilizadas para mensurar o movimento. Os métodos tipicamente incluem o uso de goniômetros (manual, elétrico ou de fibra ótica), réguas flexíveis ou inclinômetros ou ferramentas mais sofisticadas que empregam a RM tridimensional e a radiografia biplanar, videofluoroscopia, ultrassonografia e análise computadorizada utilizando sistemas de rastreamento eletromecânicos, potenciométricos, óticos ou eletromagnéticos.\*

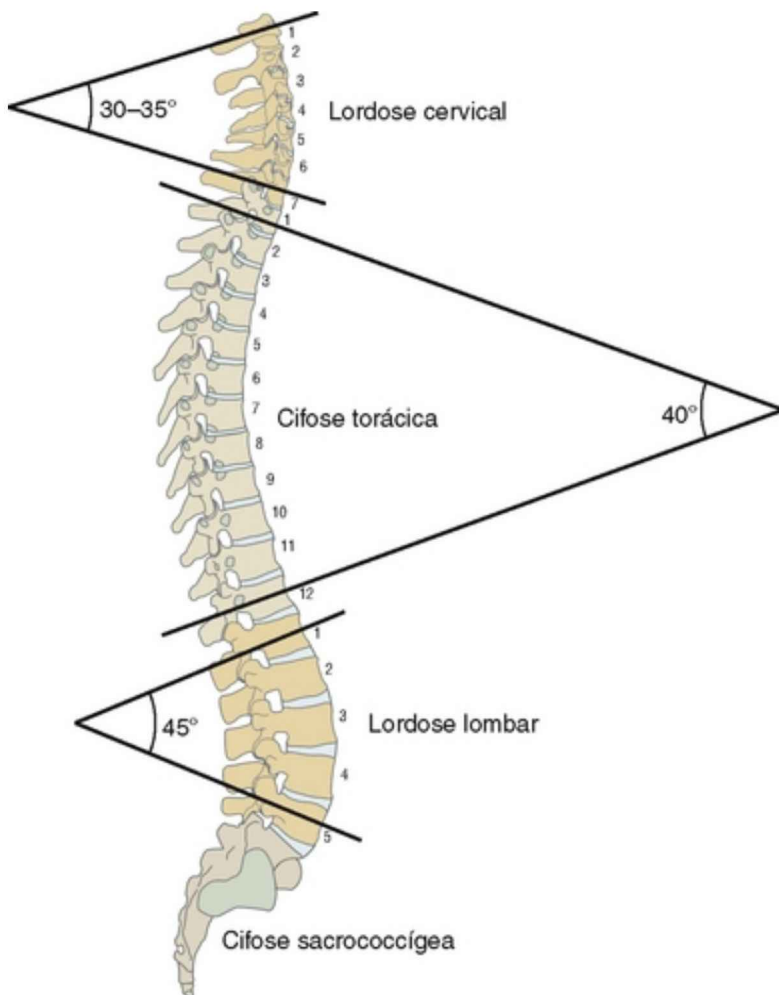


FIGURA 9-39 As curvaturas normais do plano sagital através das regiões da coluna vertebral. As curvaturas definem a *posição neutra* para cada região, geralmente denominada como postura “ideal” do indivíduo em pé.

Os tecidos conjuntivos dentro da coluna vertebral desempenham um papel primordial na limitação e, portanto, definem os limites normais de movimentos

através das regiões; exemplos selecionados são encontrados na Tabela 9-6. Nos casos de doença, trauma ou tempos prolongados de imobilização, esses tecidos conjuntivos podem se tornar anormalmente rígidos, interferindo com a cinemática anormal. A compreensão da função normal das estruturas é um pré-requisito para a criação de tratamentos direcionados para aumentar a mobilidade intervertebral.<sup>85</sup>

**TABELA 9-6 Exemplos Selecionados dos Tecidos Conjuntivos que Podem Limitar os Movimentos da Coluna Vertebral**

Movimento da Coluna Vertebral	Tecidos Conjuntivos
Flexão	Ligamento nucal Ligamentos interespinoso e supraespinal Ligamento amarelo ou <i>flavum</i> Articulações apofisárias* Ânulo fibroso posterior Ligamento longitudinal posterior
Além da extensão neutra	Articulações apofisárias Vísceras cervicais (esôfago e traqueia) Ânulo fibroso anterior Ligamento longitudinal anterior



Rotação axial	Ânulo fibroso Articulações apofisárias Ligamentos alares
Flexão lateral	Ligamentos intertransversos Ânulo fibroso contralateral Articulações apofisárias

\* Dependendo do movimento, a resistência gerada pelas articulações apofisárias pode ser causada pela aproximação excessiva dentro da articulação, pelo aumento da tensão dentro da cápsula ou uma combinação de fatores.

## Introdução para o Acoplamento Cinemático Espinal

O movimento realizado dentro de qualquer plano determinado por toda a coluna vertebral geralmente está associado a um movimento automático e geralmente imperceptível em outro plano. Este fenômeno cinemático é chamado acoplamento *cinemático espinal*. Apesar de o acoplamento cinemático espinal poder envolver rotação e translação, a atenção se concentra sobre a rotação.

As explicações mecânicas para a causa da maioria dos padrões de acoplamento registrados são variadas e tipicamente incertas. As explicações podem incluir ação muscular, alinhamento das facetas articulares dentro das articulações apofisárias, postura preexistente, fixação das costelas, rigidez dos tecidos conjuntivos e geometria da

curva propriamente dita.<sup>42,58,111,135,182</sup> A última explicação, baseada mais na mecânica do que na biologia, pode ser demonstrada com o uso de uma haste flexível como modelo da coluna. A inclinação da haste em aproximadamente 30 a 40 graus em um plano permite simular a lordose ou cifose natural de uma região particular. Mantendo esta curva, “flexione lateralmente” a haste e observe uma leve rotação axial automática. A inclinação biplanar exercida sobre uma haste flexível aparentemente cria cargas desiguais que são dissipadas na forma de torção. Entretanto, esta demonstração não explica todos os padrões de acoplamento observados clinicamente por toda a coluna vertebral.

Apesar de alguns terapeutas incorporarem o acoplamento cinemático espinal na avaliação e no tratamento das disfunções da coluna, existe pouco consenso sobre o padrão do acoplamento considerado normal para uma região específica.<sup>42,111,182</sup> Uma exceção é o padrão do acoplamento relativamente consistente expresso naturalmente entre a flexão lateral e a rotação na região craniocervical.<sup>42,92</sup> As especificidades deste padrão de acoplamento são descritas em detalhes na seção sobre cinemática da região craniocervical.

São necessários maiores estudos para definir um padrão de acoplamento cinemático espinal consistente nas regiões torácica e lombar. Os movimentos de flexão lateral e rotação axial já se mostraram conjugados, apesar de não serem consistentemente conjugados após avaliação em vários estudos controlados.<sup>111,182</sup> A inconsistência pode refletir a variabilidade natural do fenômeno nestas regiões, bem como metodologias ou condições de testes inadequadas ou diferentes, populações de indivíduos não

semelhantes ou, mais provavelmente, uma combinação destes fatores. O uso de um padrão de acoplamento específico nas regiões torácica média ou inferior e região lombar para direcionar a avaliação e o tratamento deve ser feito com cuidado e respeito para sua natureza inconsistente e, algumas vezes, elusiva.

## **Região Craniocervical**

Os termos “região craniocervical” e “pescoço” são utilizados de modo intercambiável. Ambos os termos dizem respeito ao conjunto combinado de três articulações: *articulação atlanto-occipital*, o *complexo articular atlantoaxial* e as *articulações apofisárias intracervicais* (C2 a C7). A organização geral utilizada para apresentar a anatomia regional e a cinemática da região craniocervical é delineada no Quadro 9-1. A seção a seguir começa com uma revisão da anatomia seguida por uma discussão sobre a cinemática, organizada pelo plano de movimento.

### **QUADRO 9-1 Organização da Anatomia Articular e Cinemática Articular na Região Craniocervical**

#### **ANATOMIA DAS ARTICULAÇÕES DA REGIÃO CRANIOCERVICAL**

---

- Articulação atlanto-occipital
- Complexo atlantoaxial
- Articulações intracervicais (C2 a C7)

#### **CINEMÁTICA NO PLANO SAGITAL**

---

- Osteocinemática da flexão e extensão
- Artrocinemática da flexão e extensão
  - Articulação atlanto-occipital
  - Complexo articular atlantoaxial
  - Articulações intracervicais (C2 a C7)
- Osteocinemática da protração e retração

## **CINEMÁTICA DO PLANO HORIZONTAL**

- Osteocinemática da rotação axial
- Artrocinemática da rotação axial
  - Complexo articular atlantoaxial
  - Articulações intracervicais (C2 a C7)

## **CINEMÁTICA DO PLANO FRONTAL**

- Osteocinemática da flexão lateral
- Artrocinemática da flexão lateral
  - Articulação atlanto-occipital
  - Articulações intracervicais (C2 a C7)

## **ACOPLAMENTO CINEMÁTICO ESPINAL ENTRE A FLEXÃO LATERAL E A ROTAÇÃO AXIAL**

### **ANATOMIA DAS ARTICULAÇÕES**

#### **Articulação Atlanto-occipital**

As articulações atlanto-occipitais fornecem movimento independente do crânio em relação ao atlas. As articulações são formadas pelos côndilos convexos protrusos do osso occipital que se encaixam nas facetas

articulares superiores reciprocamente côncavas do atlas (Fig. 9-40). A relação convexo-côncava congruente gera uma estabilidade estrutural inerente da articulação.

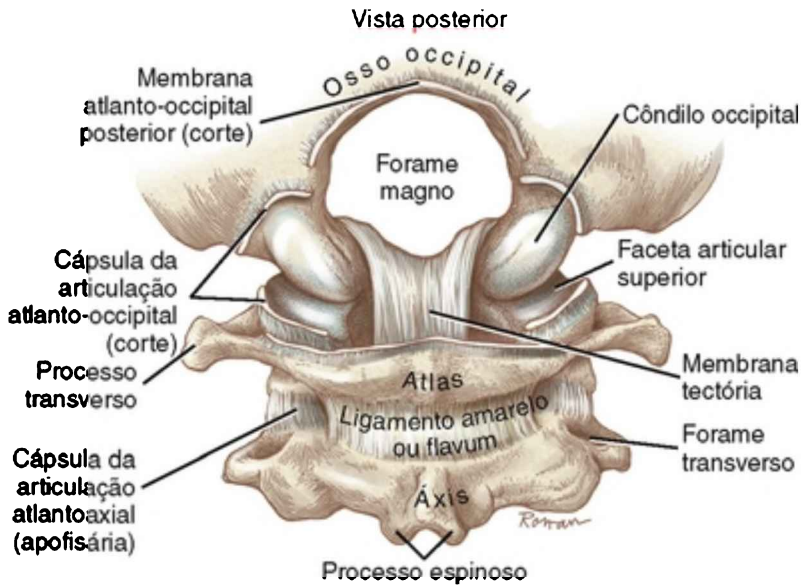
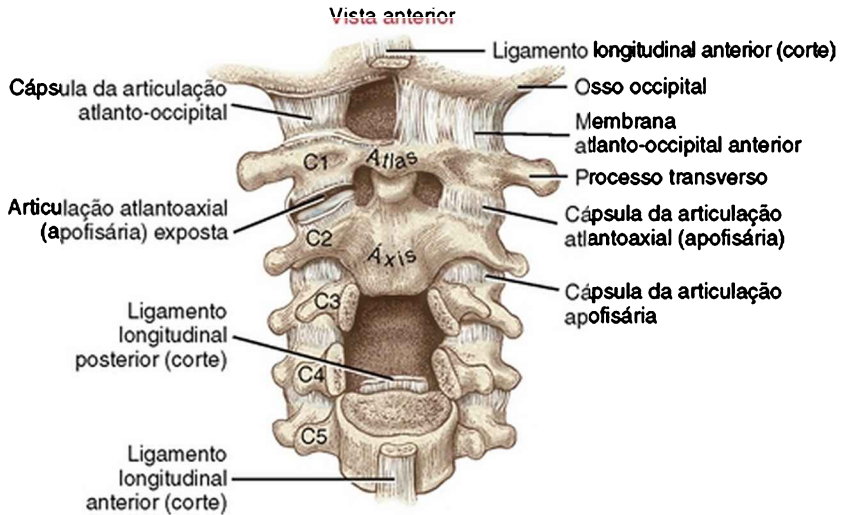
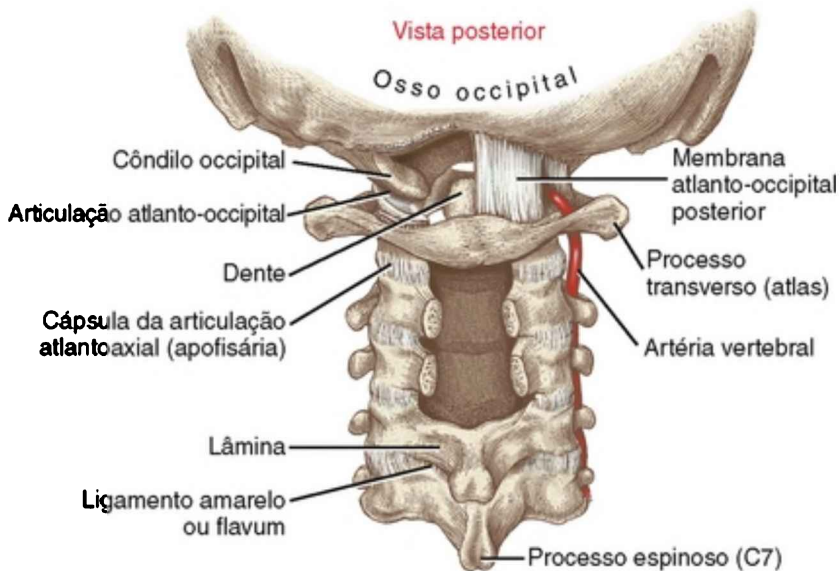


FIGURA 9-40 Vista posterior de articulações atlantoaxiais expostas. O crânio está rodado para a frente de modo a expor as superfícies articulares das articulações. Observe a membrana tectória cruzando entre o atlas e o crânio.

Anteriormente, a cápsula de cada articulação atlanto-occipital se funde com a *membrana atlanto-occipital anterior* (Fig. 9-41). Posteriormente, a cápsula é coberta por uma fina e ampla *membrana atlanto-occipital posterior* (Fig. 9-42). Como demonstrado no lado direito da Figura 9-42, a artéria vertebral perfura a membrana atlanto-occipital posterior para entrar no forame magno. Essa artéria crucial supre sangue para o cérebro.



**FIGURA 9-41** Uma vista anterior ilustra os tecidos conjuntivos associados à articulação atlanto-occipital e o complexo da articulação atlantoaxial. O lado direito da membrana atlanto-occipital foi removido para demonstrar a cápsula da articulação atlanto-occipital. A cápsula da articulação atlantoaxial direita (apofisária) também foi removida para expor suas superfícies articulares. A medula espinal e os corpos de C3 e C4 foram removidos para demonstrar a orientação do ligamento longitudinal posterior.



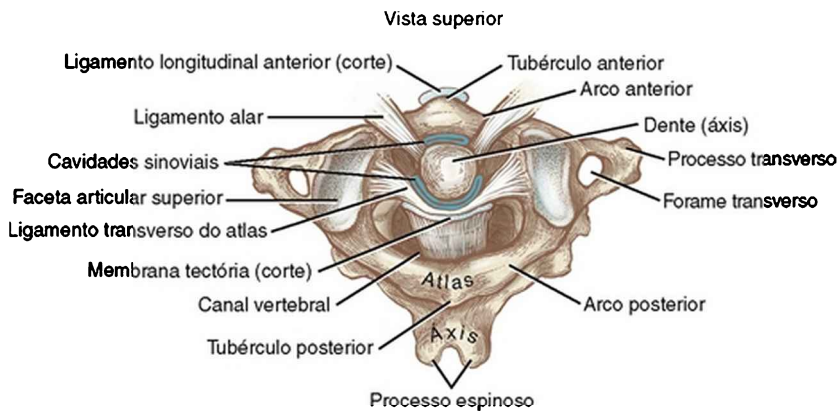
**FIGURA 9-42** Uma vista posterior ilustra os tecidos conjuntivos associados à articulação atlanto-occipital e o complexo articular atlantoaxial. O lado esquerdo da membrana atlanto-occipital e a cápsula subjacente da articulação atlanto-occipital foram removidos. As lâminas e os processos espinosos de C2 e C3, a medula espinal e o ligamento longitudinal posterior e a membrana tectória também foram removidos para expor as faces posteriores dos corpos vertebrais e do dente.

A estrutura côncavo-convexa das articulações atlanto-occipitais permite rotação angular em dois graus de liberdade. Os movimentos primários são de flexão e extensão. A flexão lateral é leve. A rotação axial é severamente restrita e não é considerada como o terceiro grau de liberdade.

### **Complexo da Articulação Atlantoaxial**

O complexo da articulação atlantoaxial possui dois

componentes articulares: uma articulação mediana e um par de articulações apofisárias lateralmente posicionadas. A articulação mediana é formada pelo dente do eixo (C2) fazendo projeção através de um anel ósseo ligamentar criado pelo arco anterior do atlas e ligamento transverso (Fig. 9-43). Como o dente serve como um eixo vertical para a rotação do atlas no plano horizontal, a articulação atlantoaxial geralmente é descrita como articulação eixo.



**FIGURA 9-43** Uma vista superior do dente e sua relação estrutural em relação com a articulação atlantoaxial mediana. A medula espinhal foi removida e a membrana tectória foi cortada. As membranas sinoviais estão demonstradas em azul.

A *articulação mediana* dentro do complexo da articulação atlantoaxial possui duas cavidades sinoviais. A menor, a cavidade anterior, é formada entre a face anterior do dente e o bordo posterior do arco anterior do atlas (Fig. 9-43). Uma pequena faceta anterior na face anterior do dente marca esta articulação (Fig. 9-20, A). A cavidade posterior muito maior separa a face posterior do dente e uma seção revestida por cartilagem do *ligamento transverso*



*do atlas*. Este ligamento forte de 2 cm de comprimento é essencial para a estabilidade do plano horizontal da articulação atlantoaxial.<sup>33</sup> Sem seu fator de restrição, o atlas (e o crânio articulado) pode deslizar anteriormente em relação ao eixo, possivelmente danificando a medula espinal.<sup>68,172</sup>

As duas *articulações apofisárias* da articulação atlantoaxial são formadas pela articulação das facetas articulares inferiores do atlas com as facetas superiores do eixo. (Observe a articulação direita exposta na Fig. 9-41.) As superfícies dessas articulações apofisárias geralmente são planas e orientadas próximo ao plano horizontal, uma conformação que maximiza a liberdade de rotação axial.

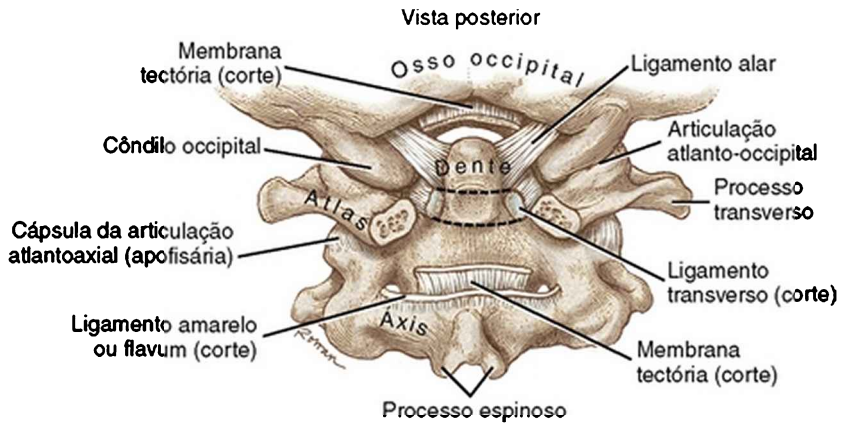
O complexo atlantoaxial permite dois graus de liberdade. Aproximadamente 50% da rotação horizontal total dentro da região craniocervical ocorre no complexo articular atlantoaxial. O segundo grau de liberdade neste complexo articular é flexão-extensão. A flexão lateral é muito limitada e não é considerada um terceiro grau de liberdade.

### **Membrana Tectória e os Ligamentos Alares**

Uma revisão da anatomia do complexo atlantoaxial deve incluir uma breve descrição da membrana tectória e dos ligamentos alares, tecidos conjuntivos que ajudam a conectar o crânio à coluna cervical superior. Conforme discutido, o ligamento transversal do atlas faz um firme contato com a face posterior do dente (Fig. 9-43). Posteriormente ao ligamento transversal, encontramos um amplo e firme folheto de tecido conjuntivo chamado *membrana tectória* (Figs. 9-40 e 9-43). Como uma continuação do ligamento longitudinal posterior, a

membrana tectória se fixa à parte basilar do osso occipital, anteriormente ao bordo do forame magno.<sup>188</sup> Há pouca informação publicada sobre a função da membrana tectória. Com base em suas fixações, entretanto, o ligamento provavelmente fornece estabilidade multidirecional generalizada para a junção craniocervical.

Os *ligamentos alares* são rígidos fascículos fibrosos cada um deles com aproximadamente 1 cm de comprimento com uma espessura de um lápis comum.<sup>33,57</sup> Conforme demonstrado na Fig. 9-44, cada ligamento passa lateral e levemente para cima a partir do ápice do dente para as faces mediais dos côndilos occipitais. Clinicamente denominados como “ligamentos de trava”, os ligamentos alares são conhecidos por sua capacidade de resistir, ou travar, a rotação axial da cabeça e atlas em relação ao dente.<sup>149</sup> O par de ligamentos é frouxo em posição neutra, mas se torna progressivamente rígido durante a rotação axial; o ligamento localizado contralateralmente ao lado de rotação exibe uma resistência levemente maior ao movimento.<sup>45,57,172</sup> Além de limitar a rotação axial, os ligamentos alares também restringem os extremos de todos os outros movimentos potenciais na articulação atlanto-occipital.



**FIGURA 9-44** Uma vista posterior do complexo da articulação atlantoaxial. O arco posterior do atlas, a membrana tectória e o ligamento transverso do atlas foram cortados para expor a face posterior do dente e os ligamentos alares. As linhas pontilhadas indicam o segmento removido do ligamento transverso do atlas.

### Articulações Apofisárias Intracervicais (C2 a C7)

As superfícies facetárias dentro das articulações apofisárias C2 a C7 estão orientadas como telhas em um teto com inclinação de 45 graus, aproximadamente a meio caminho entre os planos frontal e horizontal (Fig. 9-18, articulação C2-C3). Esta orientação aumenta a liberdade de movimento em todos os três planos, um marco da artrologia cervical.

### CINEMÁTICA NO PLANO SAGITAL

A região craniocervical é a região mais móvel dentro de toda a coluna vertebral. Articulações altamente especializadas facilitam o posicionamento preciso da cabeça e envolvem a visão, a audição, o olfato e o

equilíbrio. As articulações individuais dentro da região craniocervical normalmente interagem de modo altamente coordenado. A Tabela 9-7 lista as amplitudes de movimentos contribuídas por cada área da região craniocervical.\* Devido à grande amplitude e variabilidade de dados apresentados na literatura, os valores reais listados nesta tabela são mais úteis para apreciar a cinética *relativa* entre articulações, e menos como um guia objetivo estrito para a avaliação do movimento em pacientes.

**TABELA 9-7** Arco de Movimentos Aproximado para os Três Planos de Movimentos para as Articulações da Região Craniocervical

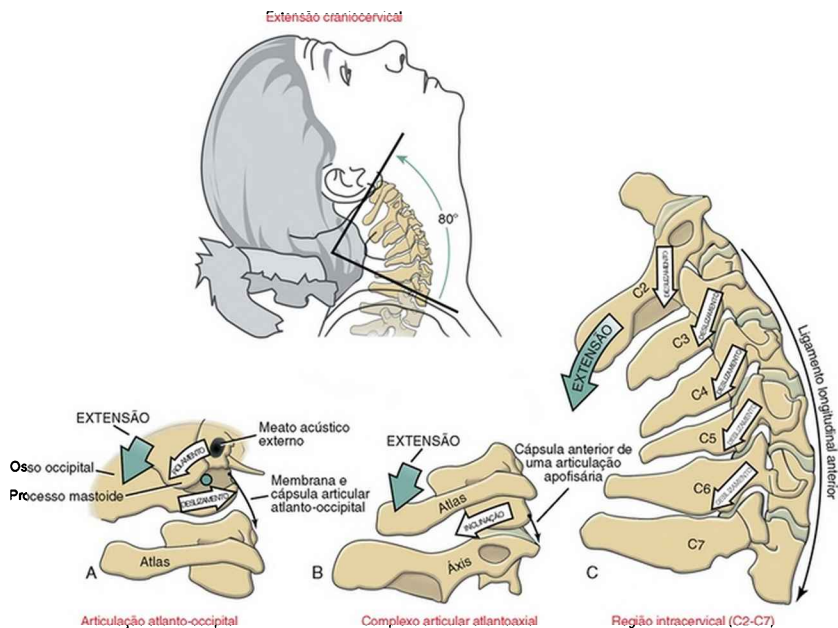
Articulação ou Região	Flexão e Extensão (Plano Sagital, Graus)	Rotação Axial (Plano Horizontal, Graus)	Flexão Lateral (Plano Frontal, Graus)
Articulação atlanto-occipital	Flexão: 5 Extensão: 10 Total: 15	Desprezível	Aproximadamente 5
Complexo articular atlantoaxial	Flexão: 5 Extensão: 10 Total: 15	35-40	Desprezível
Região intracervical (C2-C7)	Flexão: 35-40 Extensão: 55-60 Total: 90-100	30-35	30-35
Total através da região craniocervical	Flexão: 45-50 Extensão: 75-80 Total: 120-130	65-75	35-40

Os movimentos nos planos horizontal e frontal são somente para um lado. Os dados foram compilados de múltiplas fontes (consulta e texto) e sujeitos a grandes variações entre indivíduos.

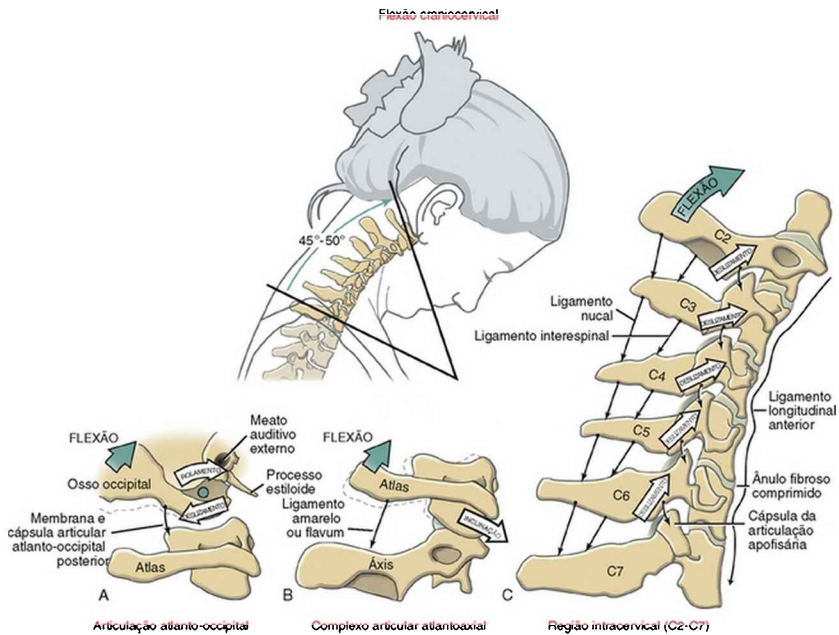
## Osteocinemática da Flexão e Extensão

Aproximadamente 120 a 130 graus de flexão e extensão combinadas ocorrem através de toda a região craniocervical. A partir da posição neutra de aproximadamente 30 a 35 graus de extensão (lordose de repouso), a região craniocervical *estende* 75 a 80 graus adicionais e *flexiona* 45 a 50 graus (Figs. 9-45 e 9-46). A extensão excede a flexão através da região craniocervical,

na média por uma margem de somente 1,5 para 1.



**FIGURA 9-45** Cinemática da extensão craniocervical. **A**, Articulação atlanto-occipital. **B**, Complexo articular atlantoaxial. **C**, Região intracervical (C2 a C7). Os tecidos alongados e rígidos são indicados por finas setas pretas.



**FIGURA 9-46** Cinemática da flexão craniocervical. **A**, Articulação atlanto-occipital. **B**, Complexo da articulação atlantoaxial. **C**, Região intracervical (C2 a C7). Observe em **C** que a flexão afrouxa o ligamento longitudinal anterior e aumenta o espaço entre as lâminas adjacentes e os processos espinhosos. Tecidos alongados e rígidos estão indicados por setas pretas; o tecido frouxo está indicado por uma seta preta ondulada.

Além dos músculos, os tecidos conjuntivos limitam os extremos do movimento craniocervical. Por exemplo, o ligamento nucal e os ligamentos interespinhosos geram restrição significativa aos extremos da flexão, enquanto a aproximação das articulações apofisárias limita os extremos da extensão.<sup>163</sup> A flexão também é limitada pelas forças de compressão da margem anterior do ânulo fibroso, enquanto a extensão é limitada pelas forças de compressão

da margem posterior do ânulo fibroso. Outros tecidos que limitam ou restringem o movimento no plano sagital através da região craniocervical estão listados na Tabela 9-6.

Entre 20 a 25% do total do movimento no plano sagital na região craniocervical ocorrem sobre a articulação atlanto-occipital e o complexo atlantoaxial, e o restante ocorre sobre as articulações apofisárias de C2 a C7.<sup>147</sup> O eixo de rotação para flexão e extensão é direcionado em uma orientação medial-lateral através de cada uma das regiões articulares: próximo aos côndilos occipitais na articulação atlanto-occipital, o dente no complexo articular atlantoaxial e os corpos ou articulações intersomáticas adjacentes de C2 a C7.<sup>34,56</sup>

O volume do canal vertebral cervical é maior em flexão completa e menor em extensão completa.<sup>87</sup> Por este motivo, uma pessoa com estenose (estreitamento) do canal vertebral pode ser mais vulnerável à lesão da medula espinal durante atividades de hiperextensão. Episódios repetidos de lesão relacionada com hiperextensão podem levar à mielopatia cervical (da raiz grega *mielo*, denotando medula espinal e *pathos*, sofrimento) e a déficits neurológicos relacionados.

## **Artrocinemática da Flexão e Extensão**

### **Articulação Atlanto-occipital**

Como os pés de uma cadeira de balanço, os côndilos occipitais convexos *rolam* para trás em extensão e para a frente em flexão dentro das facetas articulares superiores côncavas do atlas. Com base na artrocinemática tradicional côncavo-convexo, espera-se que os côndilos *deslizem*

simultaneamente em direções opostas ao do rolamento (Figs. 9-45, A e 9-46, A). As tensões sobre as cápsulas articulares, as membranas atlanto-occipitais associadas e os ligamentos alares limitam a extensão da artrocinemática.

### **Complexo Articular Atlantoaxial**

Apesar de o movimento primário no complexo da articulação atlantoaxial ser rotação axial, a estrutura articular permite aproximadamente 15 graus de flexão e extensão total. Ao atuar como um espaçador entre o crânio e o eixo, o atlas em formato de anel se inclina para a frente durante a flexão e para trás durante a extensão (Figs. 9-45, B e 9-46, B). A amplitude da inclinação é limitada, em parte, pelo contato entre o ligamento transversal do atlas e o dente (em flexão total) e arco anterior do atlas e dente (em extensão total).

### **Articulações Intracervicais (C2 a C7)**

A flexão e extensão entre as vértebras C2 a C7 ocorrem ao redor de um arco que segue o plano oblíquo determinado pelas facetas articulares das articulações apofisárias. Durante a *extensão* as facetas articulares inferiores das vértebras superiores deslizam *inferior e posteriormente*, em relação às facetas articulares superiores das vértebras inferiores (Fig. 9-45, C). Estes movimentos produzem aproximadamente 55 a 60 graus de extensão.

A posição neutra ou de leve extensão da região cervical maximiza a área de contato dentro das articulações apofisárias. Por este motivo, essa posição geralmente é considerada a *posição fechada* das articulações apofisárias. De fato, a posição neutra ou de leve extensão



tipicamente é considerada a posição fechada de *todas* as articulações apofisárias através da coluna vertebral; a flexão moderada é considerada a posição frouxa ou aberta das articulações. (Como descrito para a maioria das articulações sinoviais no corpo, a posição fechada é uma posição única que aumenta a área de contato articular e aumenta a tensão nos ligamentos capsulares circundantes. Como os ligamentos capsulares das articulações apofisárias se tornam progressivamente tensos em cada lado da posição neutra ou de leve extensão, essas articulações são uma exceção a esta regra geral.)

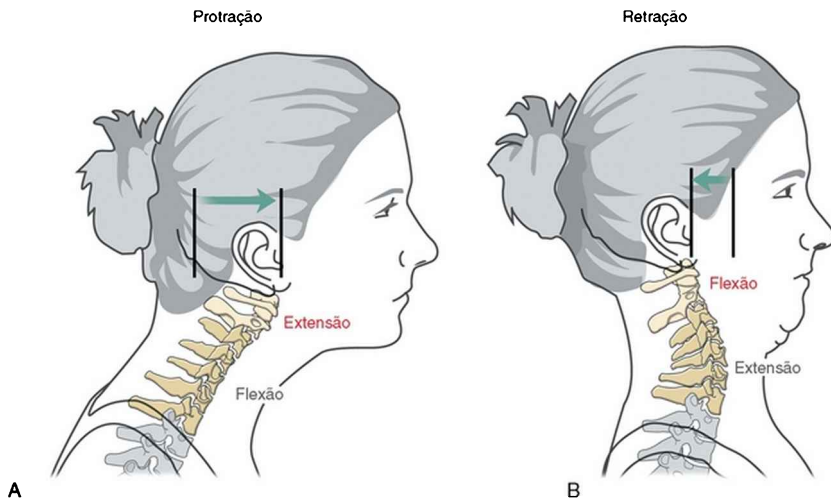
A artrocinemática da *flexão* da região cervical ocorre de modo inverso ao descrito para a extensão. As facetas articulares inferiores das vértebras superiores deslizam *superior* e *anteriormente*, em relação às facetas articulares superiores das vértebras inferiores. Como demonstrado na Figura 9-46, C, o deslizamento entre as facetas articulares produz aproximadamente 35 a 40 graus de flexão. A flexão estira a cápsula das articulações apofisárias e reduz a área de contato articular.

No total, aproximadamente 90 a 100 graus de flexão e extensão cervical ocorrem como resultado do deslizamento dentro das superfícies articulares apofisárias cervicais. Esta extensa amplitude de movimentos é, em parte, resultado do arco relativamente longo e não obstruído de movimento gerado pelo plano oblíquo das superfícies articulares. Na média, aproximadamente 15 graus de movimento no plano sagital ocorrem em cada junção intervertebral entre C2-C3 e C7-T1. O maior deslocamento angular no plano sagital tende a ocorrer nos níveis C4-C5 ou C5-C6,<sup>87,181</sup> e é possivelmente o responsável pela alta incidência de espondilose e fraturas relacionadas à hiperflexão neste

nível.

### Osteocinemática da Protração e Retração

Além da flexão e extensão na região craniocervical, a cabeça também pode fazer translação anterior (protração) e posterior (retração) dentro do plano sagital.<sup>148</sup> Conforme indicado na Figura 9-47, de uma posição neutra, a amplitude total da protração naturalmente excede a amplitude total da retração em aproximadamente 80% (6,23 cm *versus* 3,34 cm no adulto normal, respectivamente).<sup>58</sup> A posição neutra é de aproximadamente 35% para a *frente* a partir de uma posição totalmente retraída.



**FIGURA 9-47** Protração e retração do crânio. **A**, Durante a protração do crânio, a coluna cervical inferior e média flexionam conforme a região craniocervical estende. **B**, Durante a retração do crânio, em contraste, a coluna cervical inferior e média estendem conforme a região craniocervical superior flexiona. Observe a alteração na distância entre os processos

espinosos de C1 e C2 durante os dois movimentos.

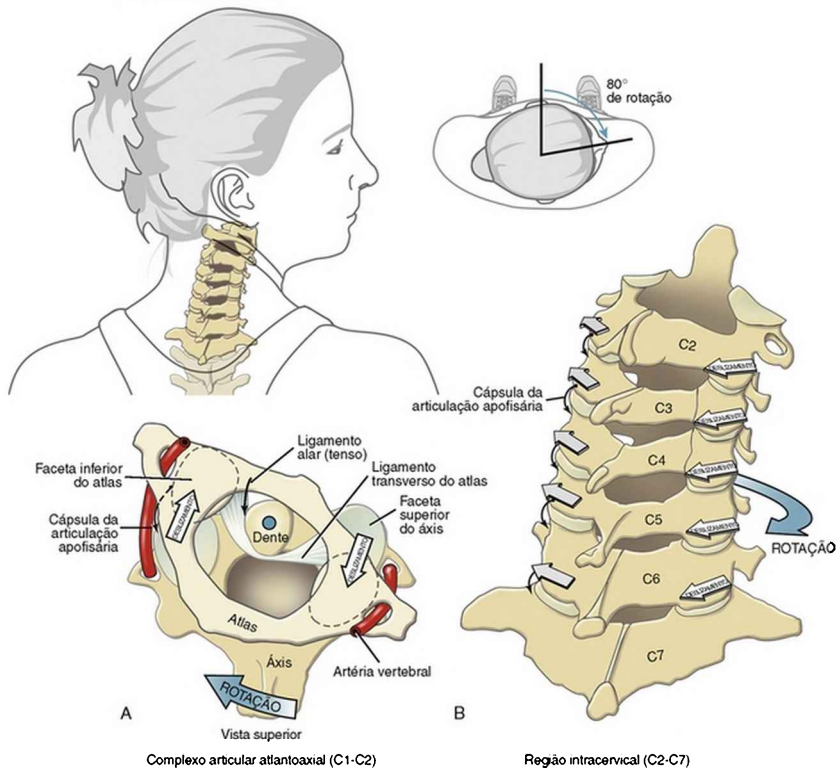
Tipicamente, a *protração* da cabeça flexiona a coluna cervical inferior à média e estende simultaneamente a região craniocervical superior (Fig. 9-47, A). A *retração* da cabeça, em contraste, estende ou retifica a coluna cervical inferior à média e flexiona simultaneamente a região craniocervical superior (Fig. 9-47, B). Em ambos os movimentos, a *coluna cervical inferior à média acompanha a translação da cabeça*. A protração e a retração da cabeça são movimentos fisiologicamente normais e úteis, geralmente associados à visão. Períodos prolongados de protração, entretanto, podem levar a uma postura anterior crônica da cabeça, o que provoca um excesso de tensão sobre os músculos extensores craniocervicais.

## CINEMÁTICA NO PLANO HORIZONTAL

### Osteocinemática da Rotação Axial

A rotação axial da cabeça e do pescoço é uma função muito importante, intimamente relacionada com a visão e a audição. A amplitude total da rotação craniocervical é de aproximadamente 65 a 75 graus, mas varia consideravelmente com o passar dos anos.<sup>197</sup> A Figura 9-48 demonstra uma pessoa jovem com aproximadamente 80 graus de rotação ativa para um lado, para uma amplitude total bilateral de aproximadamente 160 graus. Com 160 a 170 graus adicionais de movimento total no plano horizontal dos olhos, seu campo visual bilateral se aproxima dos 330 graus, com pouco ou nenhum movimento do tronco.

### Rotação craniocervical axial



**FIGURA 9-48** Cinemática da rotação axial craniocervical. **A**, Complexo articular atlantoaxial. **B**, Região intracervical (C2 à C7).

Aproximadamente a metade da rotação da região craniocervical ocorre no complexo articular atlantoaxial; o restante ocorre através de C2 a C7.<sup>226</sup> A rotação na articulação atlanto-occipital é restrita por causa do posicionamento profundo dos côndilos occipitais dentro das facetas articulares superiores do atlas.

### Artrocinemática da Rotação Axial

## **Complexo Articular Atlantoaxial**

O complexo articular atlantoaxial se destina à máxima rotação dentro do plano horizontal. Esta conformação é mais evidente na estrutura do eixo, com seu dente vertical e as facetas articulares superiores quase horizontais (Fig. 9-32). O atlas em formato de anel e o ligamento transverso fixo a ele “giram” ao redor do dente, produzindo aproximadamente 35 a 40 graus de rotação axial em cada direção (Fig. 9-48, A). As facetas inferiores geralmente planas do atlas deslizam em uma via curva através dos amplos “ombros” das facetas articulares superiores do eixo. Devido à rotação axial limitada do eixo permitida na articulação atlanto-occipital, o crânio acompanha a rotação do atlas grau a grau. O eixo de rotação para a cabeça e o atlas é gerado pelo dente verticalmente projetado.

Os extremos da rotação axial são limitados principalmente pelos ligamentos alares localizados contralateralmente, pela tensão ligamentar nas articulações apofisárias e os vários músculos que cruzam a região craniocervical (Cap. 10). A rotação total distende ambas as artérias vertebrais (Fig. 9-48, A).

## **Articulações Intracervicais (C2 a C7)**

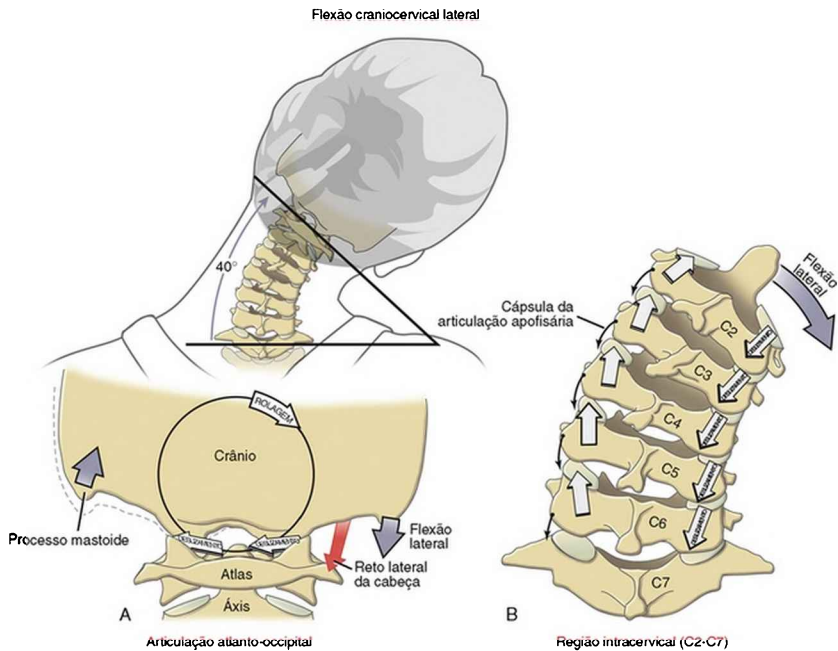
A rotação de C2 a C7 é guiada principalmente pela orientação espacial das superfícies facetárias dentro das articulações apofisárias. As superfícies facetárias estão orientadas em aproximadamente 45 graus entre os planos horizontal e frontal (Fig. 9-32). As facetas inferiores deslizam *posterior e um pouco inferiormente* para o mesmo lado da rotação e *anterior e um pouco superiormente* no lado oposto da rotação (Fig. 9-48, B). Aproximadamente 30 a 35

graus de rotação axial ocorrem para cada lado sobre a região de C2 a C7, quase igual ao permitido no complexo articular atlantoaxial. A rotação é maior nos segmentos vertebrais mais craniais.

## **CINEMÁTICA NO PLANO FRONTAL**

### **Osteocinémática da Flexão Lateral**

Aproximadamente 35 a 40 graus de flexão lateral estão disponíveis para cada lado através da região craniocervical (Fig. 9-49). Os extremos deste movimento podem ser demonstrados pela tentativa de colocar o ouvido sobre a ponta do ombro. A maior parte deste movimento ocorre na região C2 a C7; entretanto, podem ocorrer aproximadamente 5 graus na articulação atlanto-occipital. A flexão lateral no complexo articular atlantoaxial é desprezível.



**FIGURA 9-49** Cinemática da flexão craniocervical lateral. **A**, Articulação atlanto-occipital. O reto lateral da cabeça é demonstrado flexionando lateralmente a articulação. **B**, Região intracervical (C2 a C7). Observe o padrão de acoplamento ipsilateral entre rotação axial e flexão lateral. (Consulte o texto para maiores detalhes.) O tecido alongado e tenso está indicado pelas setas pretas finas.

## Artrocinemática da Flexão Lateral

### Articulação Atlanto-occipital

Uma pequena quantidade de *rolamento* lado a lado dos côndilos occipitais ocorre sobre as facetas articulares superiores do atlas. Com base na relação côncavo-convexa das articulações, os côndilos occipitais *deslizam* levemente em uma direção oposta a do rolamento (Fig. 9-49, A).

## Articulações Intracervicais (C2 a C7)

A artrocinemática da flexão lateral nos segmentos vertebrais de C2 a C7 está ilustrada na Figura 9-49, B. As facetas articulares inferiores no lado da flexão lateral desliza em direção *inferior e levemente posterior* e as facetas articulares inferiores no lado oposto da flexão lateral deslizam em direção *superior e levemente anterior*.

## ACOPLAMENTO CINEMÁTICO ESPINAL ENTRE A FLEXÃO LATERAL E A ROTAÇÃO AXIAL

Os 45 graus aproximados de inclinação das facetas articulares de C2 a C7 determinam um *acoplamento mecânico* entre os movimentos nos planos frontal e horizontal. Como uma vértebra superior acompanha o plano da faceta articular de uma vértebra inferior, um componente de flexão lateral e rotação axial ocorre de modo simultâneo. Por este motivo, a flexão lateral e rotação axial na região cervical média inferior são mecanicamente conjugadas de modo *ipsilateral*; por exemplo, a flexão lateral para a direita ocorre com uma leve rotação axial para a direita e vice-versa.<sup>92</sup>

O acoplamento cinemático espinal ipsilateral descrito para a região craniocervical média inferior é o padrão de acoplamento mais bem aceito e menos controverso de toda coluna vertebral.<sup>41</sup> Apesar de existirem algumas poucas exceções, esse padrão foi documentado por cuidadosas mensurações, como a RM tridimensional. Entretanto, em uma observação visual casual, este padrão de acoplamento não é tão aparente. Quando solicitadas, a maioria das pessoas parece flexionar lateralmente a região craniocervical *sem* uma rotação axial obrigatória da face



(ou queixo) para o lado da flexão lateral, ou vice-versa. A ausência de um acoplamento ipsilateral perceptível é obtida por ações independentes tanto das articulações atlantoaxial ou atlanto-occipital. Considere, por exemplo, a flexão lateral de C2 a C7 para a direita. Durante este movimento ativo, a articulação atlantoaxial tipicamente demonstra um padrão de acoplamento cinemático espinal *contralateral* através de uma leve rotação do atlas e crânio para a esquerda, o que oculta o fato de que a região de C2 a C7 na verdade roda para a direita.<sup>92,93</sup>

Esta ação compensatória da articulação atlantoaxial minimiza a rotação geral da cabeça, o que ajuda na fixação dos olhos em um objeto estacionário durante a flexão lateral do pescoço.

Por motivos similares àqueles discutidos no parágrafo anterior, um padrão de acoplamento contralateral compensatório geralmente também existe nas articulações atlanto-occipitais. Esse acoplamento minimiza qualquer flexão lateral indesejada da cabeça durante a rotação axial do pescoço.<sup>92,93</sup> O padrão de acoplamento contralateral expresso nas articulações atlantoaxial e atlanto-occipital são controlados de modo subconsciente pelas ações de músculos especializados. Este tópico é tratado em maiores detalhes no Capítulo 10.

## **Região Torácica**

O tórax consiste em uma caixa torácica relativamente rígida, formada pelas costelas, pelas vértebras torácicas e pelo esterno. A rigidez da região fornece (1) uma base estável para que os músculos controlem a região craniocervical, (2) proteção dos órgãos intratorácicos e (3)

um fole mecânico para a respiração (Cap. 11).

## ANATOMIA DAS ESTRUTURAS ARTICULARES

A coluna torácica possui 24 articulações apofisárias, 12 em cada lado. Cada articulação possui facetas articulares que geralmente estão voltadas no plano frontal, com uma leve inclinação para a frente em média de 15 a 25 graus a partir da vertical (observe o exemplo de T4 na Fig. 9-32).<sup>124,150</sup> O movimento potencial dessas articulações apofisárias é limitado pela imobilidade relativa das articulações costocorpórea e costotransversa. Indiretamente, este par de articulações liga mecanicamente a maioria das vértebras torácicas anteriormente ao esterno fixo.

### ENFOQUE ESPECIAL 9-5 Movimento Cervical e Seu Efeito sobre o Diâmetro dos Forames Intervertebrais

Movimento na região cervical afeta de modo significativo o tamanho dos forames intervertebrais. A diferença em tamanho pode ser grande, especialmente durante movimentos de flexão e extensão.<sup>104</sup> Este assunto tem importantes implicações clínicas por causa da localização da saída das raízes nervosas espinais. As imagens de ressonância magnética demonstraram que a partir de uma posição neutra, 40 graus de flexão *aumentam* a área do forame intervertebral cervical em 31%; a extensão até 30 graus, em contraste, *diminui* a área em 20%.<sup>137</sup> A associação mecânica entre a flexão e o aumento da área no forame intervertebral C3-C4 pode ser apreciada pela comparação com a posição neutra (Fig. 9-50, A) com uma posição de flexão extrema, demonstrada na Fig. 9-50, B. Durante a flexão, um deslizamento para frente e para cima da faceta articular inferior de C3 alarga significativamente o

forame intervertebral C3-C4. Portanto, a flexão total gera maior espaço para a passagem de uma raiz nervosa espinal.

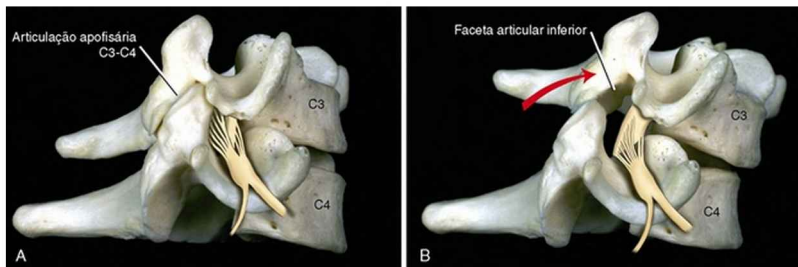


FIGURA 9-50 Ilustração apresentada para demonstrar como a flexão total entre C3 e C4 afeta o tamanho do forame intervertebral. A, Na posição neutra, as superfícies facetárias dentro da articulação apofisária estão em contato total. B, Flexão máxima está associada a um movimento para cima e para frente da faceta articular inferior de C3. Esta “abertura” da articulação apofisária aumenta de modo significativo o tamanho do forame intervertebral, gerando mais espaço para a passagem da raiz nervosa espinal C4. Observe a reduzida área de contato dentro da articulação apofisária flexionada.

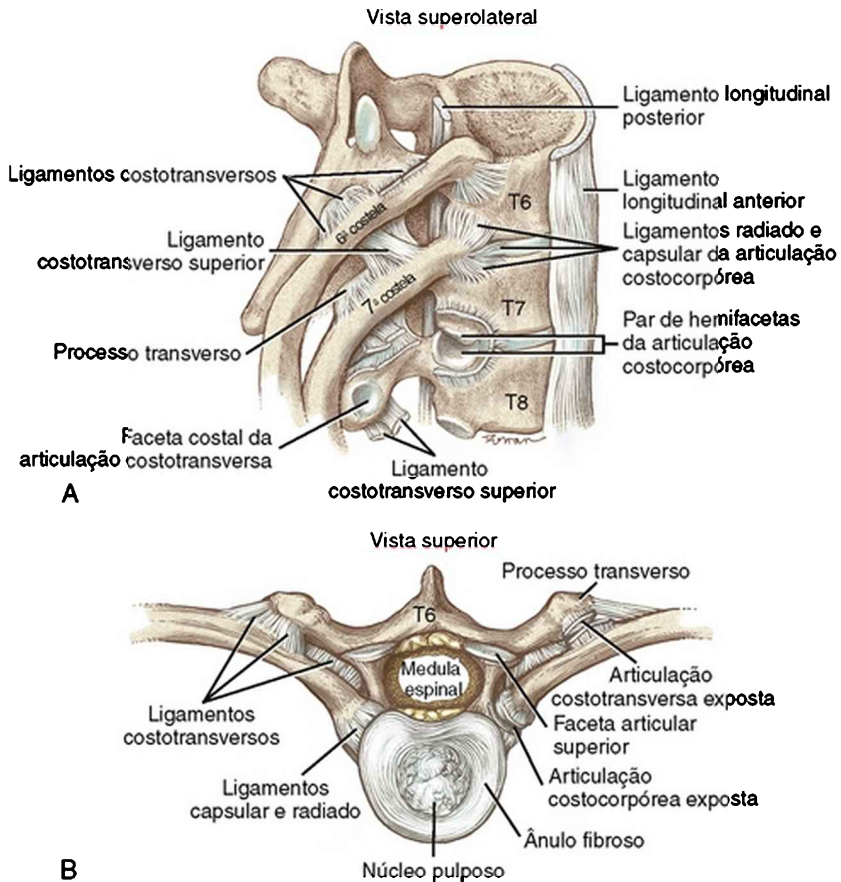
Além do movimento no plano sagital, a área dos forames intervertebrais também varia em tamanho durante a flexão lateral e rotação axial. A flexão lateral aumenta a área dentro do forame intervertebral contralateral – uma consequência óbvia depois de rever a artrocinemática deste movimento. A rotação axial também aumenta a área dentro do forame intervertebral contralateral em até 20% após 40 graus de rotação craniocervical.

A mecânica descrita até agora neste Enfoque Especial possui relevância clínica particular nos casos de estenose do forame intervertebral, secundária a um osteófito ou edema da bainha de tecido conjuntivo que circunda a raiz nervosa espinal. A compressão contra a raiz nervosa espinal pode resultar em *radiculopatia* (bloqueio da transmissão de impulsos

nervosos motores ou sensitivos) pelo membro superior ipsilateral, geralmente um caminho ao longo do dermatomo cervical correspondente. Se a compressão inflama a raiz nervosa espinal, também pode precipitar uma *dor radicular* pelo membro superior da pessoa, geralmente desencadeada ou exacerbada pela movimentação craniocervical excessiva. Considere, por exemplo, uma pessoa com forame intervertebral severamente estenosado à direita. Um movimento que provavelmente comprimiria a saída da raiz nervosa seria a extensão total, especialmente se combinada com movimentos de flexão lateral e rotação axial direita. Essa combinação de movimentos pode ocorrer, por exemplo, quando um homem se barbeia sob o queixo pelo lado esquerdo.

A tração mecânica ou manual da região cervical geralmente é utilizada na tentativa de descomprimir a raiz nervosa espinal comprimida por um forame intervertebral estenosado. O posicionamento cuidadoso da região cervical em conjunção com tração teoricamente pode alargar o forame intervertebral. Isto pode ser feito posicionando o pescoço em leve flexão, combinada com quantidades toleráveis de flexão lateral, geralmente, rotação axial *para longe* do lado suspeito para a patologia.

A maioria das *articulações costocorpóreas* conecta a cabeça de uma costela a um par de hemifacetos costais nos corpos vertebrais torácicos e à margem adjacente de um disco intervertebral interveniente (Fig. 9-51). As superfícies articulares das articulações costocorpóreas são levemente ovoides,<sup>188</sup> unidas originalmente pelos *ligamentos capsular e radiado*.



**FIGURA 9-51** As articulações costotransversa e costocorpórea da região torácica média. **A**, Vista superolateral destaca a estrutura e os tecidos conjuntivos das articulações costotransversa e costocorpórea associadas à sexta a oitava vértebras torácicas. A oitava costela foi removida para expor as facetas costais das articulações costocorpórea e costotransversa. **B**, A vista superior demonstra a cápsula das articulações costocorpórea e costotransversa cortadas para expor as superfícies articulares. Observe as relações espaciais entre o núcleo pulposo, o ânulo fibroso e a medula espinal.

As *articulações costotransversas* conectam o tubérculo articular da maioria das costelas às facetas costais no processo transversal da vértebra torácica correspondente. Uma cápsula articular circunda esta articulação sinovial. O extenso *ligamento costotransverso* (quase 2 cm de comprimento) ancora firmemente o colo de uma costela ao processo transversal correspondente (Fig. 9-51). Além disso, cada articulação costotransversa é estabilizada por um *ligamento costotransverso superior*. Este forte ligamento se fixa entre a margem superior do colo de uma costela e a margem inferior do processo transversal da vértebra localizada acima (Fig. 9-51, A). As costelas 11 e 12 geralmente não possuem articulações costotransversas.

Como as costelas se fixam às vértebras torácicas, as cinemáticas do tórax e das articulações costotransversas e costocorpóreas devem estar mecanicamente relacionadas, apesar deste tópico não ter sido rigorosamente estudado. Este texto focaliza a cinemática das articulações costocorpórea e costotransversa e seu relacionamento com a ventilação no Capítulo 11.

Com exceção das articulações sacroilíacas, a região torácica como um todo normalmente é a porção mais estável mecanicamente da coluna vertebral. Grande parte desta estabilidade inerente é gerada através de fixações entre as vértebras torácicas e a caixa torácica. Os constituintes da caixa torácica incluem as articulações costocorpóreas e costotransversais, as costelas, as articulações esternocostais e o esterno. Em um estudo com a utilização de cadáveres, Wilkins e colaboradores demonstraram que a caixa torácica (incluindo o esterno) fornece 20 a 40% da resistência total passiva contra o movimento torácico total.<sup>215</sup> Essa resistência, entretanto,

não inclui fatores adicionais que existem no dia a dia, como o aumento voluntário da pressão intra-abdominal (via manobra de Valsalva) e ativação dos músculos intercostais e do tronco. Porém, a presença de uma caixa torácica intacta e estável protege a coluna torácica, incluindo a medula espinal. Durante uma queda, por exemplo, o impacto sobre a coluna dorsal é parcialmente absorvido e dissipado pela caixa torácica, músculos e tecidos conjuntivos associados. Evidências dessa proteção podem ser encontradas pela frequência relativamente alta de fraturas do esterno que ocorrem em combinação com lesões da coluna torácica.<sup>215</sup>

### **Aspectos Anatômicos Chave das Articulações**

#### **Costocorpórea e Costotransversa**

##### **Cada Articulação Costocorpórea**

- Geralmente conecta a cabeça da costela a um par de hemifacetos costais e margem adjacente de um disco intervertebral interveniente.
- É estabilizada pelos ligamentos radiado e capsular.

##### **Cada Articulação Costotransversa**

- Geralmente conecta o tubérculo articular de uma costela à faceta costal no processo transversal de uma vértebra torácica correspondente.
- É estabilizada pelos ligamentos costotransverso e costotransverso superior.

## **CINEMÁTICA**

Quando um adulto está em pé, a região torácica tipicamente exhibe aproximadamente 40 a 45 graus de cifose natural.<sup>121</sup> A partir da posição neutra, o movimento ocorre em todos os três planos. Apesar da amplitude de movimentos em cada junção intervertebral torácica ser relativamente pequena, o movimento cumulativo é considerável quando expresso sobre toda a coluna torácica (Tabela 9-8). São encontrados poucos dados consistentes e confiáveis na literatura que descrevem a cinemática tridimensional na região torácica.<sup>121</sup> Os valores apresentados na Tabela 9-8, portanto, baseiam-se parcialmente na observação visual.

**TABELA 9-8** Arco de Movimentos Aproximado para os Três Planos de Movimento para a Região Torácica

Flexão e Extensão (Plano Sagital, Graus)	Rotação Axial (Plano Horizontal, Graus)	Flexão Lateral (Plano Frontal, Graus)
Flexão: 30–40 Extensão: 20–25 Total: 50–65	30–35	25–30

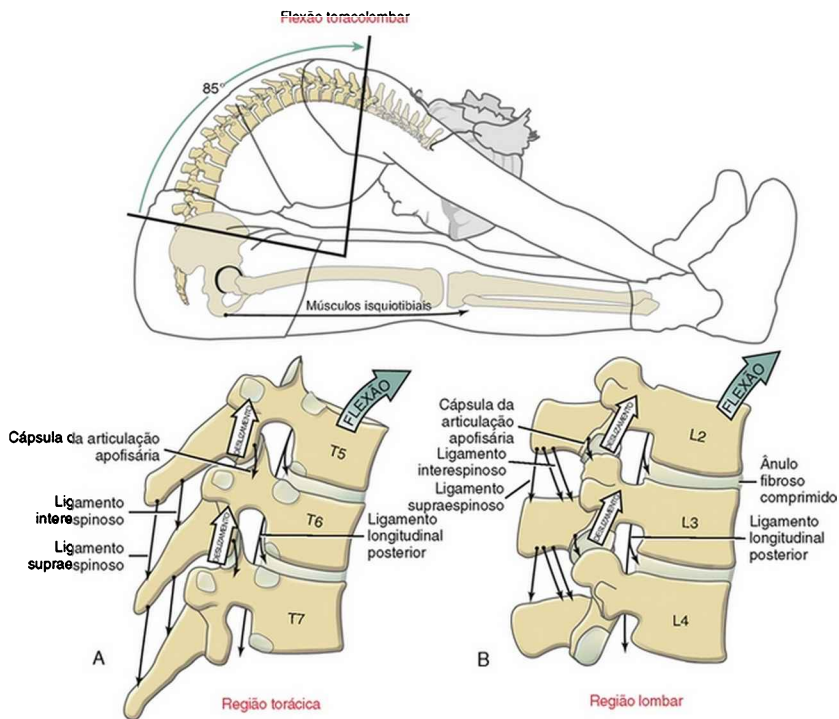
A direção e a extensão do movimento torácico dentro de qualquer plano determinado são influenciadas por vários fatores, incluindo a postura de repouso de uma região, as articulações apofisárias, as conexões com a caixa torácica e as alturas relativas dos discos intervertebrais. Comparada com as regiões cervical e lombar, a região



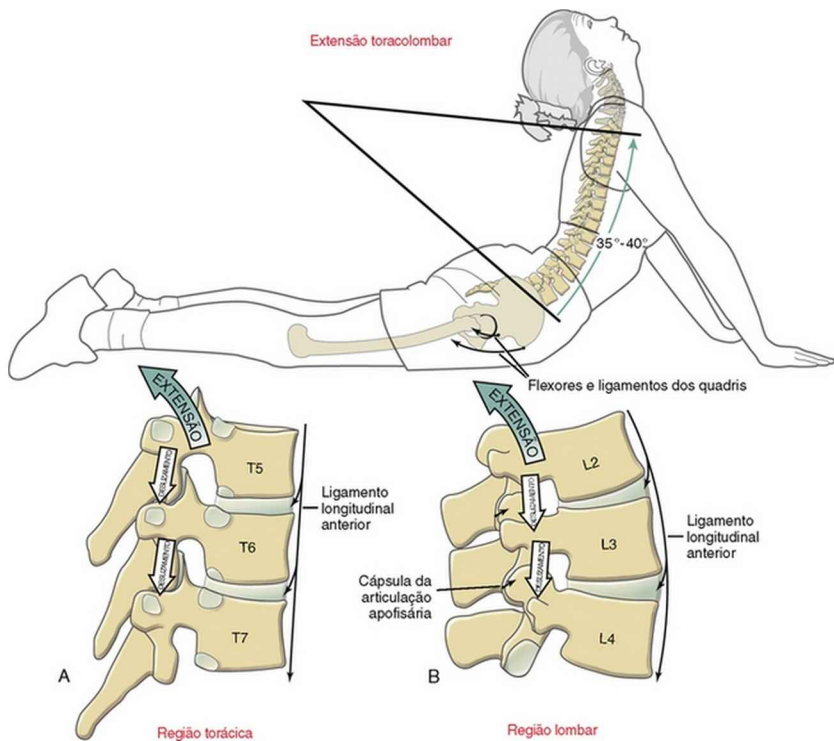
torácica tem de longe a menor proporção entre o disco e o corpo vertebral. Os discos relativamente finos naturalmente limitam a extensão sobre a qual o corpo vertebral pode rodar (ou oscilar) sobre o outro antes de ser bloqueado pela compressão óssea, pelo menos nos planos sagital e frontal. Apesar deste fator reduzir levemente a mobilidade torácica, ele acrescenta outro elemento da estabilidade geral da região.

### **Cinemática da Flexão e Extensão**

Aproximadamente 30 a 40 graus de flexão e 20 a 25 graus de extensão estão disponíveis através da região torácica. Estas cinemáticas são demonstradas no contexto da flexão e extensão sobre toda a coluna toracolombar nas Figuras 9-52 e 9-53, respectivamente. Os extremos da *flexão* são limitados pela tensão nos tecidos conjuntivos localizados posteriormente aos corpos vertebrais, incluindo a cápsula das articulações apofisárias e ligamentos longitudinais posteriores. Os extremos da *extensão*, por outro lado, são limitados pela tensão no ligamento longitudinal anterior e pelo impacto potencial entre lâminas ou entre processos espinhosos adjacentes com inclinação para baixo, especialmente nas vértebras torácicas superior e médias. A magnitude da flexão e extensão torácicas é maior nas regiões caudais extremas, em grande parte por causa das costelas flutuantes mais caudais e o desvio para uma orientação mais no plano sagital das articulações apofisárias.<sup>124,182</sup>



**FIGURA 9-52** A cinemática da flexão toracolombar é demonstrada em um arco de 85 graus: neste indivíduo, a soma de 35 graus de flexão torácica e 50 graus de flexão lombar. **A**, Cinemática na região torácica. **B**, Cinemática na região lombar. Os tecidos alongados e tensos são indicados pelas setas pretas finas.



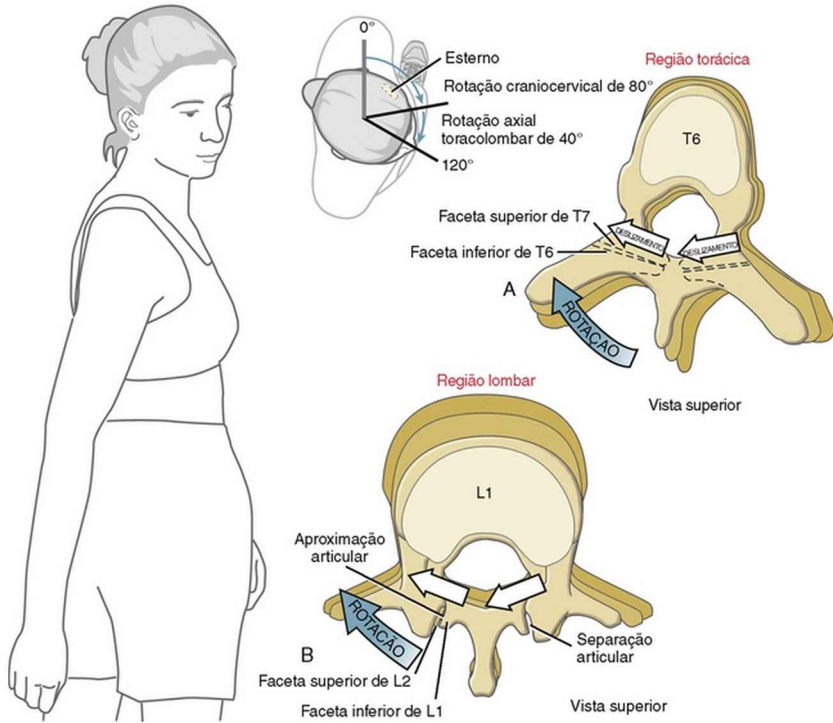
**FIGURA 9-53** A cinemática da extensão toracolombar demonstrada através de um arco de 35 a 40 graus: a soma dos 20 a 25 graus de extensão torácica e 15 graus de extensão lombar. **A**, Cinemática na região torácica. **B**, Cinemática na região lombar. Os tecidos alongados e tensos são demonstrados por setas pretas finas.

A artrocinemática nas articulações apofisárias na coluna torácica geralmente é similar à descrita para a região de C2 a C7. Diferenças sutis estão relacionadas principalmente com os diferentes formatos das vértebras, fixações costais e diferentes orientações espaciais das facetas articulares das articulações apofisárias. A *flexão* entre T5 e T6, por exemplo, ocorre através de um

deslizamento superior e levemente anterior das superfícies facetárias inferiores de T5 sobre as superfícies facetárias superiores de T6 (Fig. 9-52, A). As superfícies articulares com inclinação moderadamente para a frente das articulações apofisárias naturalmente facilitam a flexão de toda a região. A *extensão* ocorre através de um processo inverso (Fig. 9-53, A).

### **Cinemática da Rotação Axial**

Aproximadamente 30 a 35 graus de rotação no plano horizontal (axial) ocorrem para cada lado por toda a região torácica. Este movimento é descrito conjuntamente com a rotação axial através de toda a região toracolombar na Figura 9-54. A rotação entre T6 e T7, por exemplo, ocorre à medida que as facetas articulares inferiores alinhadas quase no plano frontal de T6 deslizam por uma pequena distância contra as facetas articulares superiores similarmente alinhadas de T7 (Fig. 9-54, A). A liberdade de rotação axial diminui nas regiões inferiores da coluna torácica. Nesta região, as articulações apofisárias têm uma orientação levemente mais vertical já que desviam para uma orientação mais para o plano sagital.<sup>124,182</sup>

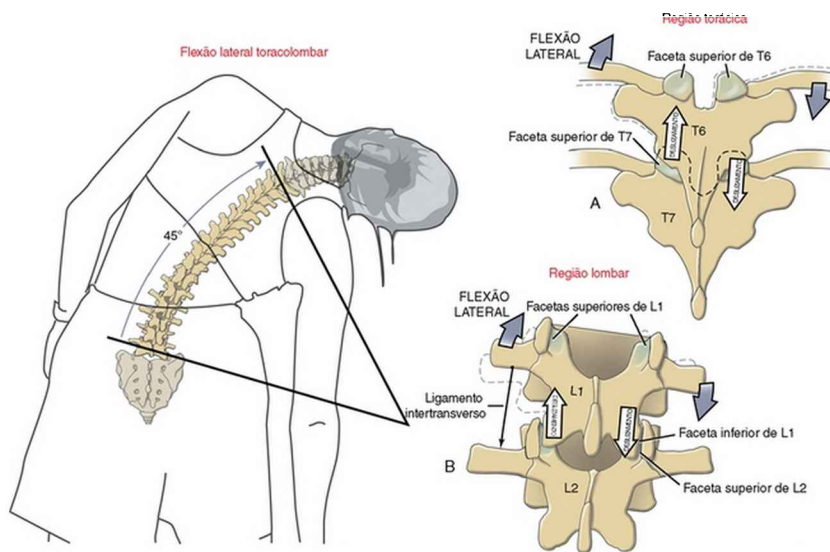


**FIGURA 9-54** A cinemática da rotação axial toracolombar é demonstrada conforme o indivíduo roda sua face em 120 graus para a direita. A rotação axial toracolombar é demonstrada através de um arco aproximado de 40 graus: a soma de aproximadamente 35 graus de rotação torácica e 5 graus de rotação lombar. **A**, Cinemática na região torácica. **B**, Cinemática na região lombar.

### Cinemática da Flexão Lateral

A orientação predominante no plano frontal das superfícies das facetas articulares torácicas sugere uma liberdade relativa de flexão lateral. Entretanto, este potencial para movimento nunca é totalmente expresso por causa da

estabilização gerada pelas fixações às costelas. A flexão lateral na coluna torácica é ilustrada no contexto com flexão lateral por toda a região toracolombar na Figura 9-55. Aproximadamente 25 a 30 graus de flexão lateral ocorrem para cada lado da região torácica. Conforme descrito na Figura 9-55, A, a flexão lateral de T6 sobre T7 ocorre conforme a faceta inferior de T6 desliza superiormente do lado contralateral à flexão lateral e inferiormente do lado ipsilateral à flexão lateral. Observe que as costelas abaixam levemente do lado da flexão lateral e se elevam levemente no lado oposto ao da flexão lateral.



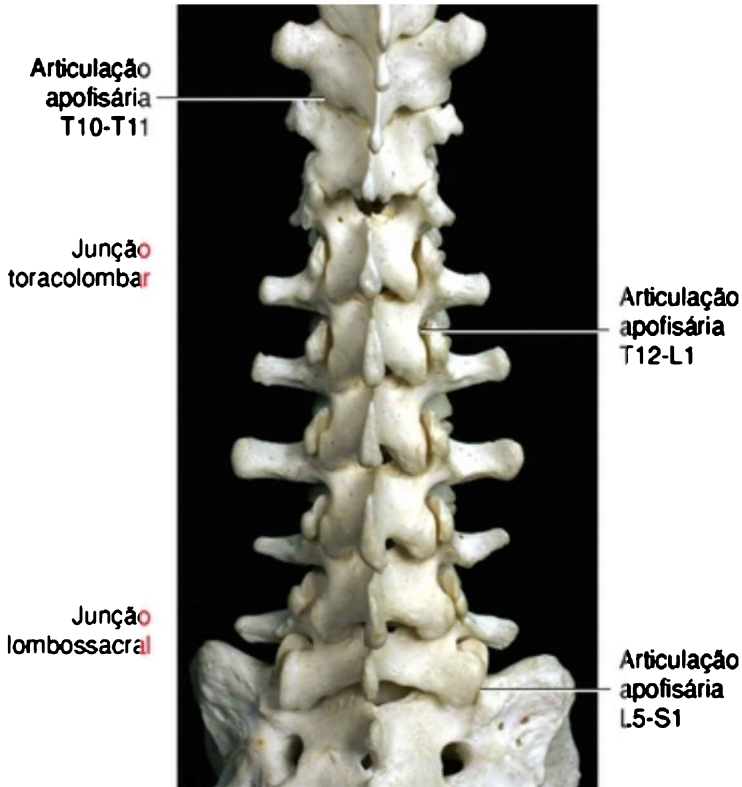
**FIGURA 9-55** A cinemática da flexão lateral toracolombar demonstrada através de um arco aproximado de 45 graus: a soma de 25 graus de flexão lateral torácica e 20 graus de flexão lateral lombar. **A**, Cinemática na região torácica. **B**, Cinemática na região lombar. Os tecidos alongados e tensos são indicados por uma seta preta fina.

## **Região Lombar**

### **ANATOMIA DAS ESTRUTURAS ARTICULARES**

#### **Região L1 a L4**

As superfícies facetárias da maioria das articulações apofisárias lombares estão orientadas quase verticalmente, com uma tendência para o plano sagital moderada a forte (Fig. 9-56). A orientação da faceta articular superior de L2, por exemplo, é na média de aproximadamente 25 graus em relação ao plano sagital (Fig. 9-32). Essa orientação favorece o plano de movimento sagital à custa da rotação no plano horizontal.



**FIGURA 9-56** Vista posterior das junções toracolombar e lombossacra. Observe a transição na orientação das superfícies facetárias dentro das articulações apofisárias nas duas junções. Observe também que o espécime ósseo demonstra uma tendência ao plano frontal nas articulações apofisárias de L4-L5 e L5-S1. A variação não é incomum.

### **Junção L5-S1**

Assim como qualquer junção intervertebral típica, a junção L5-S1 possui uma articulação intersomática anteriormente e um par de articulações apofisárias posteriormente. As superfícies facetárias das articulações apofisárias de L5-S1 geralmente estão orientadas em um plano mais frontal do



que aquele de outras regiões lombares (Fig. 9-56).

A base (topo) do sacro está naturalmente inclinada anterior e inferiormente, formando um *ângulo sacro-horizontal* de 40 graus quando o indivíduo está em pé (Fig. 9-58, A).<sup>106</sup> Dado este ângulo, a força resultante do peso corporal (PC) cria uma força de cisalhamento *anterior* ( $PC_{cis}$ ) e uma força compressiva ( $PC_{comp}$ ) que atuam perpendicularmente sobre a superfície superior do sacro. A magnitude do cisalhamento anterior é igual ao produto do PC multiplicado pelo seno do ângulo sacro-horizontal. Um ângulo sacro-horizontal típico de 40 graus produz uma força de cisalhamento anterior na junção L5-S1 igual a 64% do PC superposto. O aumento do grau da lordose lombar aumenta o ângulo sacro-horizontal, o que também aumenta o cisalhamento anterior na junção L5-S1. Se o ângulo sacro-horizontal aumenta para 55 graus, por exemplo, a força de cisalhamento anterior deve aumentar para 82% do PC superposto. Quando o indivíduo está em pé ou sentado, a lordose lombar pode aumentar nesta quantidade através da inclinação anterior da pelve (Fig. 9-63, A). (A inclinação da pelve é definida como uma rotação de arco curto no plano sagital da pelve em relação a ambas as cabeças femorais. A direção da inclinação é indicada pela direção de rotação das cristas ilíacas.)

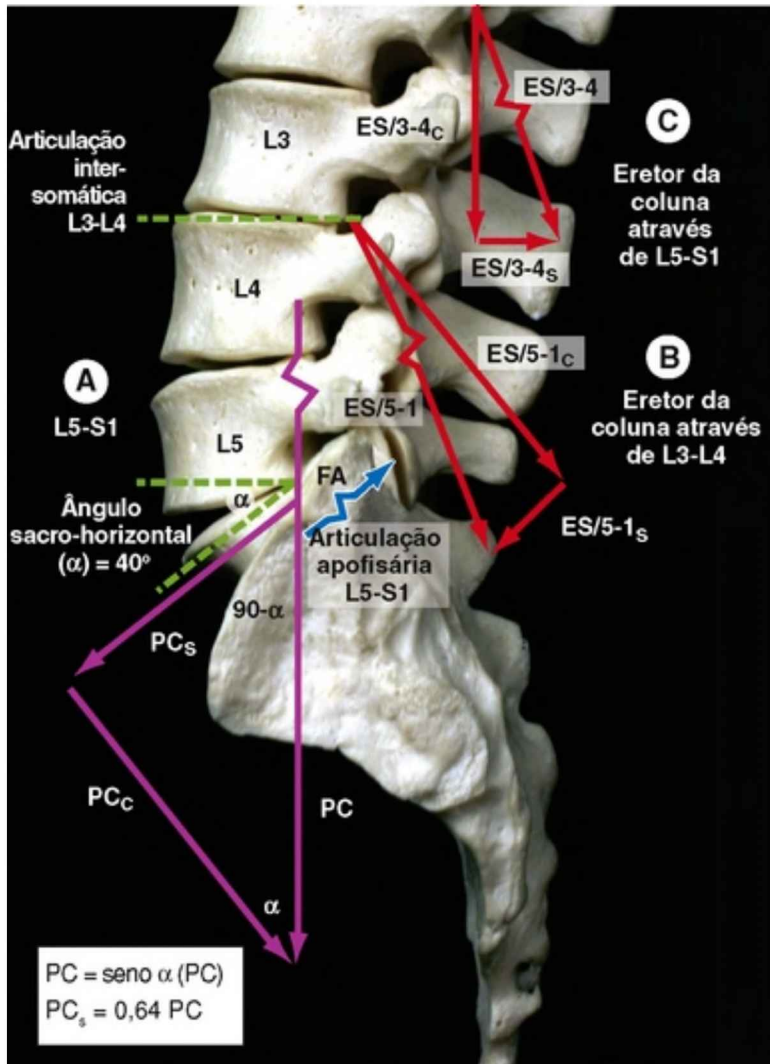
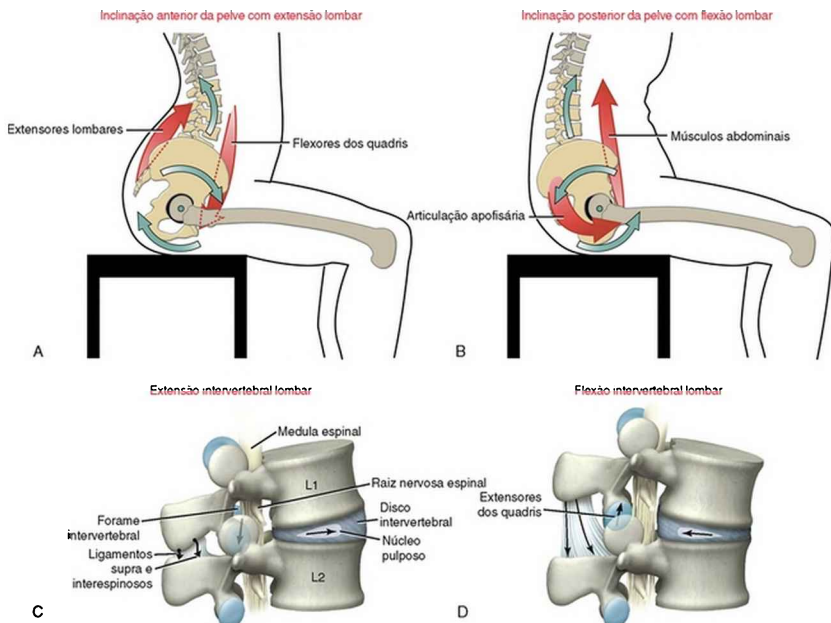


FIGURA 9-58 Vista lateral demonstra a biomecânica responsável pelas forças de cisalhamento nas articulações intersomáticas de L5-S1 e região lombar média (L3-L4). A, O ângulo sacro-horizontar ( $\alpha$ ) é o ângulo L5-S1 entre o plano horizontal e a superfície superior do sacro. PC (peso corporal) é o peso do corpo localizado acima do sacro. PC<sub>c</sub> é a força do peso

corporal direcionada perpendicularmente para a superfície superior do sacro.  $PC_s$  é a força de cisalhamento do peso corporal direcionada em paralelo à superfície superior do sacro. A força articular ( $FA$ ) na articulação apofisária L5-S1 é demonstrada como uma seta azul curta. **B**, O vetor de força do eretor da coluna ativo é demonstrado no cruzamento por L5-S1 ( $ES/5-1$ ).  $ES/5-1_c$  é a força do músculo direcionada perpendicularmente à superfície superior do sacro.  $ES/5-1_s$  é a força de cisalhamento do músculo direcionada paralelamente à superfície superior do sacro. **C**, O vetor de força do eretor da coluna é demonstrado cruzando L3-L4 ( $ES/3-4$ ).  $ES/3-4_c$  é a força de compressão do músculo direcionada perpendicularmente para a superfície superior de L4.  $ES/3-4_s$  é a força de cisalhamento do músculo direcionado em paralelo para a superfície superior de L4. Consulte o texto para maiores detalhes. (Criado com o auxílio de Guy Simoneau, PT, PhD.)



**FIGURA 9-63** Inclinações anterior e posterior da pelve e seus efeitos sobre a cinemática da coluna lombar. **A e C**, A *inclinação pélvica anterior* estende a coluna lombar e aumenta a lordose. Esta ação tende a desviar anteriormente o núcleo pulposo e reduz o diâmetro do forame intervertebral. **B e D**, A *inclinação pélvica posterior* flexiona a coluna lombar e diminui a lordose. Esta ação tende a desviar o núcleo pulposo posteriormente e aumentar o diâmetro do forame intervertebral. A atividade muscular é demonstrada em vermelho.

### **ENFOQUE ESPECIAL 9-6** Algumas Implicações Clínicas Relacionadas com a Junção Toracolombar

Na junção toracolombar ou próximo a ela, as superfícies das facetas articulares das articulações apofisárias mudam suas orientações de modo abrupto, do plano quase frontal para o plano quase sagital.<sup>124</sup> O ponto exato desta transição é variável, geralmente começa uma ou duas junções em direção mais cranial, como demonstrado no espécime ilustrado na Figura 9-56. Essa transição relativamente aguda do plano frontal para o sagital na orientação das articulações apofisárias pode criar uma hipermobilidade no plano sagital e instabilidade nesta região. *I. e.* evidente na Figura 9-57 quando um menino jovem com paralisia cerebral tenta equilibrar-se apoiado sobre seus joelhos. A falta de controle e a fraqueza dos músculos do tronco permitem que a junção toracolombar entre em colapso no plano de menor resistência óssea – neste caso, em hiperextensão toracolombar acentuada. Esse colapso cria uma severa hiperlordose nessa região.

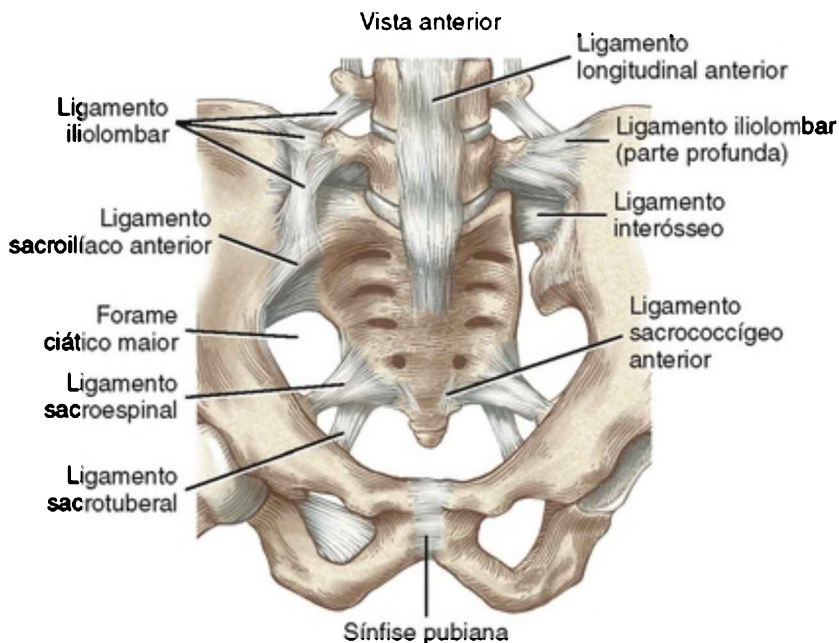


FIGURA 9-57 Ilustração de um menino com paralisia cerebral com fraqueza e controle inadequado dos músculos do tronco. Observe a hiperextensão excessiva na região da junção toracolombar.

Como um segundo exemplo clínico, a já mencionada transição aguda do plano frontal para sagital das articulações apofisárias pode explicar parcialmente a incidência relativamente alta de paraplegia traumática na junção toracolombar. Em certos acidentes de alto impacto, que envolvem a flexão do tronco, o tórax, mantido relativamente rígido pela caixa torácica, está livre para flexionar violentamente como uma unidade sobre a região lombar superior. Um grande torque de flexão liberado pelo tórax pode se concentrar na forma de um estresse de hiperflexão excessivo no ponto de transição. Se for suficientemente severo, o estresse pode fraturar ou luxar os elementos ósseos e possivelmente lesionar a extremidade distal da medula espinal ou a cauda

equina. Os instrumentos de fixação da coluna implantados para imobilizar uma junção toracolombar instável são particularmente susceptíveis à falha por estresse, em comparação com os instrumentos implantados em outras regiões da coluna vertebral.

Várias estruturas resistem contra a força de cisalhamento natural produzida na junção L5-S1. O largo e forte *ligamento longitudinal anterior* cruza anteriormente a junção L5-S1. O *ligamento iliolumbar* se origina da face inferior dos processos transversos de L4-L5 e fibras adjacentes do músculo quadrado lombar. O ligamento se fixa inferiormente ao íliaco, anteriormente à articulação sacroilíaca e na face superolateral do sacro (Fig. 9-70). Bilateralmente, o ligamento iliolumbar fornece uma firme ancoragem entre os processos transversos naturalmente robustos de L5 e o íliaco e sacro subjacentes.<sup>23,72,224</sup>



**FIGURA 9-70** Vista anterior da região lombossacra, a pelve demonstra os principais ligamentos na região, especialmente aqueles da articulação sacroilíaca. No lado esquerdo do espécime, parte do sacro, partes superficiais do ligamento iliolumbar e ligamento sacroilíaco superior foram removidos para expor a superfície auricular do íliaco e o mais profundo ligamento interósseo.

Além dos tecidos conjuntivos mencionados anteriormente, as largas e fortes facetas articulares das articulações apofisárias de L5-S1 fornecem a estabilização óssea da junção L5-S1. A inclinação em um plano quase frontal das superfícies facetárias é ideal para a resistência contra o cisalhamento anterior nesta região. Essa resistência cria uma força de compressão dentro das articulações apofisárias de L5-S1. (Observe o vetor de força azul na Fig. 9-58, A, denominado FA.) Sem uma

estabilização adequada, a extremidade inferior da região lombar pode deslizar para a frente em relação ao sacro.<sup>76</sup> Esta condição anormal e potencialmente séria é conhecida como *espondilolistese anterior*.



## CINEMÁTICA

Um adulto saudável em pé exibe aproximadamente 40 a 50 graus de lordose,<sup>23,106</sup> apesar de existir uma grande variação. A partir desta posição neutra, a coluna lombar pode se mover em três graus de liberdade. Dados sobre a amplitude de movimento lombar são altamente variáveis; os valores típicos estão listados na Tabela 9-9.\* As seções a seguir focalizam a cinemática de cada plano de movimento dentro da região lombar.

**TABELA 9-9** Arco de Movimentos Aproximado para os Três Planos de Movimento para a Região Lombar

Flexão e Extensão (Plano Sagital, Graus)	Rotação Axial (Plano Horizontal, Graus)	Flexão Lateral (Plano Frontal, Graus)
Flexão: 40–50 Extensão: 15–20 Total: 55–70	5–7	20

### **ENFOQUE ESPECIAL 9-7** Espondilolistese Anterior em L5-S1

*Espondilolistese anterior* é um termo geral que descreve um

deslizamento ou deslocamento anterior de uma vértebra em relação à outra. Esta condição geralmente ocorre na junção L5-S1, conforme ilustrado na Figura 9-59. O termo *espondilolistese* deriva do grego *spondilo*, que significa vértebra, e *listese*, que significa deslizar. Esta condição pode ser adquirida após estresse excessivo ou patologia, ou ser congênita.<sup>207</sup> Na maioria das vezes, uma espondilolistese anterior na região lombar inferior está associada a uma fratura bilateral (ou déficit) do *par articular*, uma seção da vértebra lombar a meio caminho entre os processos articulares superiores e inferiores (Fig. 9-27). A forma adquirida de espondilolistese anterior em L5 e S1 pode ser progressiva, e em alguns casos causada por atividades físicas repetidas que envolvem a hiperextensão da região. Casos severos de espondilolistese anterior podem danificar a cauda equina, já que este feixe de nervos passa pela junção L5-S1.

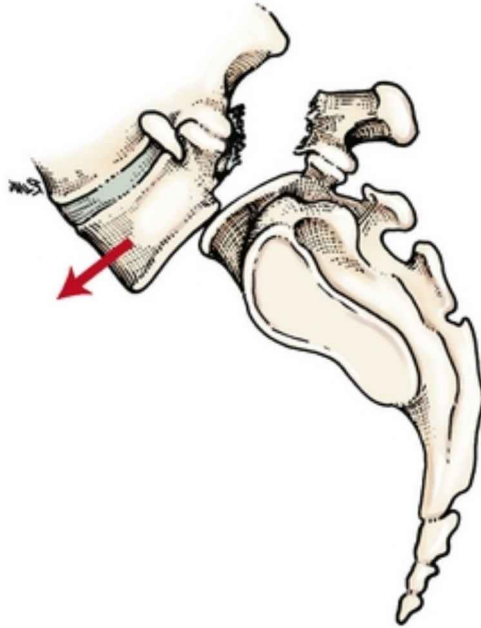


FIGURA 9-59 Severa espondilolistese na junção L5-S1, após uma fratura do par articular. (Consulte o texto para mais detalhes.)

(Modificado de Canale ST, Beaty JH: *Campbell's operative orthopaedics*, Ed 11, St Louis, 2008, Mosby.)

Como descrito na Figura 9-58, A, o aumento da lordose lombar aumenta o ângulo sacro-horizontal normal, aumentando desta forma a força de cisalhamento anterior entre L5 e S1. Exercícios ou outras ações que criam uma hiperextensão forçada na coluna lombar inferior estão contraindicados para pessoas com espondilolistese anterior, especialmente se a condição é instável e progressiva.<sup>207</sup> Conforme demonstrado na Figura 9-58, B, o vetor de força do músculo eretor da coluna que cruza L5-S1 (ES/5-1) cria uma força de cisalhamento anterior (ES/5-1<sub>s</sub>) paralela ao corpo

superior do sacro. A direção deste cisalhamento é uma função da orientação das fibras adjacentes do eretor da coluna e o ângulo sacro-horizontal de 40 graus. Em teoria, uma maior força muscular aumenta o cisalhamento anterior na junção L5-S1, especialmente se a ativação muscular exagera a lordose.

As forças de cisalhamento direcionadas anteriormente produzidas pelo eretor da coluna lombar ocorrem principalmente na junção L5-S1 e não, como regra, por toda a coluna lombar.<sup>102</sup> Conforme indicado na Figura 9-58, C, na postura normal, as superfícies superiores dos corpos das vértebras lombares médias tipicamente estão posicionadas em uma orientação mais horizontal. As fibras do músculo eretor da coluna que cruzam esta região apresentam uma maior probabilidade de produzir um cisalhamento *posterior* através das articulações intersomáticas lombares (Fig. 9-58, C, ES/3-4s).<sup>125</sup> Esse cisalhamento produzido pelos músculos pode ser fisiologicamente útil, gerando resistência contra o cisalhamento anterior que pode ser produzido durante a inclinação do tronco e elevação de cargas na frente do corpo.

### **Cinemática no Plano Sagital: Flexão e Extensão**

Apesar de os dados variarem consideravelmente entre estudos e populações, aproximadamente 40 a 50 graus de flexão e 15 a 20 graus de extensão ocorrem na coluna lombar.<sup>144,152,153,198,213</sup> O arco total de movimento de 50 a 70 graus no plano sagital é substancial, considerando que ele ocorre somente através de cinco junções

intervertebrais. Esta predominância de movimento no plano sagital é em grande parte resultante da orientação prevalente no plano sagital das superfícies facetárias das articulações apofisárias lombares.

Muitas atividades comuns e importantes do dia a dia envolvem a flexão e a extensão da seção média do corpo, incluindo os quadris. Considere, por exemplo, a inclinação para a frente para tocar o chão, subir degraus altos, sair de um automóvel ou uma criança nova na transição entre o engatinhar e o sentar. Todas essas atividades envolvem uma interação cinemática entre o tronco, a coluna lombar e a pelve sobre os fêmures (quadris). Como será descrito mais adiante neste capítulo, a interação cinemática existe da mesma forma encontrada mais cranialmente na região craniocervical.

A seção a seguir focaliza vários subtópicos dentro do amplo tópico da cinemática no plano sagital da coluna lombar. O Quadro 9-2 lista a ordem desses subtópicos.

**QUADRO 9-2** Ordem de Subtópicos que Envolvem a Cinemática no Plano Sagital na Região Lombar

Flexão da coluna lombar

Extensão da coluna lombar

Ritmo lombopélvico durante a flexão e extensão do tronco

- Variações dos ritmos lombopélvicos durante a *flexão do tronco* a partir da posição em pé: uma análise cinemática.
- Ritmo lombopélvico durante uma *extensão do tronco* a partir de uma posição de inclinação anterior: uma análise muscular.

Efeito da inclinação pélvica sobre a cinemática da coluna lombar

- Correlações cinesiológicas entre a inclinação anterior da pelve e o aumento da lordose lombar.
- Correlações cinesiológicas entre a inclinação posterior da pelve e a diminuição da lordose lombar.

## Flexão da Região Lombar

A Figura 9-52, *B*, demonstra a cinemática da flexão da região lombar no contexto da flexão do tronco e dos quadris. A flexão da pelve sobre os fêmures (quadris) aumenta a tensão passiva sobre o alongamento dos isquiotibiais. Com a extremidade inferior da coluna vertebral fixa pelas articulações sacroilíacas, a flexão continuada da região lombar média e superior reverte a lordose natural da região lombar.

Durante a flexão entre L2 e L3, por exemplo, as facetas articulares inferiores de L2 deslizam superior e anteriormente, em relação às facetas superiores de L3.

Como consequência, as forças de compressão oriundas do peso corporal são transferidas para *longe* das articulações apofisárias (que normalmente suportam aproximadamente 20% da carga espinal total em uma pessoa em pé) e *na direção* dos discos e corpos vertebrais.<sup>5,174</sup> As faces anteriores comprimidas dos discos e os ligamentos posteriores estirados suportam uma maior parte da carga total conforme o tronco é progressivamente flexionado. Na flexão extrema as cápsulas articulares completamente estiradas das articulações apofisárias resistem contra uma maior migração anterior da vértebra superior.<sup>194</sup>

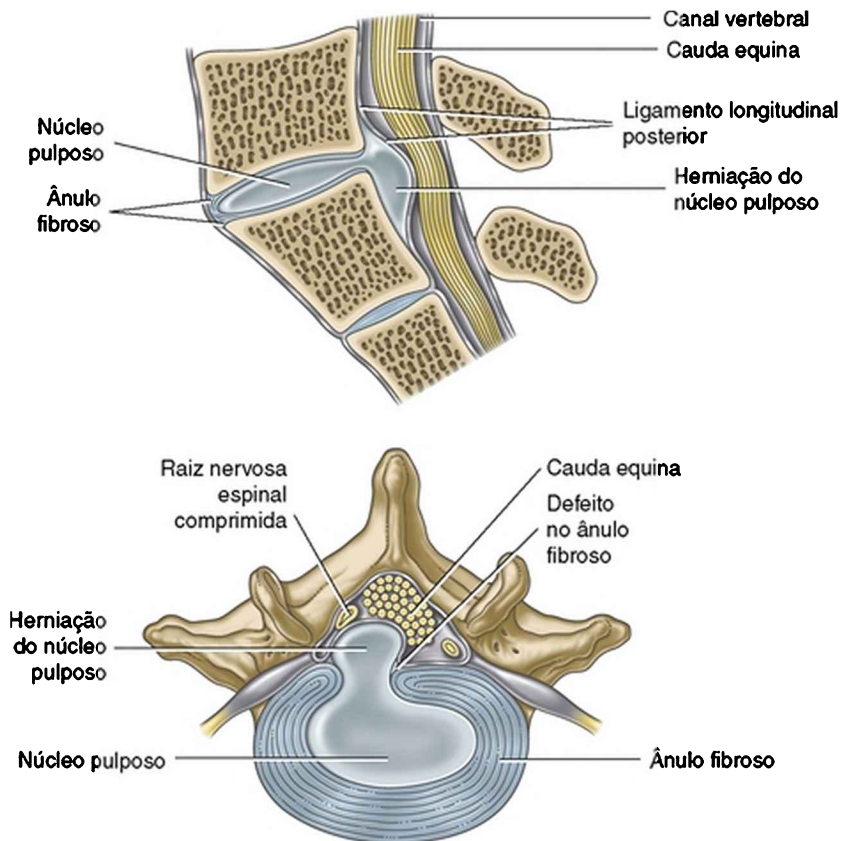
A posição de flexão extrema reduz significativamente a área de contato dentro das articulações apofisárias. Paradoxalmente, apesar de uma coluna lombar totalmente flexionada reduzir a carga total sobre uma determinada articulação apofisária, é possível que a *pressão de contato* (força por unidade de área) na verdade possa aumentar devido à menor área de superfície para distribuir a carga. Entretanto, o aumento absoluto na pressão de contato pode ou não ser excessiva, dependendo da magnitude total das forças que atuam sobre a articulação flexionada. A presença de uma forte ativação muscular em uma posição flexionada pode elevar as pressões de contato a valores bastante elevados. A pressão excessivamente alta pode danificar as articulações apofisárias flexionadas,

especialmente se mantidas durante um período prolongado de tempo ou se as superfícies articulares apresentarem formatos anormais.

O grau de flexão da coluna lombar afeta significativamente o diâmetro de cada forame intervertebral e a deformação potencial do núcleo pulposo. Em relação à posição neutra, a flexão completa aumenta o diâmetro do forame intervertebral em 19%.<sup>90</sup> Portanto, a flexão lombar pode ser utilizada de modo terapêutico como um modo de reduzir temporariamente a pressão sobre a raiz nervosa espinal lombar que está comprimida por um forame obstruído.<sup>173</sup> Entretanto, em certos casos, esta potencial vantagem terapêutica pode estar associada a uma potencial desvantagem terapêutica. Por exemplo, a flexão excessiva ou prolongada da região lombar gera uma elevada força de compressão sobre a região anterior do disco, podendo deformar o núcleo pulposo gelatinoso em uma direção posterior.\* Na coluna saudável, a magnitude de deformação posterior é pequena e geralmente sem consequências. A migração real do disco normalmente é limitada pelo aumento da tensão na face posterior estirada do ânulo fibroso. Entretanto, um disco com ânulo posterior fraco, com fendas ou distendido, pode experimentar uma migração posterior do núcleo pulposo. Em alguns casos, o material nuclear pode comprimir a medula espinal ou



raízes nervosas (Fig. 9-60). Esta lesão potencialmente dolorosa em geral é denominada de *hérnia* ou *prolapso discal*, ou mais formalmente como um *núcleo pulposo herniado*. Pessoas com hérnias discais podem experimentar dor ou alteração de sensação, fraqueza muscular e diminuição dos reflexos na extremidade inferior, consistentes com a distribuição motora e sensitiva da raiz nervosa comprimida.



---

FIGURA 9-60 Duas vistas de um núcleo pulposo totalmente herniado na região lombar.

(De *Stranding S: Gray's anatomy, Ed 40, New York, 2009, Churchill Livingstone.*)

## Extensão da Coluna Lombar

A extensão da coluna lombar apresenta essencialmente o inverso da cinemática da flexão e aumenta a lordose natural (Fig. 9-53). Quando a extensão lombar é combinada com a extensão completa do quadril, o aumento da tensão passiva em estiramento dos músculos flexores e ligamentos capsulares do quadril promove a lordose lombar e gera uma força de inclinação anterior sobre a pelve. A extensão entre L2 e L3, por exemplo, ocorre durante o deslizamento inferior e levemente posterior das facetas articulares inferiores de L2 em relação às facetas superiores de L3.

A partir de uma posição flexionada, o movimento de uma posição neutra ou levemente estendida aumenta a área de contato dentro das articulações apofisárias, ao mesmo tempo que essas articulações tipicamente aceitam uma maior percentagem do peso corporal.<sup>174,179</sup> Esta situação pode ajudar a limitar a pressão de contato dentro das articulações. Este cenário protetor não se aplica, entretanto, aos *extremos* fisiológicos da extensão lombar. Em hiperextensão lombar completa, as pontas das facetas

articulares inferiores (de uma vértebra de cima) deslizam inferiormente além da superfície articular das facetas articulares superiores da vértebra abaixo. As pressões de contato, portanto, podem ser muito altas na coluna lombar hiperestendida conforme as pontas relativamente “agudas” da faceta articular inferior fazem contato com a região da lâmina adjacente. Por este motivo, uma postura crônica de hiperlordose lombar pode gerar um estresse elevado e potencialmente danoso sobre as articulações apofisárias e regiões adjacentes. Além disto, a hiperextensão da coluna lombar pode comprimir os ligamentos interespinosos, criando possivelmente uma fonte de dor lombar.<sup>85</sup>

Assim como a flexão, a extensão da coluna lombar afeta significativamente o diâmetro dos forames intervertebrais e o potencial de deformação do núcleo pulposo.<sup>9,67,176</sup> Em relação à posição neutra, a extensão lombar total reduz o diâmetro dos forames intervertebrais em 11%.<sup>90</sup> Por este motivo uma pessoa com compressão de raiz nervosa causada por um forame intervertebral estenosado deve limitar as atividades que envolvam hiperextensão, especialmente se ela causar fraqueza ou alteração de sensibilidade nas extremidades. A extensão completa, entretanto, tende a deformar o núcleo pulposo em direção *anterior*,<sup>64,200</sup> limitando potencialmente uma migração posterior mais típica do núcleo.<sup>9,18</sup> Uma

extensão lombar completa mantida reduz a pressão dentro dos discos<sup>138,175</sup> e em alguns casos reduz a pressão de contato entre o material nuclear deslocado e os tecidos neurais. Evidências deste último relato geralmente são descritas como “centralização” dos sintomas, o que significa que a dor ou sensação alterada (antes percebida nas extremidades inferiores devido à compressão das raízes nervosas) migra *na direção* da região lombar.<sup>55,217</sup> Portanto, a centralização sugere uma diminuição da pressão de contato entre o material nuclear deslocado e uma raiz nervosa. A pressão de contato reduzida após uma extensão total mantida pode ocorrer porque o material nuclear é empurrado para a frente e para longe dos tecidos neurais, porque os tecidos neurais são puxados posteriormente e para longe do material nuclear, ou ambos. Manobras que enfatizam os exercícios de extensão lombar e posturas de modo a reduzir a dor irradiada e radiculopatia em um núcleo pulposo herniado posteriormente foram popularizadas por Robin McKenzie, e esses exercícios ficaram conhecidos como “exercícios de McKenzie”.<sup>127</sup> Abordagens terapêuticas que enfatizam a extensão ativa e passiva mantida mostraram graus variáveis de alívio e melhora da função em pessoas com hérnia discal posterior ou posterolateral.<sup>30,38</sup> Esta abordagem, entretanto, provavelmente não é benéfica para

qualquer paciente com dor lombar crônica.<sup>119</sup>

## **Ritmo Lombopélvico durante a Flexão e Extensão do Tronco**

Em conjunção com as articulações dos quadris, a coluna lombar fornece a principal articulação eixo em flexão e extensão para o corpo humano como um todo. Considere a este respeito, atividades como a inclinação anterior e posterior do tronco, subir uma colina íngreme e levantar objetos do chão. O relacionamento cinemático entre a coluna lombar e as articulações dos quadris durante estes movimentos no plano sagital foi denominado *ritmo lombopélvico*. (Uma fraca analogia deste conceito existe para o ombro e foi descrita como *ritmo escapuloumeral* no Cap. 5.) Prestar atenção para o ritmo lombopélvico em pessoas com movimentos dolorosos ou trabalhosos pode gerar pistas para a detecção de interações musculares e articulares anormais dentro da região.<sup>110,134,180,196</sup> Essas pistas podem gerar informações que ajudam na determinação do tratamento para a patomecânica subjacente.

### **ENFOQUE ESPECIAL 9-8** Mais sobre a Hérnia do Núcleo Pulposos

Onome formal para um disco herniado ou prolapsado é *núcleo pulposos herniado*. As herniações tipicamente envolvem uma

migração posterolateral ou posterior do núcleo pulposo na direção dos tecidos neurais que são bastante sensíveis (i. e., medula espinal, cauda equina, raízes nervosas centrais e dorsais, ou saída das raízes nervosas espinais). Nem todos os discos herniados são notáveis como o ilustrado na Figura 9-60.<sup>95</sup> Nos casos relativamente leves, o núcleo deslocado migra posteriormente, mas permanece dentro dos confins do ânulo fibroso. Entretanto, os casos mais moderados podem progredir para um ponto no qual o material nuclear, apesar de ainda permanecer dentro do ânulo posterior, *abaúla* ou faz uma *protrusão* além da circunferência do bordo posterior do corpo vertebral. Nos casos mais severos, este material nuclear hérnia completamente através da parede anular (ou ligamento longitudinal posterior) e faz uma *extrusão* para o espaço epidural (demonstrada na Fig. 9-60). O material nuclear extruso pode conter fragmentos do ânulo degenerado e das placas terminais vertebrais.<sup>220</sup> Em alguns casos, o material extruso pode ficar acomodado no espaço epidural – frequentemente denominado *sequestro* do disco herniado. As herniações extrusas ou sequestradas podem apresentar melhor prognóstico do que o disco protruso ou abaulado. Quando deslocado para o canal espinal, o núcleo herniado atrai macrófagos que podem auxiliar na reabsorção do material.<sup>95</sup>

A dor relacionada ao disco pode resultar do disco degenerado propriamente dito ou de consequências de um núcleo pulposo. A dor associada a um disco degenerado pode ser causada pela lesão da periferia inervada do ânulo fibroso

posterior, do ligamento longitudinal posterior ou das placas terminais vertebrais. Entretanto, talvez seja mais séria a dor e a radiculopatia causadas pelo disco herniado comprimindo os tecidos neurais dentro do canal espinal (como visto na Fig. 9-60). Em ambos os cenários, a dor aumenta quando os tecidos locais se inflamam.<sup>116</sup> Os nervos comprimidos e inflamados dentro do canal espinal ou forames intervertebrais tipicamente produzem dor e alteração de sensação que estão topograficamente associadas aos dermatômos nas extremidades inferiores. Os sintomas geralmente são denominados de “ciática” devido à forte probabilidade de o disco herniado afetar as raízes nervosas associadas ao nervo ciático (L<sup>4</sup>-S<sup>3</sup>). Embora a dor possa ser um grande componente de um núcleo pulposo herniado, não é uma consequência universal da patologia.<sup>26</sup>

A herniação posterior do disco na região lombar tipicamente envolve dois mecanismos inter-relacionados. O primeiro envolve uma grande compressão súbita ou força de cisalhamento liberada contra uma coluna lombar relativamente saudável. O mecanismo de lesão pode estar associado a um único evento traumático, como uma tosse forçada ou vômitos<sup>154</sup> ou o levantamento de uma carga de peso muito elevado. Um segundo mecanismo muito mais comum envolve uma série de forças de magnitudes menores liberadas contra a coluna lombar durante o curso de vários anos, na maioria das vezes envolvendo uma *degeneração discal preexistente*.<sup>63,214</sup> Um disco degenerado pode possuir fendas radiais (ou fissuras) que servem de caminho de menor resistência para a migração do

material nuclear.

A flexão crônica ou repetitiva da coluna lombar aumenta a vulnerabilidade de uma hérnia discal posterior ou posterolateral. A flexão estira e afila a face posterior do ânulo enquanto o gel nuclear é forçado posteriormente, em geral sob alta pressão hidrostática. Essas pressões aumentam durante atividades como o levantamento de pesos ou inclinação anterior que necessitem de forte ativação da musculatura do tronco.<sup>138,175</sup> Com uma pressão hidrostática suficientemente alta, o gel nuclear pode criar ou encontrar uma fissura preexistente no ânulo posterior.

A flexão lombar combinada com um movimento de giro (*i. e.*, rotação axial combinada com flexão lateral) aumenta ainda mais a vulnerabilidade de uma hérnia discal posterolateral.<sup>175,200</sup> Quando a coluna é rodada, somente a metade das fibras posteriores do ânulo estão tensionadas, o que reduz sua resistência contra o gel nuclear que se aproxima. Modelos reproduzidos em computador e pesquisas em cadáveres demonstraram que a rotação axial e flexão lateral combinadas concentram grandes tensões circunferenciais sobre as fibras anulares localizadas dentro do quadrante posterolateral do disco.<sup>175,200</sup> Com o tempo, esta região fica mais propensa a desenvolver fissuras ou fendas, gerando pouca resistência contra o material nuclear.

Foi questionado que um disco severamente degenerado (e desidratado) raramente experimenta uma hérnia clássica do núcleo pulposo.<sup>29</sup> Aparentemente, um núcleo desidratado é muito seco e não possui pressão hidrostática suficiente para



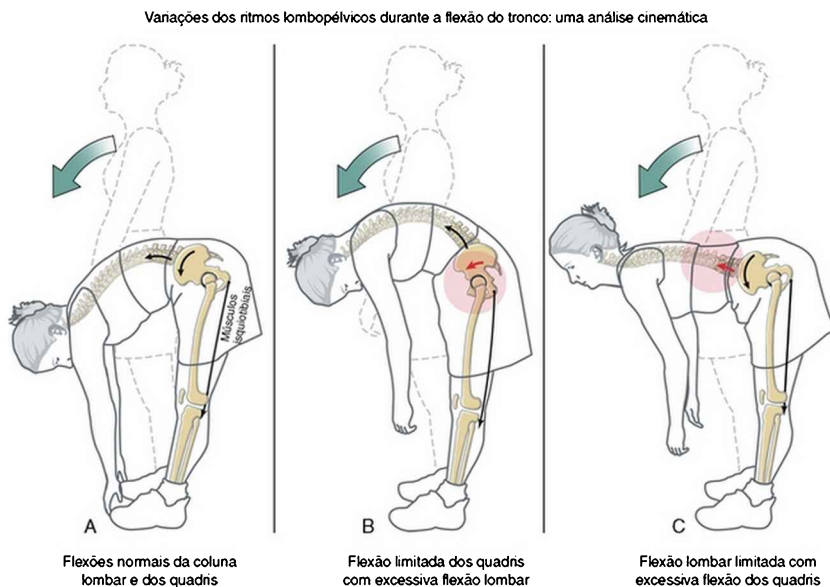
fluir através do ânulo. Embora certamente existam exceções, o núcleo pulposo herniado clássico tende a ocorrer mais frequentemente em pessoas por volta dos 40 anos de idade, um momento da vida no qual o núcleo ainda é capaz de manter um volume relativamente grande de água. Além disto, a chance de experimentar uma hérnia discal é maior pela manhã, quando o núcleo contém seu maior conteúdo de água durante o dia.<sup>15,118</sup>

### **Fatores Mecânicos ou Estruturais que Favorecem uma Hérnia do Núcleo Pulposo na Coluna Lombar**

1. Degeneração discal preexistente com fissuras radiais, fendas ou rupturas no ânulo posterior que permitam o fluxo do material nuclear.
2. Núcleo suficientemente hidratado capaz de exercer pressão intradiscal.
3. Incapacidade do ânulo posterior em resistir contra a pressão do núcleo em migração.
4. Carregamento mantido ou repetitivo aplicado sobre uma coluna flexionada e rodada.

**Variações nos Ritmos Lombopélvicos durante a *Flexão do Tronco* a partir da Posição em Pé: Uma Análise Cinemática.** Considere a ação comum de inclinar para a frente na direção do chão mantendo os joelhos em leve flexão. Este movimento em um adulto saudável foi

mensurado como uma combinação de aproximadamente 40 graus de flexão lombar realizada quase simultaneamente com cerca de 70 graus de flexão do quadril (pelve sobre os fêmures) (Fig. 9-61, A).<sup>60</sup> Apesar de serem possíveis outras estratégias cinemáticas, aquelas que desviam significativamente deste padrão podem ajudar a distinguir a patologia ou lesões que afetam a região inferior da coluna daquelas que afetam a articulação do quadril.



**FIGURA 9-61** Três ritmos lombopélvicos diferentes utilizados para flexionar o tronco para a frente e na direção do chão com os joelhos estendidos. **A**, Uma estratégia cinemática normal utilizada para flexionar o tronco a partir da posição em pé, incorporando uma flexão quase simultânea de 40 graus de

flexão da coluna lombar e de 70 graus dos quadris (pelve sobre os fêmures). **B**, Com uma flexão limitada dos quadris (por exemplo, por uma retração dos músculos isquiotibiais), é necessária uma maior flexão da coluna lombar e torácica inferior. **C**, Com uma mobilidade lombar limitada, é necessária uma maior flexão das articulações dos quadris. Em **B** e **C**, os círculos avermelhados e as setas vermelhas indicam as regiões de mobilidade restrita.

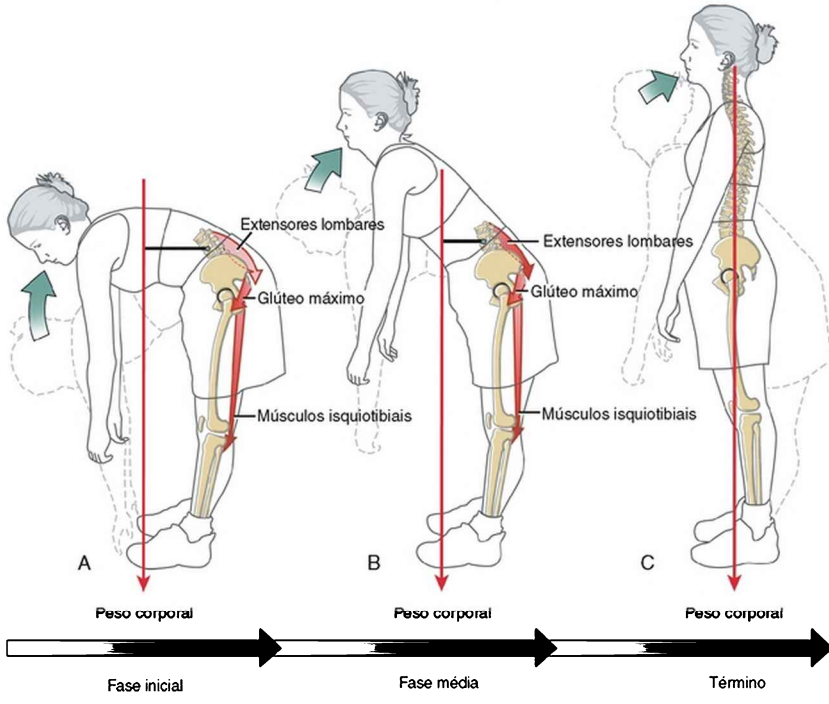
A Figura 9-61, *B* e *C* demonstra ritmos lombopélvicos associados à restrição acentuada na mobilidade das articulações dos quadris (*B*) ou da região lombar (*C*). Tanto em *B* como em *C*, a quantidade de flexão geral do tronco é reduzida. Na necessidade de uma maior flexão do tronco, as articulações dos quadris ou da região lombar podem compensar mutuamente a limitação de mobilidade do outro. Esta situação pode aumentar o estresse sobre a região compensadora. Como demonstrado na Figura 9-61, *B*, com uma *limitação da flexão do quadril* oriunda, por exemplo, de uma diminuição da extensibilidade dos músculos isquiotibiais, a inclinação do tronco para a frente em direção ao chão requer uma maior flexão nas regiões lombar e torácica inferior. Eventualmente, a flexão exagerada pode estirar de modo excessivo e subsequentemente enfraquecer os tecidos conjuntivos posteriores desta região (incluindo a fásia toracolombar), reduzindo desta forma a capacidade desses tecidos de limitar uma maior flexão. Uma postura crônica de flexão

aumentada da coluna lombar gera uma carga compressiva desproporcionalmente elevada sobre os discos intervertebrais, o que teoricamente aumenta a probabilidade de degeneração dos mesmos.

A Figura 9-61, C demonstra um cenário cinemático em que a *flexão da coluna lombar é limitada*. A flexão do tronco com o objetivo de tocar o chão requer uma flexão desproporcionalmente maior dos quadris, criando maiores demandas sobre os músculos extensores do quadril. Como consequência, as articulações dos quadris estão sujeitas a maiores cargas compressivas. Em pessoas com quadris saudáveis, este aumento relativamente baixo na força de compressão geralmente é bem tolerado. Em uma pessoa com condição preexistente do quadril (como uma osteoartrite ou instabilidade do quadril), entretanto, o aumento da força de compressão pode ser dolorosa e possivelmente acelerar um processo degenerativo.

**Ritmo Lombopélvico durante a *Extensão do Tronco a partir de uma Posição de Inclinação Frontal: Uma Análise Muscular*.** O ritmo lombopélvico típico utilizado para estender o tronco a partir de uma posição de inclinação frontal é demonstrado em uma série de fases consecutivas na Figura 9-62, A a C. A extensão do tronco com os joelhos estendidos geralmente é iniciada pela extensão das articulações dos quadris (Fig. 9-62, A). Esta é

seguida após um curto período pela extensão da coluna lombar (Fig. 9-62, B a C).<sup>141</sup> Este curto período de retardo gera elevadas demandas em extensão sobre os poderosos músculos extensores dos quadris (como os músculos isquiotibiais e o glúteo máximo) no momento em que o torque em flexão sobre a coluna lombar é maior. (Observe o braço de momento externo demonstrado como uma linha preta na Fig. 9-62, A.) Esta pode ser uma estratégia benéfica para naturalmente proteger os músculos e as articulações lombares de grandes forças. Neste cenário, a demanda sobre a musculatura lombar aumenta somente *depois* que o tronco foi suficientemente elevado e o braço de momento externo, em relação ao peso corporal, foi minimizado (Fig. 9-62, B). Pessoas com dores lombares ou condições degenerativas preexistentes podem propositalmente retardar ainda mais uma forte ativação dos músculos extensores lombares até que o tronco fique em uma posição quase vertical. Com o paciente em pé totalmente ereto, os músculos do quadril e do dorso tipicamente estão em relativa inativação, desde que o vetor de força resultante do peso corporal caia posteriormente às articulações dos quadris (Fig. 9-62, C).



**FIGURA 9-62** Um ritmo lombopélvico típico é demonstrado em três fases enquanto o tronco é estendido a partir de uma posição de flexão frontal. O movimento é convenientemente dividido em três fases cronológicas (A a C). Em cada fase o eixo de rotação para a extensão do tronco é arbitrariamente colocado através do corpo de L3. **A**, Na *fase inicial*, a extensão do tronco ocorre em grande parte através da extensão dos quadris (pelve sobre os fêmures), sob forte ativação dos músculos extensores dos quadris (glúteo máximo e musculatura do jarrete). **B**, Na *fase média*, a extensão do tronco ocorre em maior grau pela extensão da coluna lombar, necessitando de uma maior ativação dos músculos extensores lombares. **C**, No *término* do evento, a atividade muscular tipicamente cessa assim que a linha de força do peso corporal cai posteriormente aos quadris. O braço de momento externo utilizado pelo peso corporal é demonstrado

como uma linha negra sólida. A maior intensidade de vermelho indica uma intensidade relativamente maior de ativação muscular.

## **Efeito da Inclinação Pélvica da Cinemática da Coluna Lombar**

A flexão e a extensão da coluna lombar tipicamente ocorrem através de uma dentre duas estratégias de movimento diferentes. A primeira estratégia geralmente é utilizada para deslocar maximamente a região superior do tronco e extremidades superiores em relação às coxas, como nos movimentos de levantar pesos ou de atingir um objeto. Essa estratégia, demonstrada nas Figuras 9-61, A e 9-62, combina uma flexão e extensão quase máxima da coluna lombar com um amplo arco de movimento da pelve em relação aos fêmures (quadril) e do tronco. Uma segunda estratégia de movimento, mais sutil, envolve um *arco* relativamente *curto* de inclinação para a frente ou para trás (ou rotação) *da pelve*, com o tronco permanecendo praticamente estacionário. Conforme descrito na Figura 9-63, A a D, uma inclinação anterior da pelve acentua a lordose lombar, enquanto uma inclinação posterior da pelve reduz a lordose lombar.<sup>112</sup> Os extremos dessas posturas podem alterar significativamente o diâmetro do canal vertebral lombar e forames intervertebrais, criando um gradiente de pressão que pode

deformar ou empurrar o núcleo pulposo levemente – em uma direção *contrária* ao lado comprimido do disco.

O eixo de rotação para a inclinação pélvica ocorre em uma direção medial lateral através de ambas as articulações dos quadris. Esta associação mecânica liga fortemente o movimento das articulações dos quadris (pelve sobre os fêmures) ao movimento da coluna lombar. Esta relação é discutida com maiores detalhes na próxima seção e novamente no Capítulo 12.

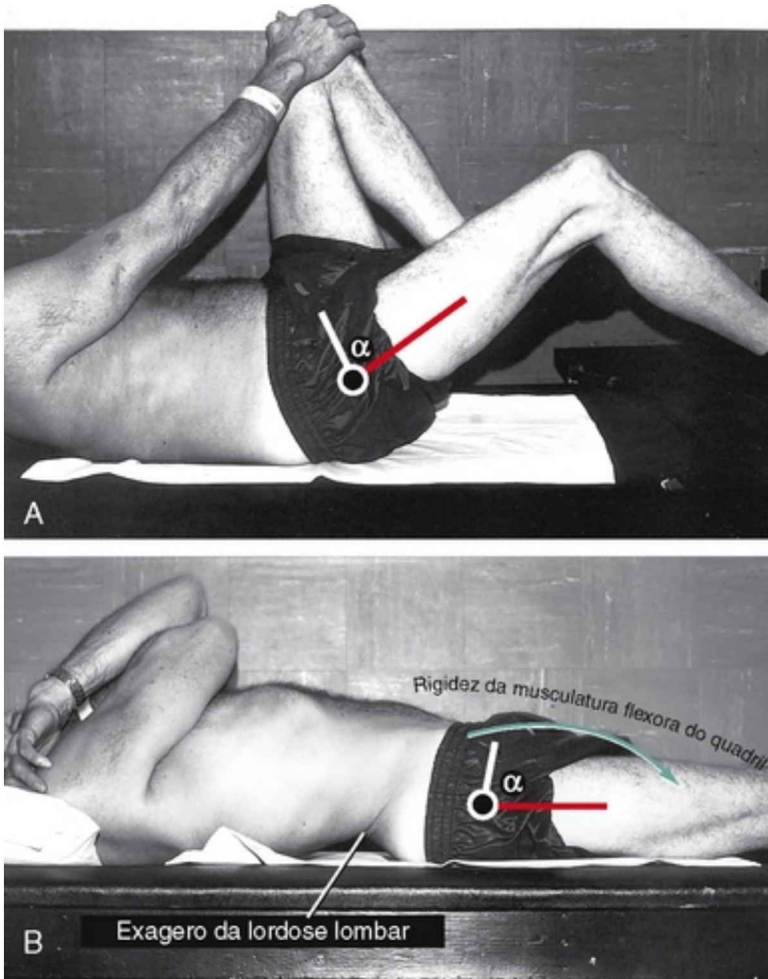
### **Correlações Cinesiológicas entre a Inclinação Anterior da Pelve e o Aumento da Lordose Lombar.**

A inclinação anterior ativa da pelve é causada pela contração dos músculos flexores do quadril e extensores lombares (Fig. 9-63, A). O fortalecimento e o aumento do controle postural sobre esses músculos, na teoria, favorecem uma postura mais lordótica da coluna lombar.<sup>173</sup> Não se sabe se uma pessoa pode adotar e manter subconscientemente uma postura pélvica recém-aprendida durante um período em extensão. Porém, a manutenção da postura lordótica natural na coluna lombar é um princípio fundamental defendido por McKenzie para algumas pessoas com hérnia posterior do núcleo pulposo.<sup>127</sup>

A região lombar pode demonstrar uma lordose muito



exagerada que é fisiologicamente indesejável. Essa lordose exagerada pode ser causada por fraqueza muscular, como a fraqueza dos extensores do quadril e músculos abdominais em uma criança com distrofia muscular severa. A patomecânica de uma lordose lombar exagerada geralmente envolve uma contratura em flexão do quadril com aumento da tensão passiva (rigidez) nos músculos flexores do quadril (Fig. 9-64).<sup>75</sup> Conforme descrito anteriormente neste capítulo, as possíveis consequências negativas da lordose exagerada incluem aumento da compressão entre as articulações apofisárias lombares ou aumento da pressão de contato entre os elementos posteriores da vértebras lombares.<sup>179</sup> Além disto, a lordose lombar exagerada está associada a uma maior força de cisalhamento anterior na junção lombossacral e, em algumas pessoas, possivelmente favorece o desenvolvimento de uma espondilolistese anterior.



**FIGURA 9-64** A relação entre músculos flexores dos quadris retraídos, inclinação pélvica anterior excessiva e lordose exagerada em uma pessoa com acentuada osteoartrite do quadril direito. O eixo de rotação medial-lateral do quadril é demonstrado por um círculo branco vazado. **A**, Uma contratura em flexão do quadril direito é demonstrada pelo ângulo (alfa) formado entre o fêmur (*linha vermelha*) e uma *linha branca* que representa a crista ilíaca da pelve. O quadril esquerdo normal é

flexionado para manter a pelve com o máximo de inclinação posterior possível. **B**, Com ambas as pernas colocadas sobre a maca, a tensão criada pelos flexores rígidos e retraídos do quadril direito inclinam a pelve anteriormente, o que exagera a lordose lombar. O aumento da lordose é evidente pelo oco observado na região lombar. A contratura em flexão do quadril ainda está presente, mas é mascarada pela posição de inclinação anterior da pelve.

*(Fotografia dos arquivos da falecida Mary Pat Murray, PT, PhD, FAPTA, Marquette University.)*

### **Correlações Cinesiológicas entre Inclinação Posterior da Pelve e Diminuição da Lordose Lombar.**

A inclinação posterior ativa da pelve é produzida pela contração dos músculos extensores dos quadris e abdominais (Fig. 9-63, *B*). O fortalecimento e o aumento do controle consciente do paciente sobre esses músculos teoricamente favorecem uma diminuição da lordose lombar. Este conceito era a base dos “exercícios de flexão de Williams” muito utilizados no passado; uma abordagem terapêutica que destacava o alongamento dos flexores dos quadris e músculos extensores lombares associado ao fortalecimento dos músculos abdominais e extensores dos quadris.<sup>221</sup> Em princípio, esses exercícios eram considerados mais apropriados para pessoas com dor lombar causada por uma lordose excessiva. Como descrito previamente, o exagero da lordose lombar aumenta o ângulo sacro-horizontal, o que pode predispor uma pessoa

a uma espondilolistese anterior da região lombar inferior.

### **Cinemática no Plano Horizontal: Rotação Axial**

Somente aproximadamente 5 a 7 graus de rotação no plano horizontal ocorrem para cada lado através de toda a região lombar.<sup>151,198</sup> As mensurações clínicas geralmente excedem a esta quantidade, provavelmente por causa do movimento na articulação do quadril (pelve rodada sobre os fêmures) e região torácica inferior.<sup>144</sup> Os 5 a 7 graus de rotação são demonstrados em conjunto com a rotação da região toracolombar na Figura 9-54, *B*. A rotação axial entre L1 e L2 para a direita, por exemplo, ocorre quando a faceta articular inferior esquerda de L1 se aproxima ou comprime contra a faceta articular superior esquerda de L2. Simultaneamente, a faceta articular inferior direita de L1 se afasta (distração) levemente da faceta articular superior de L2.

A quantidade limitada de rotação axial permitida dentro da região lombar é notável. Somente 1 grau de rotação axial unilateral foi mensurado na junção intervertebral L3-L4.<sup>189</sup> A orientação no plano sagital relativamente forte das articulações apofisárias lombares restringe fisicamente a rotação axial. Conforme indicado na Figura 9-54, *B*, as articulações apofisárias localizadas na face contralateral da rotação comprimem (ou aproximam),

bloqueando desta forma um movimento adicional. Grande parte da rotação real é realizada pela compressão da cartilagem articular dentro da articulação apofisária contralateral. (Lembre que a direção de rotação de qualquer parte do esqueleto axial se baseia em um ponto na face *anterior* da região, não no processo espinoso.) A rotação axial também é restrita pela tensão criada no ânulo fibroso estirado.<sup>107</sup> Na teoria, uma rotação axial de 3 graus em qualquer junção intervertebral lombar pode danificar as superfícies das facetas articulares e romper as fibras de colágeno no ânulo fibroso.<sup>23</sup> A maioria dos movimentos fisiológicos normais permanece segura sob este limite potencialmente danoso.

A resistência óssea natural contra a rotação axial na região lombar gera estabilidade vertical por toda a extremidade distal da coluna vertebral. Os músculos multífidos lombares bem desenvolvidos e as articulações sacroilíacas reforçam essa estabilidade.

### **Cinemática no Plano Frontal: Flexão Lateral**

Aproximadamente 20 graus de flexão lateral ocorrem para cada lado na região lombar.<sup>151,198,213</sup> Exceto por diferenças na orientação e estrutura das articulações apofisárias, a artrocinemática da flexão lateral é similar entre a região lombar e a torácica. Os ligamentos no lado

oposto à flexão lateral limitam o movimento (Fig. 9-55, B). Normalmente, o núcleo pulposo deforma levemente para longe da direção do movimento ou na direção do lado convexo da inclinação.<sup>200</sup>

### **Postura Sentada e Seu Efeito sobre o Alinhamento dentro das Regiões Lombar e Craniocervical**

Muitas pessoas gastam grande parte de seu tempo sentadas – no trabalho, na escola, em casa ou em um veículo. A postura da pelve durante a posição sentada pode ter uma influência substancial sobre o alinhamento da coluna por toda a coluna vertebral. O tópico sobre a postura sentada tem, portanto, importantes implicações terapêuticas sobre o tratamento e a prevenção de problemas em todo o esqueleto axial. A discussão a seguir destaca os efeitos da postura no *plano sagital* da pelve, especificamente como ela afeta as regiões lombar e craniocervical.

#### **ENFOQUE ESPECIAL 9-9** Uso do Conhecimento da Cinesiologia para Ajudar a Guiar o Tratamento da Dor Lombar: Um Exemplo

Existem várias abordagens terapêuticas conservadoras para o tratamento da dor lombar crônica. Um motivo para as diversas abordagens é a frequente falta de compreensão sobre a exata disfunção mecânica, patologia e causa subjacente da dor. A dor lombar pode derivar de várias fontes anatômicas, incluindo

músculos, ossos, regiões superficiais do disco intervertebral, compressão da raiz nervosa ou da medula espinal, ligamentos, dura máter, fáscia ou articulações apofisárias e sacroilíacas. As abordagens de tratamento também variam com base no treinamento formal, na experiência clínica e no cenário teórico e filosófico do médico. Alguns médicos direcionam seus tratamentos conservadores para a dor lombar com base fundamentalmente em modelos anatomopatológicos ou mecânicos. Outros, entretanto, baseiam-se mais na classificação ou subgrupamento de seus pacientes agrupados por achados do exame físico que demonstraram respostas favoráveis a uma determinada abordagem terapêutica.<sup>30,39,71,195</sup>

Uma discussão completa das abordagens fisioterapêuticas para a dor lombar crônica não está dentro dos objetivos deste capítulo. Entretanto, em resumo, as abordagens conservadoras incluem treinamento para melhorar a força e o controle dos músculos, ativação seletiva e alongamento dos músculos e tecidos conjuntivos para otimizar o movimento e o alinhamento vertebral,<sup>161</sup> modificação da postura ou do local de trabalho, mobilização e manipulação,<sup>10</sup> tração, massagens sobre os tecidos moles e modalidades físicas (p. ex, calor, estimulação elétrica e ultrassom terapêutico). Muitas abordagens associadas ao tratamento (bem como o diagnóstico) da dor lombar envolvem o movimento da região lombar. Por este motivo, o médico deve compreender a cinesiologia associada. Para destacar um exemplo deste ponto, considere os acentuados e geralmente contrastantes efeitos

biomecânicos associados à flexão e extensão das junções intervertebrais lombares (Tabela 9-10). A biomecânica contrastante pode gerar importantes pistas para a fonte de dor ou disfunção mecânica e, conseqüentemente, o tratamento mais efetivo.

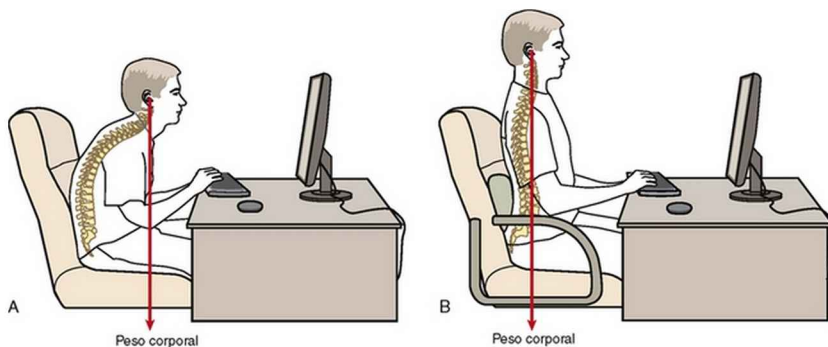
**TABELA 9-10** Alguns Efeitos Cinesiológicos Contrastantes da Flexão e Extensão Lombar

<b>Estrutura</b>	<b>Efeito da Flexão</b>	<b>Efeito da Extensão</b>
Núcleo pulposo	Deforma ou é empurrado para a frente	Deforma ou é empurrado para trás
Ânulo fibroso	Face posterior estirada	Face anterior estirada
Articulação apofisária	Cápsula estirada Minimiza a área de contato articular Diminuição do carregamento articular	Cápsula frouxa (somente em extensão neutra) Maximiza a área de contato articular (somente em extensão neutra) Aumento do carregamento articular
Forame intervertebral	Alargado	Estreitado



Ligamento longitudinal posterior	Tensão elevada (alongado)	Tensão reduzida (frouxo)
Ligamento amarelo ou flavum	Tensão elevada (alongado)	Tensão reduzida (frouxo)
Ligamento interespinal	Tensão elevada (alongado)	Tensão reduzida (frouxo)
Ligamento supraespinal	Tensão elevada (alongado)	Tensão reduzida (frouxo)
Ligamento longitudinal anterior	Tensão reduzida (frouxo)	Tensão elevada (alongado)
Medula espinal	Tensão elevada (alongada)	Tensão reduzida (frouxa)

Considere o contraste clássico feito entre as posturas de sentar-se “ruim” e “ideal” (Fig. 9-65). Na postura ruim ou desleixada demonstrada na Figura 9-65, A, a pelve está inclinada posteriormente com uma coluna lombar relativamente flexionada (retificada). Eventualmente, esta postura pode levar a uma retração adaptativa nos tecidos conjuntivos e músculos, perpetuando a postura indesejável.



**FIGURA 9-65** A postura sentada e seus efeitos sobre o alinhamento das regiões lombar e craniocervical. **A**, Com uma postura sentada desleixada, a coluna lombar flexiona, o que reduz a lordose lombar. Como consequência, a cabeça tende a assumir uma postura para a frente (protraída) (consulte o texto). **B**, Com uma postura sentada ideal, possivelmente auxiliada pelo uso de um apoio lombar, a coluna lombar assume uma lordose mais normal, o que facilita uma posição mais desejável com o “queixo para dentro” (retraída) da cabeça. A linha de gravidade resultante do peso corporal é demonstrada em vermelho.

Uma postura de sentar-se desleixada aumenta o braço de momento externo entre a linha de força da região superior do corpo e as vértebras lombares. (Observe a linha vermelha na Fig. 9-65, A.) Esta situação gera maiores demandas sobre os tecidos que normalmente resistem contra a flexão da região inferior do tronco, incluindo os discos intervertebrais. Conforme explicado anteriormente neste capítulo, mensurações feitas *in vivo* tipicamente demonstram maiores pressões dentro dos discos lombares na posição sentada desleixada quando comparadas com as

pressões no indivíduo que se senta em postura ereta.<sup>219</sup> Mesmo em pessoas saudáveis, as pressões elevadas oriundas da posição sentada desleixada pode deformar levemente o núcleo pulposo em sua região posterior, especialmente nas regiões de L4-L5 e L5-S1.<sup>9</sup> Uma postura de sentar-se desleixada habitual pode, com o tempo, levar a um hiperestiramento e enfraquecer o ânulo fibroso posterior, reduzindo sua capacidade de bloquear um núcleo pulposo que faz protrusão posterior. Este cenário biomecânico pode estar relacionado com a patogênese de um número significativo de casos de dor lombar inespecífica.<sup>9</sup> A posição da pelve e da coluna lombar durante o ato de sentar-se influencia fortemente a postura do esqueleto axial cranialmente até a região craniocervical.<sup>128</sup> Na média, a postura plana da região lombar está associada a uma posição mais protraída da região craniocervical (*i. e.*, uma postura com a “cabeça para a frente”) (Fig. 9-65, A).<sup>22</sup> O ato de sentar-se com a coluna lombar flexionada faz com que as regiões torácica e cervical inferior se inclinem levemente para frente, na direção de uma flexão. De modo a manter um olhar horizontal – como o tipicamente necessário para ver um monitor de computador – a região craniocervical *superior* deve compensar com uma leve extensão. Com o passar do tempo, esta postura pode resultar na retração adaptativa

nos pequenos músculos suboccipitais posteriores (Cap. 10), nos ligamentos posteriores e nas membranas associadas às articulações atlantoaxial e atlanto-occipital. Conforme demonstrado na Figura 9-65, *B*, a postura ideal para sentar que inclua a lordose natural (e aumento da inclinação anterior da pelve) estende a coluna lombar. A mudança na postura na base (região caudal) da coluna tem influência positiva sobre os segmentos mais craniais adjacentes. Uma coluna torácica mais ereta e estendida facilita uma base mais retraída (estendida) da coluna cervical e gera uma posição mais desejada com o “queixo para dentro”. Como a base da coluna cervical é mais estendida, a região craniocervical superior tende a flexionar levemente para uma postura mais neutra.

Muitas pessoas têm dificuldade em manter a postura ideal para sentar-se descrita na Figura 9-65, *B*, especialmente durante várias horas do dia. A fadiga geralmente se desenvolve na musculatura extensora lombar. Uma postura sentada desleixada prolongada pode ser um risco ocupacional inevitável, pelo menos parte do tempo. Além dos possíveis efeitos negativos de uma região lombar cronicamente flexionada, a postura sentada desleixada também pode aumentar o estresse muscular na base da coluna cervical. A postura com a cabeça para a frente aumenta o torque sobre a coluna cervical como um

todo, necessitando da produção de maior força pelos músculos extensores e tecidos conjuntivos locais. A postura sentada pode ser melhorada através da combinação de consciência; fortalecimento e alongamento da musculatura apropriada; uso de óculos, se necessário; e uso de cadeiras com projeto ergonômico, que inclui um apoio lombar adequado.

## **SUMÁRIO DA CINEMÁTICA DENTRO DA COLUNA LOMBAR**

---

Com o auxílio visual da Figura 9-66, os pontos a seguir sumarizam vários temas cinemáticos da coluna vertebral.

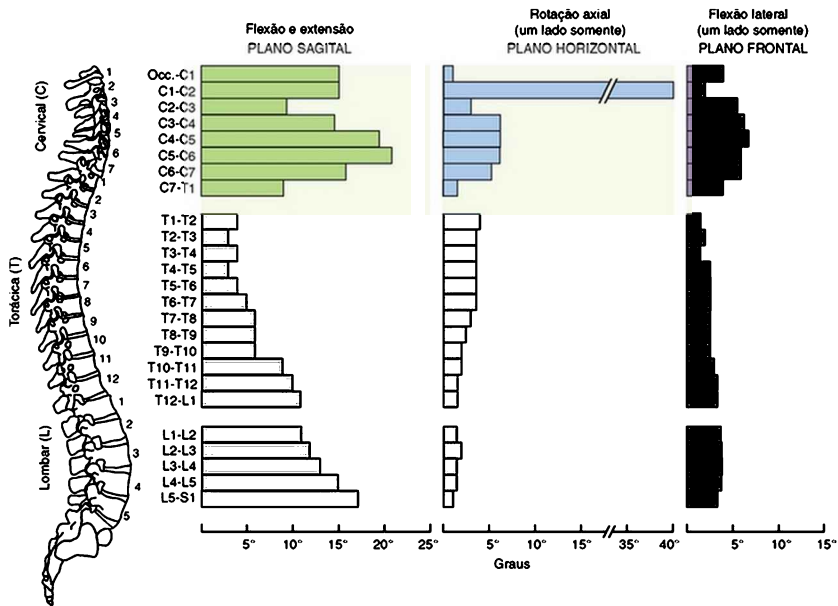


FIGURA 9-66 Um gráfico que sumariza o arco de movimentos máximo geral (em graus) permitido através dos três planos, por meio das regiões cervical, torácica e lombar. Os dados representam uma compilação de várias fontes indicadas no texto.

(Estilizado após White AA, Panjabi MM: *Kinematics of the spine*. In White AA, Panjabi MM, eds: *Clinical biomechanics of the spine*. Philadelphia, 1990, Lippincott.)

1. A *coluna cervical* permite quantidades relativamente grandes de movimento em todos os três planos. Mais notável é o alto grau de rotação axial permitido na articulação atlantoaxial. Um amplo arco de movimentos é necessário para maximizar o movimento da cabeça, o local da audição, da visão, do olfato e o equilíbrio.

2. A *coluna torácica* permite uma quantidade relativamente constante de flexão lateral. Esta característica cinemática reflete a orientação geral no plano frontal das articulações apofisárias combinada com o efeito estabilizador das costelas. A coluna torácica suporta e protege o tórax e seus órgãos internos. Conforme descrito no Capítulo 11, uma importante função do tórax é atuar como um fole mecânico para a ventilação.
3. A *coluna toracolombar*, da direção cranial para a caudal, permite quantidades progressivas de flexão e extensão em relação à rotação axial. Esta característica reflete, entre outras coisas, a transformação progressiva das articulações apofisárias, dos planos horizontal e frontal na junção cervicotorácica para o plano quase sagital na região lombar. A orientação prevalecente nos planos quase sagital e vertical da região lombar naturalmente favorece a flexão e a extensão, mas restringem a rotação axial.
4. A *coluna lombar*, em combinação com a flexão e extensão dos quadris, forma o ponto eixo primário para o movimento no plano sagital de todo o tronco.

## **ARTICULAÇÕES SACROILÍACAS**

---

As articulações sacroilíacas marcam a transição entre a

extremidade caudal do esqueleto axial e o esqueleto apendicular inferior (Fig. 9-1). As articulações análogas na extremidade cranial do esqueleto são as articulações esternoclaviculares do complexo do ombro. Tanto as articulações esternoclaviculares como as sacroilíacas possuem características estruturais únicas que satisfazem suas funções ímpares. A articulação esternoclavicular de formato em sela tem função primariamente para uma mobilidade triplanar extensa, uma necessidade definida para fornecer uma ampla movimentação das mãos no espaço. Em contraste, a grande e rígida articulação sacroilíaca se destina principalmente à estabilidade, assegurando uma transferência efetiva de cargas potencialmente altas entre a coluna vertebral, as extremidades inferiores e finalmente o chão.

Apesar de ser difícil de diagnosticar agudamente, acredita-se que as articulações sacroilíacas sejam a fonte de dor em aproximadamente 15 a 30% dos pacientes com dor lombar crônica.<sup>21,40,120</sup> A dor pode ser secundária à lesão articular ou aos tecidos conjuntivos periarticulares. A lesão pode ser o resultado de um trauma óbvio, como a queda sobre a região, cair em um buraco ou de uma ribanceira, ou um parto difícil. A lesão também pode ser causada por torções repetitivas unilaterais ou unidirecionais aplicadas à pelve e região lombar, como na patinação artística ou

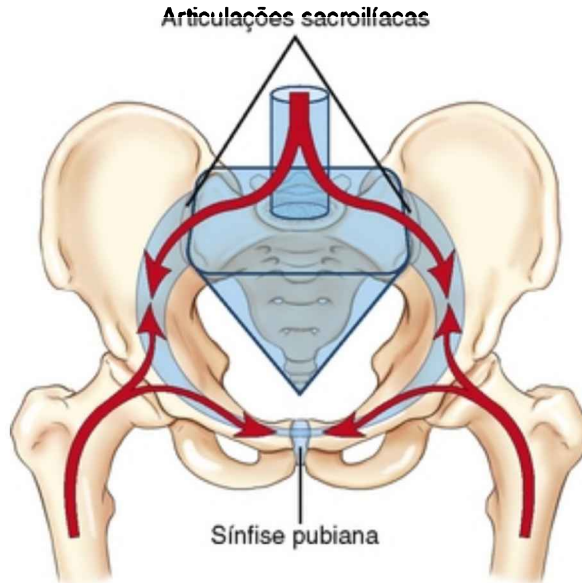


outros esportes que demandem chutes frequentes ou arremesso em alta velocidade. Finalmente, a articulação sacroilíaca pode ser lesionada pelo estresse articular causado por anormalidades posturais. Exemplos incluem a assimetria pélvica causada por ílacos desalinhados ou comprimentos desiguais dos membros inferiores, lordose lombar excessiva ou escoliose.<sup>40,70</sup> Entretanto, na maioria das vezes o mecanismo da lesão ou patologia subjacente a uma articulação sacroilíaca dolorosa não é prontamente aparente. Nos casos em que a dor persiste sem que ela não possa ser atribuída a uma patologia que envolve a articulação sacroilíaca, uma avaliação médica completa é necessária para que sejam afastadas outras condições patológicas, como uma hérnia discal ou mesmo uma patologia mais séria.

Muito ainda deve ser aprendido sobre a avaliação clínica e o tratamento da articulação sacroilíaca. A literatura relata revisões mistas ou desfavoráveis sobre a precisão da maioria dos testes clínicos e por imagens para o diagnóstico de uma articulação sacroilíaca dolorosa.<sup>40,69,80,109,168</sup> Além da ambiguidade clínica da articulação temos a ausência de uma terminologia consistente para descrever sua anatomia e biomecânica. Por esses motivos, a importância clínica desta articulação geralmente é subestimada ou exagerada.

## Considerações Anatômicas

As demandas estruturais exercidas sobre as articulações sacroilíacas são mais bem consideradas no contexto de todo *anel pélvico*. Os componentes do anel pélvico são o sacro, o par de articulações sacroilíacas, os três ossos de cada hemipelve (ilíaco, púbis e ísquio) e a articulação da sínfise púbiana (Fig. 9-67). O anel pélvico transfere o peso corporal bidirecionalmente entre o tronco e os fêmures. A força do anel pélvico depende fundamentalmente do encaixe rígido do sacro encunhado entre as duas metades da pelve. O sacro, ancorado pelas duas articulações sacroilíacas, é a pedra-chave do anel pélvico. A articulação da sínfise púbiana, que une os ossos púbicos direito e esquerdo, acrescenta um elemento adicional de estabilidade estrutural ao anel pélvico.



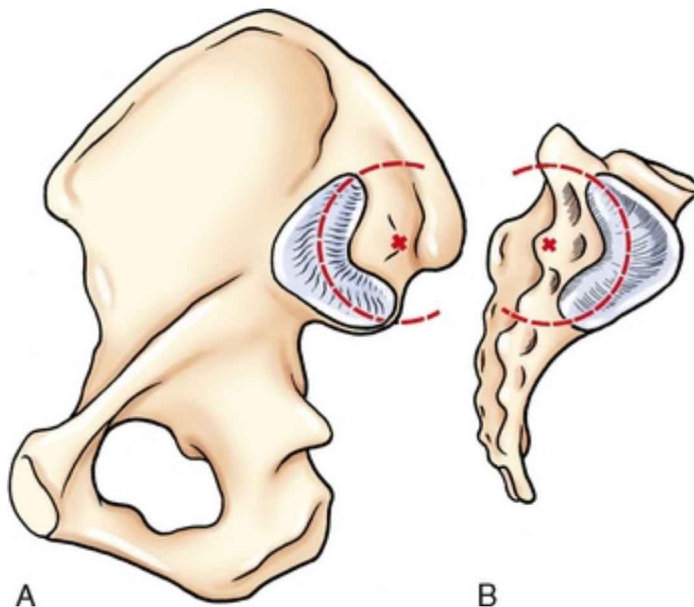
**FIGURA 9-67** Os componentes do anel pélvico. As setas demonstram a direção da força do peso corporal durante sua transferência entre o anel pélvico, o tronco e os fêmures. A pedra fundamental do anel pélvico é o sacro, que fica encunhado entre os dois ilíacos e preso bilateralmente pelas articulações sacroilíacas.

*(Redesenhado após Kapandji IA: The physiology of joints, vol. 3, New York, 1974, Churchill Livingstone.)*

## **ESTRUTURA ARTICULAR**

A articulação sacroilíaca se localiza anteriormente à espinha ilíaca posterossuperior do ilíaco. Estruturalmente, a articulação consiste em uma articulação relativamente rígida entre a superfície auricular (do latim, *aurícula*, que significa ouvido pequeno) do sacro e a superfície articular

combinada do íliaco. A superfície articular da articulação possui um formato semicircular, semelhante a um bumerangue, com o ângulo aberto do bumerangue voltado posteriormente (Fig. 9-68).



**FIGURA 9-68** As superfícies articulares expostas da articulação sacroilíaca direita são demonstradas. **A**, Superfície ilíaca. **B**, Superfície sacral.

*(Modificado de Kapandji IA: The physiology of joints, vol 3, New York, 1974, Churchill Livingstone.)*

Na infância, a articulação sacroilíaca possui todas as características de uma articulação sinovial e é relativamente móvel e circundada por uma cápsula elástica. Entre a puberdade e a vida adulta, entretanto, a

articulação sacroilíaca gradualmente se transforma de uma articulação diartrodial (sinovial) em uma articulação sinartrodial modificada.<sup>188</sup> Mais notavelmente, as superfícies articulares mudam de lisas para ásperas. Uma articulação sacroilíaca madura possui várias elevações e depressões reciprocamente moldadas, entalhadas dentro do osso subcondral e cartilagem articular (Fig. 9-69).<sup>212</sup> Com o envelhecimento, a cápsula articular se torna progressivamente fibrótica, menos elástica e menos móvel. A presença de osteófitos e defeitos estruturais dentro e ao redor é comum entre a quarta e a quinta décadas, ou mesmo em pessoas mais jovens.<sup>178</sup> Alguns ligamentos dentro da articulação ossificam por volta da sexta década.<sup>171</sup> Por volta da oitava década, a cartilagem hialina se afila e deteriora e, em aproximadamente 10% da população, a articulação pode ossificar e fundir-se completamente – fato mais comum em homens do que em mulheres.<sup>51</sup> A articulação envelhecida mais rígida e menos móvel, conjugada com uma menor densidade óssea, explica parcialmente o maior risco de fraturas sacrais no idoso. Antropólogos rotineiramente utilizam a condição degenerativa da articulação sacroilíaca como um método de determinação da idade aproximada de um espécime.

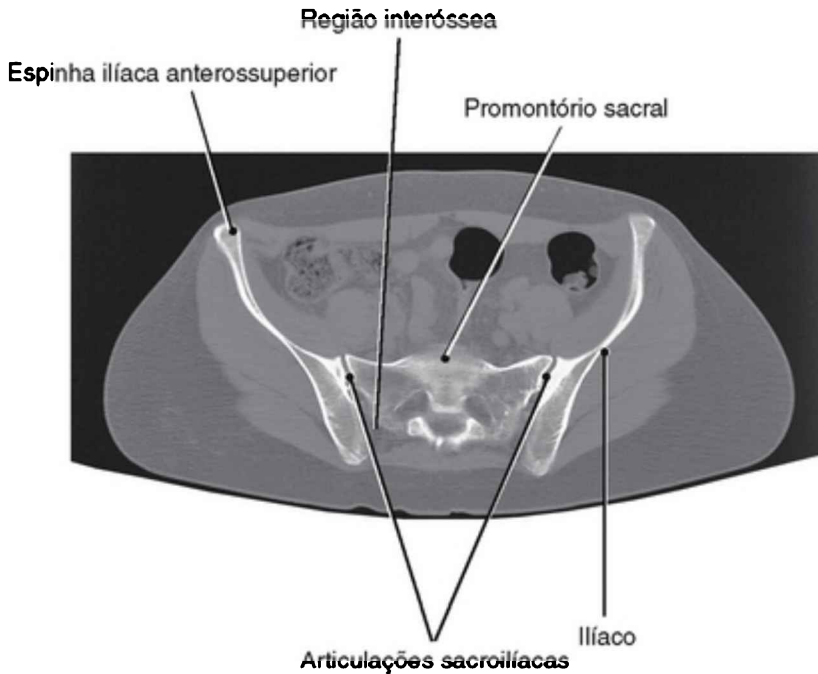


FIGURA 9-69 Uma imagem de tomografia computadorizada em corte transversal horizontal no nível das articulações sacroilíacas. Observe as superfícies articulares irregulares.

(De Kelley LL, Petersen CM: *Sectional anatomy for imaging professionals*, ed 2, St Louis, 2006. Mosby.)

As alterações mais dramáticas na superfície articular das articulações sacroilíacas entre o nascimento e a idade avançada são de certa forma similares àsquelas de articulações que desenvolvem osteoartrose. Por motivos inexplicados, as alterações tipo degenerativas ocorrem com maior frequência no lado ilíaco da articulação.<sup>98</sup> É provável que essas alterações degenerativas tipicamente

assintomáticas não sejam patológicas, no senso estrito da palavra, mas sim uma remodelagem estrutural para acomodar o maior carregamento associado à maturação física. O osso subcondral e a cartilagem articular naturalmente desenvolvem superfícies ásperas e irregulares para resistir de maneira ideal contra movimentos entre o sacro e o íliaco.<sup>212</sup> O motivo pelo qual a articulação continua a degenerar e a enrijecer durante toda a vida é obscuro. Entretanto, assim como em outras articulações, a articulação sacroilíaca pode desenvolver uma osteoartrite de base patológica em qualquer idade, geralmente associada à espondilite anquilosante.

## LIGAMENTOS

A articulação sacroilíaca é reforçada principalmente por um extenso e espesso conjunto de ligamentos. Os estabilizadores primários são os ligamentos sacroilíaco anterior, iliolumbar, interósseo e sacroilíaco posterior.<sup>188</sup> Os ligamentos sacrotuberal e sacrospinal oferecem uma fonte secundária de estabilidade.

O *ligamento sacroilíaco anterior* é um espessamento das regiões anterior e inferior da cápsula (Figura 9-70). O *ligamento iliolumbar*, descrito anteriormente como um importante estabilizador da articulação lombossacra, funde-se com partes do ligamento sacroilíaco anterior. Os

dois ligamentos mencionados anteriormente reforçam a face anterior da articulação sacroilíaca.<sup>160</sup>

O *ligamento interósseo* consiste em um conjunto de fibras muito fortes e curtas que preenchem a maior parte do espaço relativamente amplo que naturalmente existe ao longo das margens posterior e superior da articulação. (Esse espaço, evidente na Figura 9-69, foi denominado como a “região interóssea” da articulação sacroilíaca.<sup>171</sup>) O ligamento interósseo foi parcialmente exposto na Figura 9-70 pela remoção de parte do lado esquerdo do sacro e outros ligamentos locais. O ligamento interósseo liga de modo forte e rígido o sacro ao íliaco, de uma forma semelhante à articulação sindesmótica tibiofibular distal.

Os *ligamentos sacroilíacos posteriores* reforçam a face posterior da articulação sacroilíaca (Fig. 9-71). O extenso, mas relativamente fino, conjunto de *ligamentos sacroilíacos posteriores curtos* se origina ao longo da face posterior do sacro. Os ligamentos cursam superior e lateralmente para se inserirem no íliaco, próximo à tuberosidade ilíaca e espinha ilíaca posterossuperior. Muitas dessas fibras se fundem com o ligamento interósseo mais profundo. As fibras do bem desenvolvido *ligamento sacroilíaco posterior longo* se origina nas regiões do terceiro e quarto segmentos sacrais e depois cursam na direção da fixação da espinha ilíaca posterossuperior do íliaco. Muitas fibras do



ligamento sacroilíaco posterior se fundem com o ligamento sacrotuberal.

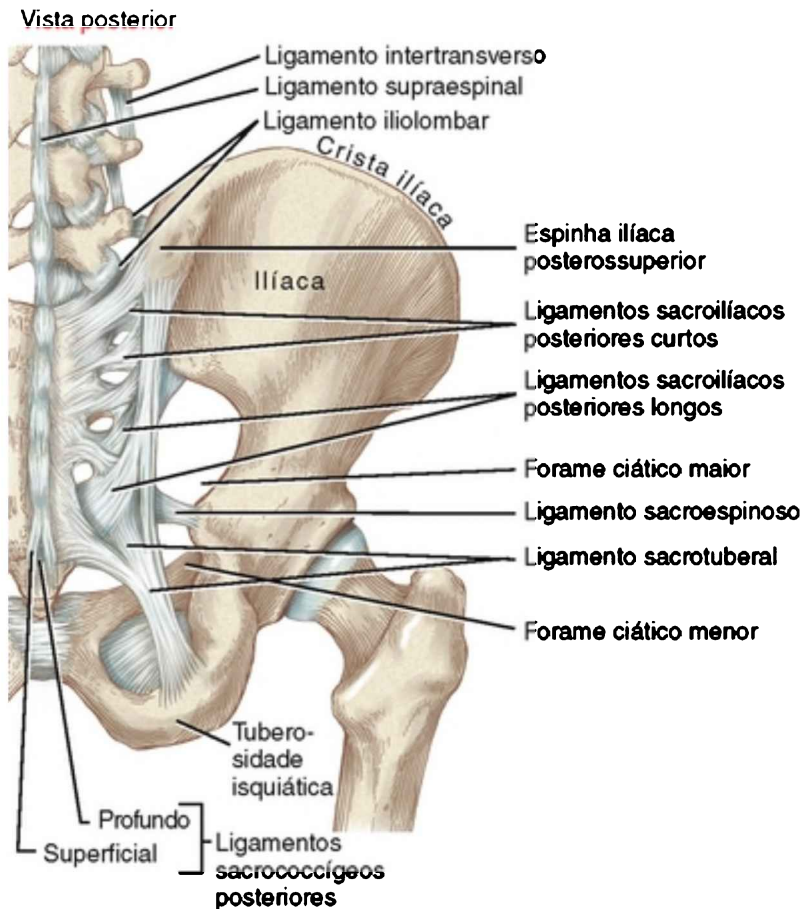


FIGURA 9-71 Uma vista posterior da região lombossacral direita e pelve demonstra os principais ligamentos que reforçam as articulações sacroilíacas.

**Ligamentos que Estabilizam a Articulação Sacroilíaca**

### **Primários**

- Sacroilíaco anterior
- Iliolombar
- Interósseos
- Sacroilíaco posterior curto e longo

### **Secundários**

- Sacrotuberal
- Sacroespinoso

Embora os ligamentos sacrotuberal e sacroespinoso na verdade não cruzem a articulação sacroilíaca, eles auxiliam indiretamente com sua estabilização (Fig. 9-71). O *ligamento sacrotuberal* é grande, origina-se da espinha ilíaca posterossuperior, região lateral do sacro e cóccix, e se fixa distalmente à tuberosidade isquiádica. A fixação distal se funde com o tendão do músculo bíceps femoral (parte lateral dos isquiotibiais). O *ligamento sacroespinoso* se localiza abaixo do ligamento sacrotuberal, origina-se da margem lateral da extremidade caudal do sacro e cóccix, e se fixa distalmente à espinha isquiática.

### **INERVAÇÃO**

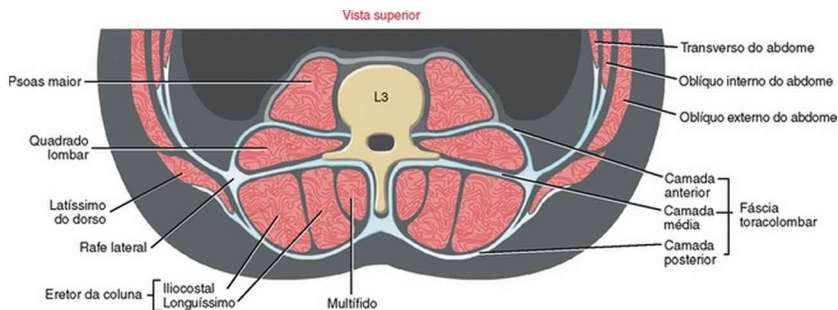
As articulações sacroilíacas são inervadas por nervos sensitivos e, portanto, são capazes de transmitir impulsos

de dor para o sistema nervoso.<sup>126,209</sup> O que não fica claro na literatura, entretanto, é a fonte exata da inervação. Revisões anatômicas sobre o assunto consistentemente incluem os ramos dorsais das raízes nervosas espinais L<sup>5</sup>-S<sup>3</sup>, e menos frequentemente os ramos ventrais L4-S2.<sup>69,70</sup>

Pessoas com uma articulação sacroilíaca dolorosa geralmente relatam sintomas na área lombar inferior e medial da nádega ipsilateral (geralmente próximo à espinha íliaca posterossuperior). Apesar de ser menos consistente, a dor ou hiperestesia também pode ser experimentada através da extremidade inferior.<sup>183</sup>

## **FÁSCIA TORACOLOMBAR**

A fáscia toracolombar desempenha um importante papel funcional na estabilidade mecânica da região lombar, incluindo a articulação sacroilíaca.<sup>211</sup> Esta fáscia é mais extensa na região lombar, onde é organizada em camadas anterior, média e posterior. Três camadas de fáscia toracolombar circundam parcialmente e compartimentalizam os músculos posteriores da região lombar, conforme ilustrado na Figura 9-72.



**FIGURA 9-72** Uma vista superior de um desenho transversal horizontal através do nível da terceira vértebra da região lombar. As camadas anterior, média e posterior da fásia toracolombar são apresentadas ao redor de vários grupos musculares.

As *camadas anterior e média* da fásia toracolombar são denominadas de acordo com suas posições em relação ao músculo quadrado lombar. Ambas as camadas são ancoradas medialmente aos processos transversos das vértebras lombares e inferiormente às cristas ilíacas. A *camada posterior* da fásia toracolombar cobre a superfície posterior do eretor da coluna e, mais superficialmente, o músculo latíssimo do dorso. Essa camada de fásia toracolombar se fixa aos processos espinhosos de todas as vértebras lombares e o sacro e ao íliaco próximo às espinhas ilíacas posterossuperiores. Essas fixações fornecem estabilidade mecânica para a articulação sacroilíaca. A estabilidade é amplificada pelas fixações do glúteo máximo e latíssimo do dorso.

As camadas posterior e média da fáscia toracolombar se fundem em suas margens laterais e formam uma *rafe lateral*. Este tecido se funde com a fáscia do transverso do abdome e, em menor grau, com o músculo oblíquo interno do abdome. A significância funcional dessas fixações musculares é tratada com maiores detalhes no Capítulo 10.

## Cinemática

Movimentos rotacionais e translacionais relativamente pequenos e mal definidos ocorrem na articulação sacroilíaca, mais notavelmente no plano quase sagital. Apesar de ser difícil de mensurar, a magnitude destes movimentos no adulto seria de 1 a 4 graus para a rotação, e 1 a 2 mm para a translação.<sup>59,103,191</sup> Os movimentos na articulação sacroilíaca provavelmente ocorrem como uma combinação entre a compressão da cartilagem articular e o leve movimento entre as superfícies articulares. A cinemática das articulações sacroilíacas não parece ser bem coordenada com movimentos específicos do tronco ou extremidade inferior.

Vários termos e eixos de rotação foram propostos para descrever o movimento nas articulações sacroilíacas.<sup>8,23,59</sup> Apesar de nenhuma terminologia descrever completamente os complexos movimentos rotacionais e translacionais, dois termos, porém, são tipicamente utilizados para este

propósito: *nutação* e *contranutação*. Eles descrevem movimentos limitados aproximadamente ao plano sagital, ao redor de um eixo aproximadamente medial-lateral de rotação que atravessa o ligamento interósseo (Fig. 9-73). *Nutação* (que significa inclinação para a frente) é definida como a *inclinação anterior* relativa da base (topo) do sacro em relação ao íliaco. *Contranutação* é um movimento inverso definido como a *inclinação posterior* relativa da base do sacro em relação ao íliaco. (Observe o termo *relativa* utilizado nas definições anteriores.) Conforme demonstrado na Figura 9-73, a nutação e a contranutação podem ocorrer através da rotação do sacro sobre o íliaco (como foi definido previamente), pela rotação do íliaco sobre o sacro ou por ambos os movimentos realizados de modo simultâneo.

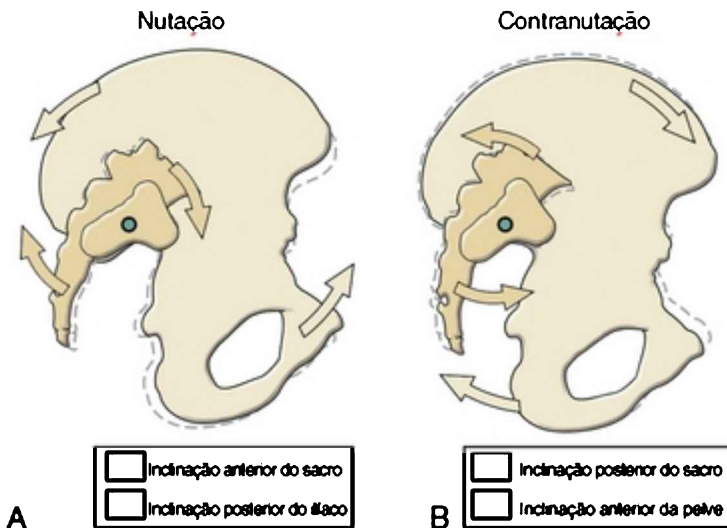


FIGURA 9-73 A cinemática nas articulações sacroilíacas. **A**, Nutação. **B**, Contranutação. (Consulte o texto para definições). As rotações sacrais são indicadas pela coloração mais escura, as rotações do ílaco são indicadas pela coloração mais clara. O eixo de rotação para o movimento no plano sagital é indicado por um pequeno círculo verde.

## CONSIDERAÇÕES FUNCIONAIS

As articulações sacroilíacas realizam duas funções: (1) mecanismo de alívio de estresse dentro do anel pélvico e (2) um meio estável para transferência de carga entre o esqueleto axial e os membros inferiores.

### Alívio de Estresse

Os movimentos nas articulações sacroilíacas, apesar de leves, permitem um elemento importante de alívio de

estresse dentro de todo o anel pélvico. Esse alívio de estresse é especialmente importante durante a deambulação e a corrida e, nas mulheres, durante o parto.

Durante a deambulação, o padrão de flexão e extensão recíproca dos membros inferiores faz com que cada lado da pelve rode levemente fora de fase em relação à outra. Na deambulação em velocidade normal, o calcanhar do membro inferior que avança atinge o chão com os pododáctilos do membro oposto ainda em contato com o chão. Neste instante, a tensão sobre os músculos e ligamentos do quadril gera torções em direções opostas sobre as cristas ilíacas direita e esquerda. As torções são mais notáveis no plano sagital, na forma de natação e contranatação, mas também nos planos horizontais. As torções intrapélvicas são amplificadas com o aumento da velocidade da deambulação. Apesar de leves, os movimentos em cada articulação sacroilíaca durante a deambulação ajudam a dissipar as cargas (estresses) potencialmente danosas que poderiam ocorrer no anel pélvico se a estrutura fosse sólida e contínua. A articulação da sínfise púbica possui um papel similar no alívio do estresse por todo o anel pélvico.

**Termos que Descrevem Movimentos da Articulação Sacroilíaca**



- *Nutação*: ocorre através da rotação anterior do sacro em relação ao íliaco, rotação posterior do íliaco em relação ao sacro ou ambos os movimentos executados simultaneamente.
- *Contranutação*: ocorre através da rotação posterior do sacro em relação ao íliaco, rotação anterior do íliaco em relação ao sacro ou ambos os movimentos executados simultaneamente.

O movimento das articulações sacroilíacas aumenta durante o trabalho de parto e o parto.<sup>32</sup> Um aumento significativo na frouxidão articular ocorre durante o último trimestre da gestação e é especialmente notável nas mulheres durante a segunda gestação em comparação com a primeira. O aumento da nutação durante o trabalho de parto roda posteriormente a parte inferior do sacro, aumenta o tamanho da saída da pelve e favorece a passagem do bebê. As superfícies articulares das articulações sacroilíacas são mais lisas nas mulheres e apresentam menor resistência contra esses leves movimentos fisiológicos.

A dor na articulação sacroilíaca não é incomum em mulheres durante a gestação. As combinações de ganho de peso, aumento da lordose lombar e frouxidão induzida por hormônios dos ligamentos podem aumentar o estresse sobre as articulações sacroilíacas e cápsula.

**Estabilidade durante a Transferência de Carga: Mecânica**

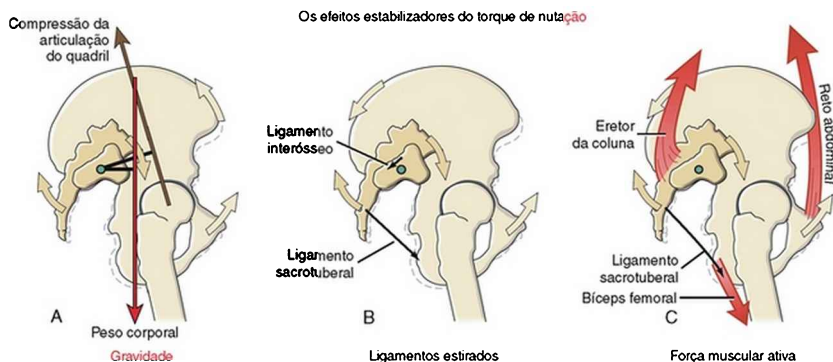
## **da Geração de um Torque de Nutação nas Articulações Sacroilíacas**

O plano das superfícies articulares da articulação sacroilíaca é em grande parte vertical. Esta orientação deixa a articulação vulnerável a um deslizamento vertical, especialmente quando sujeita a grandes forças. A nutação nas articulações sacroilíacas aumenta a compressão e as forças de cisalhamento entre as superfícies articulares, aumentando conseqüentemente a estabilidade articular.<sup>212</sup> Por este motivo, a posição fechada da articulação sacroilíaca é considerada em nutação total. As forças que criam um torque de nutação, portanto, ajudam a estabilizar as articulações sacroilíacas. Os torques são criados pela gravidade, ligamentos estirados e ativação muscular.

### **Efeito Estabilizador da Gravidade**

A força direcionada para baixo da gravidade que resulta do peso corporal passa através da vértebra lombar, geralmente anterior a uma linha imaginária que conecta os pontos médios das duas articulações sacroilíacas. Ao mesmo tempo, as cabeças femorais produzem uma força de compressão direcionada para cima através dos acetábulos. Cada uma dessas duas forças atua como um braço de momento separado para criar um *torque de nutação* sobre as articulações sacroilíacas (Fig. 9-74, A). O torque

resultante do peso corporal roda o *sacro* anteriormente em relação ao íliaco, enquanto o torque resultante da força de compressão dos quadris roda posteriormente o *íliaco* em relação ao sacro. Esse torque de natação “bloqueia” as articulações e aumenta a fricção entre as superfícies articulares ásperas e reciprocamente moldadas.<sup>186,212</sup> Este mecanismo de bloqueio se baseia principalmente na gravidade e congruência das superfícies articulares do que em estruturas extra-articulares como ligamentos e músculos.



**FIGURA 9-74** O torque de natação aumenta a estabilidade nas articulações sacroilíacas. **A**, Duas forças resultantes primariamente da gravidade gerada pelo peso corporal (*seta vermelha direcionada para baixo*) e compressão da articulação do quadril (*seta marrom direcionada para cima*) geram um torque de natação nas articulações sacroilíacas. Cada força possui um braço de momento (*linha preta*) que atua a partir do eixo de rotação (*círculo verde na articulação*). **B**, O torque de natação estira os ligamentos interósseo e sacrotuberal, comprimindo e estabilizando as articulações sacroilíacas. **C**, Contração muscular

(*vermelho*) cria um torque ativo de natação através das articulações sacroilíacas. Observe o bíceps femoral transmitindo tensão através do ligamento sacrotuberal.

### **Efeito Estabilizador de Ligamentos e Músculos**

Conforme descrito anteriormente, a primeira linha de estabilidade das articulações sacroilíacas é criada através de um torque de natação gerado através das ações da gravidade e carga através da pelve. A estabilidade é adequada para atividades que envolvem um carregamento estático relativamente baixo, como o ato de sentar-se ou levantar-se. Para um carregamento maior e mais dinâmico, entretanto, as articulações sacroilíacas são reforçadas por ligamentos e músculos. Conforme descrito na Figura 9-74, *B*, o torque de natação estira grande parte dos tecidos conjuntivos na articulação sacroilíaca, como os ligamentos sacrotuberal e interósseo. O aumento da tensão nesses ligamentos comprime ainda mais as superfícies das articulações sacroilíacas, aumentando a estabilidade transarticular.<sup>23</sup>

O torque de natação aumenta a estabilidade nas articulações sacroilíacas.

Esse torque é produzido por três forças:

- Gravidade
- Tensão passiva dos ligamentos estirados

- Ativação muscular

Além dos ligamentos, vários músculos do tronco e quadris reforçam e estabilizam as articulações sacroilíacas (Quadro 9-3). Esta estabilidade miogênica é necessária durante atividades como levantamento de peso, transporte de cargas ou corridas. A ação estabilizadora de muitos desses músculos se baseia em suas fixações à fáscia toracolombar e aos ligamentos sacroespinais e sacrotuberais.<sup>185,210</sup> As forças contráteis dos músculos listados no Quadro 9-3 podem estabilizar as articulações sacroilíacas ao (1) gerar forças de compressão ativas contra as superfícies articulares, (2) aumentar a magnitude do torque de natação e subsequentemente engajar um mecanismo de bloqueio ativo, (3) tracionar os tecidos conjuntivos que reforçam as articulações, e (4) qualquer combinação desses efeitos. Como exemplo, considere a interação muscular descrita na Figura 9-74, C. A contração do eretor da coluna roda anteriormente o sacro, enquanto a contração do reto abdominal e bíceps femoral (um dos músculos isquiotibiais) roda o íliaco posteriormente, dois elementos que produzem torque de natação. Através de uma fixação direta, o bíceps femoral aumenta a tensão dentro do ligamento sacrotuberal. A interação muscular explica, em parte, por que o fortalecimento de muitos

músculos listados no Quadro 9-3 é recomendado para o tratamento da instabilidade da articulação sacroilíaca.<sup>205</sup> Além disto, o aumento da força ou controle de músculos como o latíssimo do dorso e glúteo máximo, eretor da coluna, oblíquo interno e transverso do abdome gera estabilidade para as articulações sacroilíacas através de suas conexões com a fáscia toracolombar. Os músculos dispostos mais horizontalmente, como o oblíquo interno e especialmente o transverso do abdome, também geram estabilidade articular comprimindo os ilíacos para dentro, na direção do sacro. Finalmente, os músculos ilíaco (parte do iliopsoas) e piriforme, por se fixarem diretamente à cápsula ou margens das articulações sacroilíacas (Fig. 9-26), também fornecem uma fonte secundária de estabilidade para a articulação sacroilíaca.<sup>184</sup> Sem uma estabilização adequada, as articulações sacroilíacas podem se tornar mais facilmente desalinhadas ou hipermóveis – dois fatores que potencialmente podem aumentar o estresse sobre a articulação e contribuir para uma condição dolorosa.

### **QUADRO 9-3** Músculos que Reforçam e Estabilizam a Articulação Sacroilíaca

Eretor da coluna

Multífido lombar

### Músculos abdominais

- Reto abdominal
- Oblíquo interno e externo do abdome
- Transverso do abdome

Músculos extensores do quadril (como o bíceps femoral e glúteo máximo)

Latíssimo do dorso

Ilíaco e piriforme

## RESUMO

---

Os componentes ósseos do esqueleto axial incluem o crânio, a coluna vertebral, o esterno e as costelas. Destes quatro componentes, a coluna vertebral é a mais adaptada para aceitar as cargas produzidas pelo peso muscular e musculatura ativada. A absorção e a distribuição dessas cargas são funções primárias dos discos intervertebrais. A força e a complacência da coluna vertebral são governadas pelos ligamentos e músculos, atuando em conjunção com as curvaturas normais e reciprocamente moldadas da coluna.

Cada vértebra dentro de uma determinada região vertebral possui um formato ímpar. Considere, por exemplo, os formatos contrastantes entre o áxis (C2) e L4;

suas morfologias muito diferentes contrastam com diversas demandas funcionais nas duas extremidades da coluna vertebral. O eixo, com seu dente projetado verticalmente, é um ponto eixo central para a ampla variedade de rotação axial, gerada pela cabeça e pelo pescoço. O corpo de L4, em contraste, destina-se a suportar grandes cargas superpostas.

A junção intervertebral típica possui três elementos importantes: os processos transversos e espinais para a fixação de músculos e ligamentos, as articulações intersomáticas para adesão e absorção de choque e, finalmente, as articulações apofisárias. Este terceiro elemento é particularmente importante na compreensão da cinemática através do esqueleto axial. Notavelmente, grande parte do movimento característico gerado dentro de cada região da coluna vertebral é determinada pela orientação espacial das articulações apofisárias. Considere, mais cranialmente, a disposição geométrica das articulações apofisárias dentro da região cervical. As superfícies articulares são orientadas em um plano quase horizontal na articulação atlantoaxial e aproximadamente 45 graus entre os planos horizontal e frontal no restante da região cervical. Esta geometria específica fornece à região craniocervical um grande potencial para movimento tridimensional do que qualquer região na coluna – uma



necessidade, considerando a localização das fontes das várias fontes de sentidos dentro da cabeça.

Embora os 24 pares de articulações apofisárias dentro da região torácica estejam orientados próximo ao plano frontal, a liberdade esperada da flexão lateral é limitada por causa da ação imobilizadora das costelas. A rigidez relativa dentro da caixa torácica é uma necessidade para a mecânica da ventilação e para a proteção do coração e dos pulmões.

A orientação no plano quase sagital das articulações apofisárias médias e superiores dentro da região lombar permite amplos movimentos de flexão e extensão na extremidade inferior da coluna vertebral além de simultaneamente resistir contra a rotação no plano horizontal. O movimento combinado no plano sagital gerado pela coluna lombar e pelve (em relação às articulações dos quadris) gera um ponto importante de flexão e extensão para todo o corpo. O “ritmo lombopélvico” expresso nesta região amplifica o alcance anterior das extremidades superiores e mãos, importante nos movimentos de inclinação anterior para pegar objetos no chão ou para alcançar uma prateleira alta.

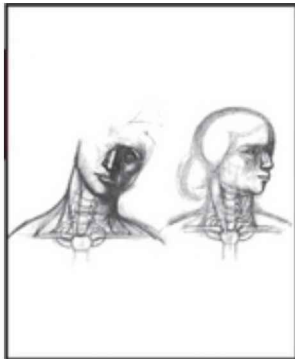
A tendência relativa para o plano frontal das articulações apofisárias da junção L5-S1 gera um importante fator de restrição para uma força de

cisalhamento anterior potencialmente danosa criada entre a extremidade caudal da coluna lombar e a base do sacro. Este cisalhamento anterior aumenta com o aumento da lordose lombar, geralmente realizado em conjunção com uma inclinação anterior excessiva da pelve em relação às cabeças femorais.

As articulações mais caudais do esqueleto axial são as articulações sacroilíacas. Essas articulações proporcionam uma junção relativamente rígida para a transmissão de grandes forças entre o final da coluna axial e as extremidades inferiores. Essas articulações relativamente grandes naturalmente são bem estabilizadas, apesar de permitirem pequenos movimentos que ajudam a abrir o canal do nascimento e dissipar a carga dentro do anel pélvico durante a deambulação e a corrida.

A coluna vertebral e a região craniocervical, quando bem alinhadas e suportadas por tecidos conjuntivos e músculos, satisfazem uma necessidade quase paradoxal de mobilidade e estabilidade vertical do corpo como um todo. O papel importante da musculatura em gerar estabilidade vertical ao esqueleto axial é um tema recorrente em todo o Capítulo 10. Um esqueleto axial anormalmente alinhado pode exagerar o deformante potencial da gravidade e dos músculos ativos, que podem causar um estresse excessivo e geralmente prejudicial aos ossos, discos, ligamentos e

tecidos neurais. O motivo para vários tratamentos para lesões do esqueleto axial se baseia na otimização de uma postura ideal por todo o corpo.



CONEXÕES CLÍNICAS

ADICIONAIS

#### CONEXÃO CLÍNICA 9-1 Doença Discal Degenerativa: Interações entre Fatores Mecânicos e Biológicos

Conforme foi descrito por todo este capítulo, a degeneração discal está associada a várias condições patológicas da coluna. Muitas dessas condições estão direta ou indiretamente relacionadas à menor qualidade de absorção de choques de um disco degenerado. A capacidade dos discos intervertebrais em absorver e redistribuir cargas da maneira ideal começa a diminuir em uma idade relativamente (e surpreendentemente) nova. Consequentemente, a degeneração discal pode começar já na segunda década e afeta a maioria das pessoas por volta da terceira e quarta décadas de vida.<sup>78,100,133</sup> Embora os dados variem consideravelmente, estudos relatam que 30 a 70% de todos os adultos apresentam pelo menos algum sinal detectável de degeneração discal nas imagens de ressonância magnética.<sup>187,214</sup> Entretanto, a maioria das pessoas é

assintomática e não relata perda de função. A degeneração discal, pelo menos em sua forma mais modesta, é, portanto, considerada uma parte natural do processo de envelhecimento. O desenvolvimento de uma degeneração discal mais severa associada à dor acentuada *não* é, entretanto, considerado uma parte natural do processo de envelhecimento. A degeneração discal associada à dor acentuada e suas limitações funcionais associadas deve ser chamada de *doença discal degenerativa*.

A doença discal degenerativa é um grande problema médico e econômico, responsável por até 90% de todas as cirurgias de coluna em adultos nos Estados Unidos.<sup>11</sup> Os pesquisadores anseiam compreender e melhorar o tratamento de pessoas com doença discal degenerativa; entretanto, sua epidemiologia e etiologia são complicadas e multifatoriais.<sup>16</sup> As pesquisas epidemiológicas são prejudicadas por definições operacionais obscuras da doença, além do fato de muitos adultos com doença discal significativa permanecerem assintomáticos.<sup>6,78</sup> Além disso, é difícil distinguir quais elementos da degeneração discal ocorrem naturalmente com o envelhecimento (e desgaste e rupturas associados) e quais são estritamente patológicos.<sup>157</sup>

Grande parte das pesquisas sobre a patogênese da doença discal degenerativa focaliza em fatores mecânicos e biológicos.<sup>6,89,158,177</sup> Os *fatores mecânicos* são mais intuitivos e mais fáceis de compreender. Há pouca dúvida de que um carregamento mecânico excessivo do disco pode iniciar o processo de degeneração discal, especialmente se os discos estão severamente desidratados ou já foram previamente lesionados. A instabilidade mecânica da junção intervertebral pode criar maiores estresses e alterações biomecânicas dentro do disco e continuar o ciclo de degeneração induzida pelo estresse.<sup>116,227</sup>

O fato de a sobrecarga mecânica poder desencadear o processo

de degeneração discal em algumas pessoas e não em outras é um mistério.<sup>6</sup> Outros fatores de risco além da sobrecarga mecânica obviamente contribuem para a patogênese. O mais forte fator de risco para a doença discal degenerativa está relacionado com a herança genética.<sup>16</sup> Fatores de risco secundários incluem idade avançada, má nutrição discal (que pode implicar o tabagismo), ocupação, fatores antropométricos (*i. e.* tamanho e proporção corporal) e exposição de longa data a uma vibração corporal total.\* Exceto pela genética, vários dos fatores mencionados anteriormente podem precisar estar presentes em conjunto para aumentar significativamente o risco de desenvolvimento da doença discal degenerativa.

### Possíveis Fatores de Risco para Doença Discal Degenerativa

- Genética (primária)
- Idade avançada
- Má nutrição discal
- Ocupação (história de trabalho físico)
- Antropometria (*i. e.*, tamanho e proporção corporal)
- Exposição de longa duração à vibração corporal total

Embora as forças excessivas liberadas sobre um disco parcialmente desidratado ajudem a explicar o *início* da doença discal degenerativa, elas não podem explicar as grandes variações entre indivíduos encontradas para dor e inflamação ou velocidade de progressão da doença. Evidências significantes sugerem que a severidade e progressão da doença discal estão fortemente associadas à *resposta biológica* do corpo ao processo degenerativo.<sup>6,89,158,177</sup> Por exemplo, após rupturas do ânulo fibroso o tecido de granulação vascularizado invade a região

lesionada (um fenômeno conhecido como *neovascularização*), aparentemente na forma de um componente normal da cura da inflamação.<sup>155</sup> Neurônios aferentes que transmitem dor (nociceptores) também invadem o tecido de granulação vascularizado, mesmo em áreas em que nervos e vasos sanguíneos não existem.<sup>44,96</sup> Além disto, mastócitos, macrófagos, enzimas e uma variedade de *citocinas* (proteínas e peptídeos que mediam e regulam funções celulares específicas, como o crescimento tecidual e inflamação) foram encontrados dentro do tecido de granulação.<sup>155,177</sup> Através de um processo muito complicado e parcialmente compreendido, as citocinas estimulam indiretamente o crescimento e a sensibilidade dos nociceptores, bem como aumentam a inflamação na região.<sup>1,29,158,215</sup> Em algumas pessoas, esta resposta inflamatória pode prolongar e amplificar a dor (denominada *sensitização periférica*). Este processo também pode promover a liberação de mais citocinas pró-inflamatórias, que estimulam nociceptores adicionais no ânulo, bem como no canal espinal adjacente e bainhas nervosas que circundam as raízes nervosas espinais.<sup>23</sup> Como resultado, a dor que se origina na forma de um ânulo rompido também pode ser expressa clinicamente na forma de dor irradiada pelo curso do dermatomo associado da extremidade inferior. Este processo pode ajudar a explicar por que um movimento relativamente simples da região lombar em uma pessoa com degeneração discal pode produzir uma resposta dolorosa exagerada, envolvendo a lombar e a extremidade inferior.<sup>29,193</sup>

Os condrócitos e fibroblastos localizados dentro dos discos intervertebrais são capazes de detectar pequenas características físicas do ambiente físico ao seu redor, como tensão, compressão, pressão osmótica e pressão hidrostática nuclear.<sup>89,116,166,177,202</sup> A compressão excessiva sobre o disco, por exemplo, foi experimentalmente demonstrada como produtora de respostas

mediadas por células que incluem a liberação excessiva de proteinases, citocinas e óxido nítrico.<sup>158</sup> Estas substâncias podem alterar a biossíntese e distribuição da matriz extracelular, incluindo proteoglicanos e colágeno.<sup>12,89</sup> Em um disco degenerado, este processo produz uma matriz estrutural e funcionalmente inferior, menos capaz de absorver ou distribuir as cargas de modo seguro. Mantido desregulado, este processo pode acelerar o processo degenerativo. Entretanto, se estiver normalmente regulado, este processo pode remodelar a estrutura do disco, permitindo que ele tolere melhor as cargas variáveis durante o curso da vida do indivíduo. A Figura 9-75 sumariza um possível conjunto de interações mecânicas e biológicas que pode estar envolvido no desenvolvimento de doença discal degenerativa.

### Interações Mecânicas e Biológicas que Podem Estar Associadas à Doença Discal Degenerativa

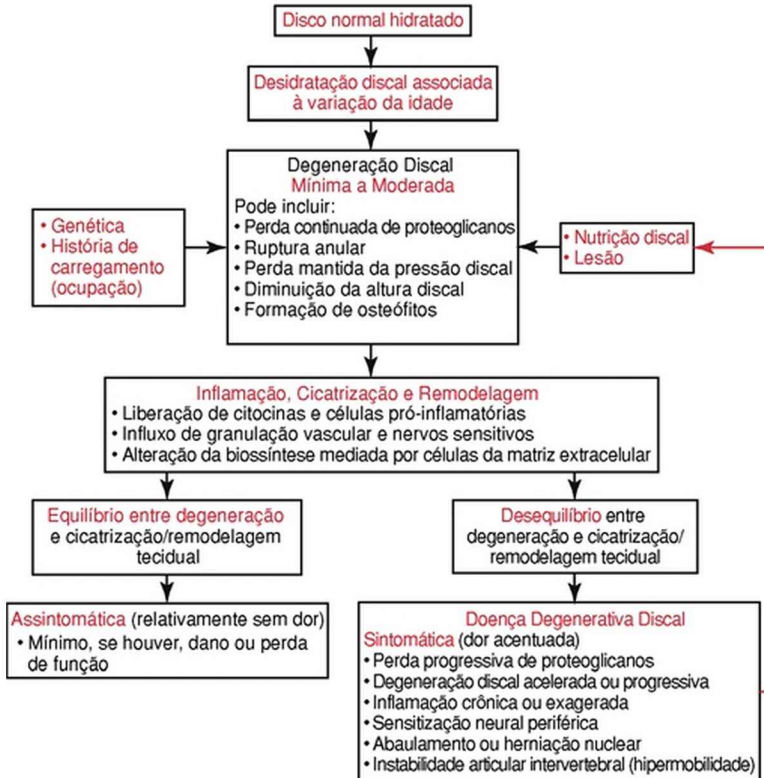


FIGURA 9-75 Uma série de interações mecânicas e biológicas que podem estar associadas à doença discal degenerativa. A seta vermelha indica as possíveis alças de *feedback* que podem perpetuar o processo patológico. Consulte o texto para maiores detalhes.

Em uma tentativa de melhorar a compreensão dos processos multifatoriais subjacentes à doença discal degenerativa, Adams e Roughley propuseram a seguinte definição: “O processo de degeneração discal é uma resposta aberrante mediada por células que leva à falência estrutural progressiva.”<sup>6</sup> Esta definição incorpora de maneira sucinta as interações entre fatores mecânicos e biológicos descritos previamente e serve como um modelo para



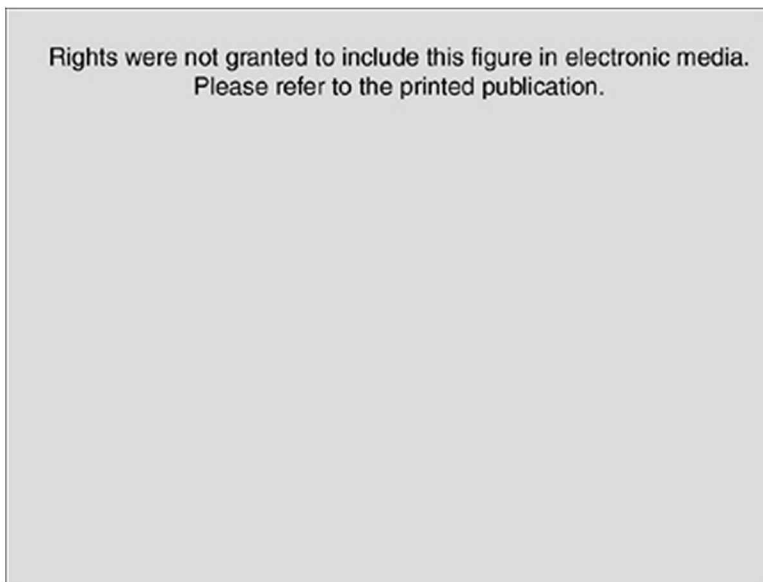
pesquisas clínicas. Beattie e colaboradores, por exemplo, levantaram a hipótese de que o carregamento e o descarregamento controlado da coluna através de esforços terapêuticos, como tração, contrações musculares graduadas, manipulações articulares e movimentos repetidos, podem de alguma forma melhorar a hidratação de um disco moderadamente degenerado.<sup>17</sup> Talvez a maior hidratação possa melhorar as propriedades mecânicas e o ambiente bioquímico dentro do disco danificado, reduzindo o ciclo vicioso de inflamação e maior degeneração. Esta hipótese requer pesquisas integradas entre médicos e pesquisadores que estudam a patogênese e o tratamento da doença discal degenerativa. Finalmente, espera-se que uma maior compreensão sobre esta interação leve a uma melhoria no tratamento do paciente.

### CONEXÃO CLÍNICA 9-2 Escoliose e Hipercifose: Exemplos Clássicos de Deformidade Estrutural que Envolvem a Coluna Torácica

A manutenção da coluna em alinhamento normal durante a vida requer um delicado equilíbrio entre forças intrínsecas, governadas por músculos e estruturas osteoligamentares, e forças extrínsecas, governadas pela gravidade. Quando o equilíbrio falha, a deformidade ocorre. Os discos herniados e as compressões de raízes nervosas são relativamente incomuns na coluna torácica. Pode ser resultado, em parte, da baixa mobilidade intervertebral e alta estabilidade fornecida pela caixa torácica. Anormalidades posturais, deformidades, ou desalinhamento, entretanto, ocorrem com uma relativa frequência na região torácica. A coluna torácica, que constitui aproximadamente a metade de todo o comprimento da coluna vertebral, é particularmente vulnerável aos efeitos de forças assimétricas ou exageradas criadas pela gravidade, músculos ou tecidos conjuntivos. A escoliose e a hiper cifose são exemplos

clássicos de deformidade espinal significativa e, conseqüentemente, são abordadas nesta Conexão Clínica Adicional de duas partes.

**PARTE I: ESCOLIOSE** Escoliose (do grego, significando curvatura) é uma deformidade da coluna vertebral caracterizada por curvaturas anormais em *todos os três planos* – mais notavelmente, entretanto, nos planos frontal e horizontal (Fig. 9-76, A).<sup>2,114</sup> A deformidade na maioria das vezes envolve a coluna torácica; entretanto, outras regiões da coluna geralmente são afetadas (como está aparente na Figura). A escoliose tipicamente é definida como funcional ou estrutural. A *escoliose funcional* pode ser corrigida por um desvio ativo na postura, enquanto a *escoliose estrutural* é uma deformidade fixa que não pode ser totalmente corrigida por um desvio ativo na postura.



**FIGURA 9-76** Ilustração de uma menina esqueleticamente imatura de 12 anos de idade com escoliose estrutural. A, Fotografias e radiografia pré-operatória demonstram a curva primária no plano frontal na região toracolombar. A inclinação lateral é de 46 graus, com sua convexidade

(ápice) para o lado esquerdo. A fotografia de baixo mostra a menina inclinada para a frente na altura da cintura, demonstrando o componente no plano horizontal da escoliose, ou “protuberância costal” no lado esquerdo da paciente. **B**, Fotografias e radiografia pós-operatórias da mesma menina após uma fusão espinal anterior e colocação de instrumentação. Observe a correção da protuberância costal na radiografia localizada abaixo.

*(De Lenke, LG: CD Horizon Legacy Spinal System anterior and dual Rod surgical technique manual, Memphis, 2002, Medtronic Sofamor Danek.)*

Aproximadamente 80% de todos os casos de escoliose estrutural são denominados *idiopáticos*, o que significa que a condição não possui causa biológica ou mecânica aparente.<sup>204,218</sup> Por motivos desconhecidos, a escoliose idiopática progressiva afeta adolescentes do sexo feminino com uma frequência quatro vezes maior do que os do sexo masculino, especialmente aquelas que experimentam um rápido estirão de crescimento.<sup>114,123</sup> No total, aproximadamente 2 a 3% da população adolescente entre 10 e 16 anos de idade exibe uma curvatura lateral (plano frontal) que excede os 10 graus.<sup>114</sup>

Várias teorias tentaram explicar a causa da escoliose idiopática do adolescente, incluindo diferenças naturais e sutis na simetria bilateral do corpo, crescimento desigual ou estrutura histológica anormal dos tecidos conjuntivos (como placas terminais vertebrais, ligamentos intertransversos e ânulo fibroso), assimetria na ativação da musculatura paravertebral e assimetria no carregamento da coluna levando a um crescimento vertebral anormal e uma remodelagem dos discos intervertebrais.\* A genética também pode desempenhar um papel nesta condição.<sup>31</sup>

Aproximadamente 20% dos casos de escoliose estrutural são causados por patologias neuromusculares ou musculares, trauma ou anormalidades congênitas. Exemplos de patologias incluem poliomielite, distrofia muscular, lesão da medula espinal e paralisia cerebral. Nestes casos, a escoliose tipicamente é desencadeada por

uma assimetria das forças musculares que atuam sobre a coluna vertebral.

Tipicamente, a escoliose é descrita pela localização, direção e número de curvaturas fixas no plano frontal (inclinações laterais) dentro da coluna vertebral. O padrão mais comum de escoliose consiste em uma única curva lateral com um ápice na região de T7-T9.<sup>43</sup> Outros padrões podem envolver uma curva secundária ou compensatória, na maioria das vezes nas regiões toracolombar ou lombar. A direção da curva lateral primária é definida pelo lado da convexidade da deformidade lateral. A magnitude da curvatura lateral tipicamente é mensurada sobre uma radiografia com o traçado do *ângulo de Cobb* (Fig. 9-77). Como as vértebras torácicas são as mais envolvidas pela escoliose, a assimetria da caixa torácica é comum. As costelas no lado da concavidade torácica são comprimidas e as costelas no lado da convexidade são afastadas. O grau da torção, ou deformidade no plano horizontal, pode ser medido em uma radiografia anteroposterior, observando a posição rodada dos pedículos vertebrais.

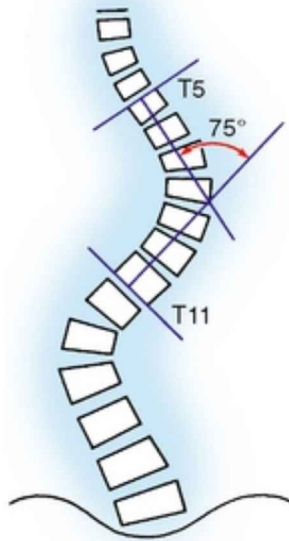


FIGURA 9-77 O ângulo de Cobb mensura o grau de inclinação lateral em uma curva espinal associada à escoliose. Neste exemplo, a coluna torácica demonstra um ângulo de Cobb de 75 graus, com o ápice da curva na junção T4-T5. O ângulo de Cobb é mensurado em uma radiografia anteroposterior da coluna.

(De Canale ST, Beaty JH: *Campbell's operative orthopaedics*, ed 11, Philadelphia, 2008, Mosby.)

A deformidade na escoliose estrutural em geral possui um padrão de acoplamento cinemático espinal *contralateral* notavelmente fixo que envolve flexão lateral e rotação axial.<sup>204</sup> Os processos espinhosos das vértebras envolvidas tipicamente estão rodados no plano horizontal, na direção do lado da concavidade da curvatura torácica fixa. Portanto, as costelas são forçadas a acompanhar o plano de rotação horizontal das vértebras torácicas. Isto explica por que a *protuberância costal* tipicamente se localiza na face convexa da curvatura no plano frontal (Fig. 9-76, A). O mecanismo exato responsável pelo padrão de acoplamento

contralateral fixo não é bem compreendido.

Vários fatores são considerados durante a decisão sobre o método de tratamento da escoliose idiopática do adolescente, incluindo a magnitude da curva no plano frontal, o grau de progressão, a aparência estética da deformidade e, particularmente importante, se a criança está no estirão do crescimento. Em geral, quanto maior a curva no plano frontal e quanto mais imaturo for o esqueleto da criança, maior a probabilidade de progressão significativa da deformidade.<sup>114</sup> As opções de tratamento incluem a observação cuidadosa para a progressão da escoliose, fisioterapia, imobilização e cirurgia. (A Figura 9-76, B, demonstra a aparência clínica e as imagens radiológicas de uma menina após fusão espinal anterior e colocação de instrumentação.) Estudos de acompanhamento de cinco a 20 anos indicam que a imobilização e as cirurgias podem controlar ou corrigir parcialmente as curvas na escoliose idiopática do adolescente.<sup>49,50,54,114,115</sup> O objetivo da imobilização é prevenir que uma pequena curva progrida para uma maior. O objetivo da cirurgia é estabilizar a curva e gerar correção parcial. A cirurgia, entretanto, possui o risco inerente para a criança. Uma diretriz bastante generalista é utilizada por alguns médicos para decidir entre a utilização do colete e as opções cirúrgicas. Crianças com ângulo de Cobb torácico menor ou igual a 40 graus são candidatos mais fortes para o uso do colete; crianças com um ângulo de Cobb superior a 50 graus, entretanto, são candidatos mais fortes para a cirurgia. Crianças com um ângulo de Cobb entre 40 e 50 graus são considerados dentro de uma “área cinza” em relação ao tratamento mais adequado. É importante ter em mente que as diretrizes mencionadas anteriormente são muito generalistas e variam baseadas em outros fatores, como a maturidade esquelética da criança, o grau de progressão da curva, a aparência estética e a presença de várias curvas. A presença de uma cifose torácica significativamente reduzida (ou na verdade uma lordose) requer uma

maior consideração sobre a cirurgia, baseada na provável ineficácia do uso do colete e no potencial compromisso na função pulmonar.<sup>114</sup>

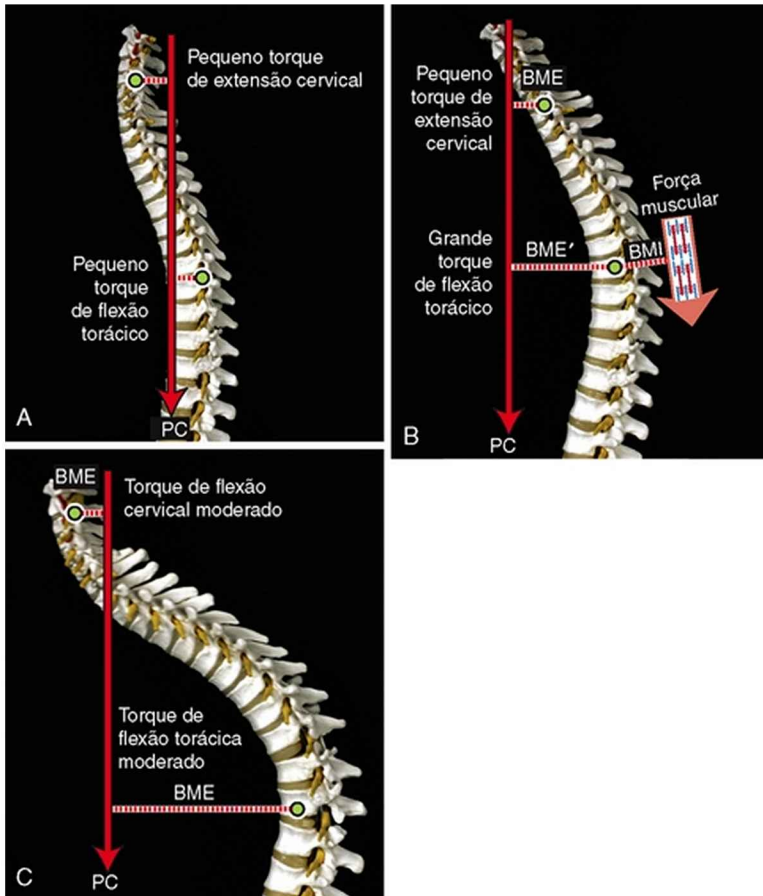
**PARTE II: HIPERCIFOSE DA REGIÃO TORÁCICA** Na média, encontramos aproximadamente 40 a 45 graus de cifose natural em uma postura em pé relaxada.<sup>106,121</sup> Em algumas pessoas, entretanto, a *cifose torácica excessiva* (no passado denominada *hipercifose*) pode se desenvolver e causar limitações funcionais.<sup>192</sup> A hipercifose pode ocorrer como consequência de trauma e instabilidade espinal relacionada, crescimento e desenvolvimento anormais das vértebras, doença discal degenerativa severa, ou osteoporose acentuada e subseqüentes fraturas vertebrais – tipicamente associada à idade avançada.<sup>46,131</sup> Uma elevação modesta na cifose torácica e a associada diminuição da altura corporal é um aspecto normal da idade avançada e geralmente não é incapacitante.

As duas condições mais comuns associadas à cifose torácica progressiva são a cifose de Scheuermann e a osteoporose. A *cifose de Scheuermann* ou “cifose juvenil” é a causa mais comum de hipercifose torácica na adolescência. Apesar da causa da condição ser desconhecida, ela se caracteriza principalmente por uma velocidade anormal de crescimento de diferentes partes das vértebras, o que resulta em um encunhamento anterior excessivo dos corpos vertebrais torácicos e lombares superiores.

Essa condição parece ter uma predisposição genética significativa com incidência de 1% a 8% da população geral.<sup>117</sup> O desenvolvimento da hipercifose é rígido e não pode ser volitivamente revertido. A órtese pode ser eficaz na redução da progressão da deformidade em casos suaves; cirurgias, no entanto, podem ser sugeridas nos casos graves que não respondem ao tratamento conservador.<sup>113</sup>

A osteoporose da coluna vertebral e a fratura por compressão associada podem levar a gênese e progressão final de uma hipercifose torácica, normalmente observada em mulheres idosas.<sup>52</sup> A osteoporose é uma doença metabólica óssea crônica que acomete principalmente mulheres na pós-menopausa; essa condição não é uma parte normal do envelhecimento. Múltiplas fraturas vertebrais resultantes da osteoporose podem levar à redução da altura na face anterior dos corpos vertebrais e, assim, promover a progressão da cifose torácica excessiva. Tal cenário é demonstrado por meio da análise das posturas descritas na Figura 9-78, A a C,<sup>142</sup> cada uma modelada após a radiografia real de indivíduos vivos. Na postura ideal da coluna vertebral, a linha de força do peso corporal cai ligeiramente para o lado côncavo, no ápice das curvaturas normais das regiões cervical e torácica (Fig. 9-78, A). A gravidade, portanto, pode agir como um braço de momento externo que favorece a curvatura normal das regiões cervical e torácica. A postura ideal mostrada na Figura 9-78, A cria um pequeno torque em extensão na região cervical e um pequeno torque em flexão na região torácica. Na coluna torácica, a tendência em aumentar a cifose é normalmente resistida, em parte, por forças de compressão entre as partes anteriores das articulações intersomáticas. As vértebras enfraquecidas pela osteoporose podem ser incapazes para resistir às forças de compressão anterior.<sup>159</sup> Ao longo do tempo, as forças de compressão podem produzir encunhamento anterior excessivo nos corpos vertebrais, acentuando a queda do tronco em hipercifose.





**FIGURA 9-78** Vistas laterais demonstram os relacionamentos biomecânicos entre a linha de gravidade do peso corporal (PC) e os graus variáveis de cifose torácica. Em cada um dos três modelos, os eixos de rotação são demonstrados como próximos do ponto médio das regiões torácica e cervical (*círculos verdes*). **A**, Em uma pessoa com postura ideal em pé e cifose torácica normal, o peso corporal cria um pequeno torque em extensão cervical e um pequeno torque de flexão torácica. Os braços de momentos externos utilizados pelo peso corporal são demonstrados pelas linhas vermelhas pontilhadas. **B**, Em uma pessoa com hiper cifose torácica moderada, o peso corporal cria um torque de flexão cervical e torácico moderados, o peso corporal cria torques de flexão cervical e torácico moderados (*BME'*, braço de momento externo na coluna torácica média; *BMI*, braço de momento interno para a força da musculatura

extensora do tronco). C, Em uma pessoa com hiperlordose torácica severa, o peso corporal causa um pequeno torque de extensão cervical e um grande torque de flexão torácico. Os modelos esqueléticos se baseiam nas radiografias laterais de pessoas reais na postura em pé.

Além disso, na presença de degeneração discal e desidratação nuclear significantes, a postura hiperlordótica pode comprimir ainda mais a face anterior dos discos.<sup>157</sup> Neste ponto, um processo patológico deformante se iniciou (Fig. 9-78, B). O aumento da posição flexionada desvia a linha de força resultante do peso corporal mais anteriormente, aumentando desta forma o comprimento do braço de momento externo (BME') e a magnitude da postura cifótica flexionada.<sup>28</sup> Como resultado, as regiões torácica e cervical podem estar sujeitas a um moderado torque de flexão (Fig. 9-78, B). O aumento da tensão da musculatura extensora e ligamentar posterior é necessário para manter o tronco, o pescoço e a cabeça eretos. A força elevada que passa através das articulações intersomáticas pode criar fraturas por compressão nos corpos vertebrais juntamente com a formação de osteófitos. Neste ponto, o ciclo vicioso está bem estabelecido.

A magnitude da força de compressão exercida entre as vértebras de uma coluna torácica hipercifótica pode ser surpreendentemente alta. A quantidade de força de compressão associada à postura demonstrada na Figura 9-78, B, pode ser estimada assumindo uma condição de equilíbrio estático dentro do plano sagital: o produto da força do peso corporal (PC) e o braço de momento externo (BME') é igual ao produto da força muscular multiplicado pelo braço de momento interno (BMI). Considerando que o BME é aproximadamente o dobro do comprimento do BMI, o equilíbrio rotacional no plano sagital requer uma força muscular duas vezes maior que o peso muscular. Considere que uma pessoa de 81 quilos (1 quilo = 4,448 newtons) tem aproximadamente 60% do peso corporal (49 quilos) localizados acima da região torácica média.

Uma força muscular extensora de aproximadamente 98 quilos ( $2 \times 49$  quilos) é necessária para manter a postura flexionada. Quando se considera o peso corporal superposto, um total aproximado de 147 quilos de força de compressão (98 quilos da força muscular somados a 49 quilos do peso corporal) é exercido em uma articulação intersomática torácica média. Aplicando esta mesma solução biomecânica para a postura ideal demonstrada na Figura 9-78, A, temos uma *redução* de 50% na força de compressão total articular intersomática. Essa redução se baseia no fato de a postura ideal ter um braço de momento externo de aproximadamente a metade do comprimento do braço de momento interno. Embora este modelo matemático simples não seja absolutamente preciso e não considere os aspectos dinâmicos do movimento, ele enfatiza como a postura pode ter um efeito profundo sobre as forças produzidas sobre uma articulação intersomática.<sup>83</sup>

A postura torácica apresentada na Figura 9-78, B, pode progredir, em casos extremos, para a postura apresentada na Figura 9-78, C, comumente chamada de “corcunda da viúva”. Como demonstrado, a linha de força do peso corporal produziu um pequeno torque de extensão cervical superior e um grande torque de flexão torácica. Observe que a despeito da grande cifose torácica, a pessoa pode estender a região craniocervical superior o suficiente para manter um campo visual horizontal. O principal ponto da Figura 9-78, C, entretanto, é avaliar o impacto biomecânico que o grande torque de flexão externo pode ter sobre a progressão de uma hipercifose torácica severa. Essa hipercifose severa reduz a capacidade inspiratória e vital dos pulmões,<sup>46</sup> bem como eleva o risco de quedas por causa da diminuição dos sentidos relacionados ao equilíbrio. A hipercifose pode progredir ainda mais com uma história continuada de múltiplas fraturas por compressão, osteoporose sem tratamento, doença discal degenerativa progressiva e enfraquecimento da musculatura extensora do tronco.<sup>131</sup> A

fraqueza muscular pode ser resultante da diminuição da atividade, bem como uma alteração da relação comprimento-tensão dentro dos músculos extensores hiperestirados do tronco.<sup>28,143</sup>

O tratamento da hipercifose torácica excessiva depende fortemente da severidade da deformidade, idade e saúde da pessoa. As opções podem incluir agentes farmacológicos para reduzir a osteoporose, cirurgias, e fisioterapia – incluindo educação postural, uso de bandagens e órteses e treinamento para o equilíbrio, se for necessário.<sup>28</sup>

---

\* Referências 31, 37, 170, 190, 204, 225.

## REFERÊNCIAS

---

- 1 Abe Y, Akeda K, An HS, et al. Proinflammatory cytokines stimulate the expression of nerve growth factor by human intervertebral disc cells. *Spine*. 2007;32:635-642.
- 2 Adam CJ, Askin GN, Pearcy MJ. Gravity-induced torque and intravertebral rotation in idiopathic scoliosis. *Spine*. 2008;33:E30-E37.
- 3 Adams MA, Hutton WC. Gradual disc prolapse. *Spine*. 1985;10:524-531.
- 4 Adams MA, Hutton WC. Prolapsed intervertebral disc. A hyperflexion injury 1981 Volvo Award in Basic Science. *Spine*. 1982;7:184-191.
- 5 Adams MA, Hutton WC, Stott JR. The resistance to flexion of the lumbar intervertebral joint. *Spine*. 1980;5:245-253.
- 6 Adams MA, Roughley PJ. What is intervertebral disc degeneration, and what causes it? *Spine*. 2006;31:2151-2161.
- 7 Ala-Kokko L. Genetic risk factors for lumbar disc disease (review). *Ann Med*. 2002;34:42-47.
- 8 Alderink GL. The sacroiliac joint: review of anatomy, mechanics and

- function. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1991;13:71-84.
- 9 Alexander LA, Hancock E, Agouris I, et al. The response of the nucleus pulposus of the lumbar intervertebral discs to functionally loaded positions. *Spine.* 2007;32:1508-1512.
  - 10 American Physical Therapy Association. Guide to Physical Therapist Practice. Second Edition. American Physical Therapy Association. *Phys Ther.* 2001;81:9-746.
  - 11 An HS, Anderson PA, Houghton VM, et al. Introduction: disc degeneration: summary. *Spine.* 2004;29:2677-2678.
  - 12 An HS, Masuda K. Relevance of in vitro and in vivo models for intervertebral disc degeneration. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88(Suppl 2):88-94.
  - 13 Andersson GB, Ortengren R, Nachemson A. Intradiskal pressure, intra-abdominal pressure and myoelectric back muscle activity related to posture and loading. *Clin Orthop Relat Res.* 1977;129:156-164.
  - 14 Antoniou J, Steffen T, Nelson F, et al. The human lumbar intervertebral disc: evidence for changes in the biosynthesis and denaturation of the extracellular matrix with growth, maturation, ageing, and degeneration. *J Clin Invest.* 1996;98:996-1003.
  - 15 Awad JN, Moskovich R. Lumbar disc herniations: surgical versus nonsurgical treatment. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;443:183-197.
  - 16 Battie MC, Videman T. Lumbar disc degeneration: epidemiology and genetics. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88(Suppl 2):3-9.
  - 17 Beattie PF. Current understanding of lumbar intervertebral disc degeneration: a review with emphasis upon etiology, pathophysiology, and lumbar magnetic resonance imaging findings. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38:329-340.
  - 18 Beattie PF, Brooks WM, Rothstein JM, et al. Effect of lordosis on the position of the nucleus pulposus in supine subjects. A study using magnetic resonance imaging. *Spine.* 1994;19:2096-2102.

- 19 Bell JA, Stigant M. Development of a fibre optic goniometer system to measure lumbar and hip movement to detect activities and their lumbar postures. *J Med Eng Technol.* 2007;31:361-366.
- 20 Bergman GJ, Knoester B, Assink N, et al. Variation in the cervical range of motion over time measured by the “flock of birds” electromagnetic tracking system. *Spine.* 2005;30:650-654.
- 21 Bernard TNJr, Kirkaldy-Willis WH. Recognizing specific characteristics of nonspecific low back pain. *Clin Orthop Relat Res.* 1987;217:266-280.
- 22 Black KM, McClure P, Polansky M. The influence of different sitting positions on cervical and lumbar posture. *Spine.* 1996;21:65-70.
- 23 Bogduk N. Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum, 4th ed. New York: Churchill Livingstone, 2005.
- 24 Bogduk N, Mercer S. Biomechanics of the cervical spine. I: Normal kinematics. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2000;15:633-648.
- 25 Boos N, Weissbach S, Rohrbach H, et al. Classification of age-related changes in lumbar intervertebral discs: 2002 Volvo Award in basic science. *Spine.* 2002;27:2631-2644.
- 26 Borenstein DG, O’Mara JWJr, Boden SD, et al. The value of magnetic resonance imaging of the lumbar spine to predict low-back pain in asymptomatic subjects: a seven-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am.* 2001;83:1306-1311.
- 27 Brault JS, Driscoll DM, Laakso LL, et al. Quantification of lumbar intradiscal deformation during flexion and extension, by mathematical analysis of magnetic resonance imaging pixel intensity profiles. *Spine.* 1997;22:2066-2072.
- 28 Briggs AM, van Dieën JH, Wrigley TV, et al. Thoracic kyphosis affects spinal loads and trunk muscle force. *Phys Ther.* 2007;87:595-607.
- 29 Brisby H. Pathology and possible mechanisms of nervous system response to disc degeneration. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88(Suppl 2):68-71.

- 30 Browder DA, Childs JD, Cleland JA, Fritz JM. Effectiveness of an extension-oriented treatment approach in a subgroup of subjects with low back pain: a randomized clinical trial. *Phys Ther.* 2007;87:1608-1618.
- 31 Burwell RG, Freeman BJ, Dangerfield PH, et al. Etiologic theories of idiopathic scoliosis: enantiomorph disorder concept of bilateral symmetry, physcally-created growth conflicts and possible prevention. *Stud Health Technol Inform.* 2006;123:391-397.
- 32 Calguneri M, Bird HA, Wright V. Changes in joint laxity occurring during pregnancy. *Ann Rheum Dis.* 1982;41:126-128.
- 33 Cattrysse E, Barbero M, Kool P, et al. 3D morphometry of the transverse and alar ligaments in the occipito-atlanto-axial complex: an in vitro analysis. *Clin Anat.* 2007;20:892-898.
- 34 Chancey VC, Ottaviano D, Myers BS, Nightingale RW. A kinematic and anthropometric study of the upper cervical spine and the occipital condyles. *J Biomech.* 2007;40:1953-1959.
- 35 Chelberg MK, Banks GM, Geiger DF, Oegema TRJr. Identification of heterogeneous cell populations in normal human intervertebral disc. *J Anat.* 1995;186:43-53.
- 36 Chen C, Lu Y, Kallakuri S, et al. Distribution of A-delta and C-fiber receptors in the cervical facet joint capsule and their response to stretch. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88:1807-1816.
- 37 Cheung J, Veldhuizen AG, Halberts JP, et al. Geometric and electromyographic assessments in the evaluation of curve progression in idiopathic scoliosis. *Spine.* 2006;31:322-329.
- 38 Choi G, Raiturker PP, Kim MJ, et al. The effect of early isolated lumbar extension exercise program for patients with herniated disc undergoing lumbar discectomy. *Neurosurgery.* 2005;57:764-772.
- 39 Cleland JA, Fritz JM, Whitman JM, Heath R. Predictors of short-term outcome in people with a clinical diagnosis of cervical radiculopathy.

*Phys Ther.* 2007;87:1619-1632.

- 40 Cohen SP. Sacroiliac joint pain: a comprehensive review of anatomy, diagnosis, and treatment. *Anesth Analg.* 2005;101:1440-1453.
- 41 Cook C, Hegedus E, Showalter C, Sizer PS Jr. Coupling behavior of the cervical spine: a systematic review of the literature. *J Manipulative Physiol Ther.* 2006;29:570-575.
- 42 Cook C, Showalter C. A survey on the importance of lumbar coupling biomechanics in physiotherapy practice. *Man Ther.* 2004;9:164-172.
- 43 Coonrad RW, Murrell GA, Motley G, et al. A logical coronal pattern classification of 2,000 consecutive idiopathic scoliosis cases based on the scoliosis research society-defined apical vertebra. *Spine.* 1998;23:1380-1391.
- 44 Coppes MH, Marani E, Thomeer RT, Groen GJ. Innervation of "painful" lumbar discs. *Spine.* 1997;22:2342-2349.
- 45 Crisco JJ III, Panjabi MM, Dvorak J. A model of the alar ligaments of the upper cervical spine in axial rotation. *J Biomech.* 1991;24:607-614.
- 46 Culham EG, Jimenez HA, King CE. Thoracic kyphosis, rib mobility, and lung volumes in normal women and women with osteoporosis. *Spine.* 1994;19:1250-1255.
- 47 Cyron BM, Hutton WC. Articular tropism and stability of the lumbar spine. *Spine.* 1980;5:168-172.
- 48 Cyron BM, Hutton WC. The tensile strength of the capsular ligaments of the apophyseal joints. *J Anat.* 1981;132(Pt 1):145-150.
- 49 Danielsson AJ, Hasserijs R, Ohlin A, Nachemson AL. A prospective study of brace treatment versus observation alone in adolescent idiopathic scoliosis: a follow-up mean of 16 years after maturity. *Spine.* 2007;32:2198-2207.
- 50 Danielsson AJ, Nachemson AL. Radiologic findings and curve progression 22 years after treatment for adolescent idiopathic scoliosis: comparison of brace and surgical treatment with matching



control group of straight individuals. *Spine*. 2001;26:516-525.

- 51 Dar G, Peleg S, Masharawi Y, et al. Sacroiliac joint bridging: demographical and anatomical aspects. *Spine*. 2005;30:E429-E432.
- 52 De Smet AA, Robinson RG, Johnson BE, Lukert BP. Spinal compression fractures in osteoporotic women: patterns and relationship to hyperkyphosis. *Radiology*. 1988;166:497-500.
- 53 Dempster WT. Space Requirements for the Seated Operator. WADC-TR-55-159. Dayton: Wright Patterson Air Force Base, 1955.
- 54 Dolan LA, Weinstein SL. Surgical rates after observation and bracing for adolescent idiopathic scoliosis: an evidence-based review. *Spine*. 2007;32:S91-S100.
- 55 Donelson R, Aprill C, Medcalf R, Grant W. A prospective study of centralization of lumbar and referred pain. A predictor of symptomatic discs and anular competence. *Spine*. 1997;22:1115-1122.
- 56 Dvorak J, Panjabi MM, Novotny JE, Antinnes JA. In vivo flexion/extension of the normal cervical spine. *J Orthop Res*. 1991;9:828-834.
- 57 Dvorak J, Schneider E, Saldinger P, Rahn B. Biomechanics of the craniocervical region: the alar and transverse ligaments. *J Orthop Res*. 1988;6:452-461.
- 58 Edmondston SJ, Henne SE, Loh W, Ostvold E. Influence of cranio-cervical posture on three-dimensional motion of the cervical spine. *Man Ther*. 2005;10:44-51.
- 59 Egund N, Olsson TH, Schmid H, Selvik G. Movements in the sacroiliac joints demonstrated with roentgen stereophotogrammetry. *Acta Radiol Diagn (Stockh)*. 1978;19:833-846.
- 60 Esola MA, McClure PW, Fitzgerald GK, Siegler S. Analysis of lumbar spine and hip motion during forward bending in subjects with and without a history of low back pain. *Spine*. 1996;21:71-78.
- 61 Eubanks JD, Lee MJ, Cassinelli E, Ahn NU. Does lumbar facet arthrosis

precede disc degeneration? A postmortem study. *Clin Orthop Relat Res*. 2007;464:184-189.

62 Fagan A, Moore R, Vernon RB, et al. ISSLS prize winner: The innervation of the intervertebral disc: a quantitative analysis. *Spine*. 2003;28:2570-2576.

63 Farfan HF, Huberdeau RM, Dubow HI. Lumbar intervertebral disc degeneration: the influence of geometrical features on the pattern of disc degeneration—a post mortem study. *J Bone Joint Surg Am*. 1972;54:492-510.

64 Fazey PJ, Song S, Mønsås S, et al. An MRI investigation of intervertebral disc deformation in response to torsion. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2006;21:538-542.

65 Feipel V, Rondelet B, Le PJ, Rooze M. Normal global motion of the cervical spine: an electrogoniometric study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1999;14:462-470.

66 Feng H, Danfelter M, Strömqvist B, Heinegård D. Extracellular matrix in disc degeneration. *J Bone Joint Surg Am*. 2006;88(Suppl 2):25-29.

67 Fennell AJ, Jones AP, Hukins DW. Migration of the nucleus pulposus within the intervertebral disc during flexion and extension of the spine. *Spine*. 1996;21:2753-2757.

68 Fielding JW, Cochran GB, Lawsing JF3rd, Hohl M. Tears of the transverse ligament of the atlas. A clinical and biomechanical study. *J Bone Joint Surg Am*. 1974;56:1683-1691.

69 Foley BS, Buschbacher RM. Sacroiliac joint pain: anatomy, biomechanics, diagnosis, and treatment. *Am J Phys Med Rehabil*. 2006;85:997-1006.

70 Forst SL, Wheeler MT, Fortin JD, Vilensky JA. The sacroiliac joint: anatomy, physiology and clinical significance. *Pain Physician*. 2006;9:61-67.

71 Fritz JM, Lindsay W, Matheson JW, et al. Is there a subgroup of patients

with low back pain likely to benefit from mechanical traction? Results of a randomized clinical trial and subgrouping analysis. *Spine*. 2007;32:E793-E800.

- 72 Fujiwara A, Tamai K, Yoshida H, et al. Anatomy of the iliolumbar ligament. *Clin Orthop Relat Res*. 2000;167-172.
- 73 Giles LG. Human lumbar zygapophyseal joint inferior recess synovial folds: a light microscope examination. *Anat Rec*. 1988;220:117-124.
- 74 Giles LG, Taylor JR. Human zygapophyseal joint capsule and synovial fold innervation. *Br J Rheumatol*. 1987;26:93-98.
- 75 Glard Y, Launay F, Viehweger E, et al. Hip flexion contracture and lumbar spine lordosis in myelomeningocele. *J Pediatr Orthop*. 2005;25:476-478.
- 76 Grobler LJ, Robertson PA, Novotny JE, Pope MH. Etiology of spondylolisthesis. Assessment of the role played by lumbar facet joint morphology. *Spine*. 1993;18:80-91.
- 77 Grunhagen T, Wilde G, Soukane DM, et al. Nutrient supply and intervertebral disc metabolism. *J Bone Joint Surg Am*. 2006;88(Suppl 2):30-35.
- 78 Haefeli M, Kalberer F, Saegesser D, et al. The course of macroscopic degeneration in the human lumbar intervertebral disc. *Spine*. 2006;31:1522-1531.
- 79 Hangai M, Kaneoka K, Kuno S, et al. Factors associated with lumbar intervertebral disc degeneration in the elderly. *Spine J*. 2008;8:732-740.
- 80 Hansen HC, Kenzie-Brown AM, Cohen SP, et al. Sacroiliac joint interventions: a systematic review. *Pain Physician*. 2007;10:165-184.
- 81 Hansen L, de Zee M, Rasmussen J, et al. Anatomy and biomechanics of the back muscles in the lumbar spine with reference to biomechanical modeling. *Spine*. 2006;31:1888-1899.
- 82 Harrison DD, Janik TJ, Troyanovich SJ, Holland B. Comparisons of

lordotic cervical spine curvatures to a theoretical ideal model of the static sagittal cervical spine. *Spine*. 1996;21:667-675.

- 83 Harrison DE, Colloca CJ, Harrison DD, et al. Anterior thoracic posture increases thoracolumbar disc loading. *Eur Spine J*. 2005;14:234-242.
- 84 Hayashi K, Yabuki T. Origin of the uncus and of Luschka's joint in the cervical spine. *J Bone Joint Surg Am*. 1985;67:788-791.
- 85 Heuer F, Schmidt H, Klezl Z, et al. Stepwise reduction of functional spinal structures increase range of motion and change lordosis angle. *J Biomech*. 2007;40:271-280.
- 86 Heylings DJ. Supraspinous and interspinous ligaments of the human lumbar spine. *J Anat*. 1978;125:127-131.
- 87 Holmes A, Han ZH, Dang GT, et al. Changes in cervical canal spinal volume during in vitro flexion-extension. *Spine*. 1996;21:1313-1319.
- 88 Hukins DW, Kirby MC, Sikoryn TA, et al. Comparison of structure, mechanical properties, and functions of lumbar spinal ligaments. *Spine*. 1990;15:787-795.
- 89 Iatridis JC, MacClean JJ, Roughley PJ, Alini M. Effects of mechanical loading on intervertebral disc metabolism in vivo. *J Bone Joint Surg Am*. 2006;88(Suppl 2):41-46.
- 90 Inufusa A, An HS, Lim TH, et al. Anatomic changes of the spinal canal and intervertebral foramen associated with flexion-extension movement. *Spine*. 1996;21:2412-2420.
- 91 Ishihara H, Urban JP. Effects of low oxygen concentrations and metabolic inhibitors on proteoglycan and protein synthesis rates in the intervertebral disc. *J Orthop Res*. 1999;17:829-835.
- 92 Ishii T, Mukai Y, Hosono N, et al. Kinematics of the cervical spine in lateral bending: in vivo three-dimensional analysis. *Spine*. 2006;31:155-160.
- 93 Ishii T, Mukai Y, Hosono N, et al. Kinematics of the subaxial cervical spine in rotation in vivo three-dimensional analysis. *Spine*.

2004;29:2826-2831.

- 94 Jenkins JP, Hickey DS, Zhu XP, et al. MR imaging of the intervertebral disc: a quantitative study. *Br J Radiol.* 1985;58:705-709.
- 95 Jensen MC, Brant-Zawadzki MN, Obuchowski N, et al. Magnetic resonance imaging of the lumbar spine in people without back pain. *N Engl J Med.* 1994;331:69-73.
- 96 Johnson WE, Evans H, Menage J, et al. Immunohistochemical detection of Schwann cells in innervated and vascularized human intervertebral discs. *Spine.* 2001;26:2550-2557.
- 97 Kalichman L, Hunter DJ. Lumbar facet joint osteoarthritis: a review. *Semin Arthritis Rheum.* 2007;37:69-80.
- 98 Kampen WU, Tillmann B. Age-related changes in the articular cartilage of human sacroiliac joint. *Anat Embryol (Berl).* 1998;198:505-513.
- 99 Kaneoka K, Ono K, Inami S, Hayashi K. Motion analysis of cervical vertebrae during whiplash loading. *Spine.* 1999;24:763-769.
- 100 Karakida O, Ueda H, Ueda M, Miyasaka T. Diurnal T2 value changes in the lumbar intervertebral discs. *Clin Radiol.* 2003;58:389-392.
- 101 Keller TS, Spengler DM, Hansson TH. Mechanical behavior of the human lumbar spine. I: Creep analysis during static compressive loading. *J Orthop Res.* 1987;5:467-478.
- 102 Kingma I, Staudenmann D, van Dieen JH. Trunk muscle activation and associated lumbar spine joint shear forces under different levels of external forward force applied to the trunk. *J Electromyogr Kinesiol.* 2007;17:14-24.
- 103 Kissling RO, Jacob HA. The mobility of the sacroiliac joint in healthy subjects. *Bull Hosp Jt Dis.* 1996;54:158-164.
- 104 Kitagawa T, Fujiwara A, Kobayashi N, et al. Morphologic changes in the cervical neural foramen due to flexion and extension: in vivo imaging study. *Spine.* 2004;29:2821-2825.
- 105 Kondratak M, Krauss J, Stiller C, Olson R. Normative values for active

- lumbar range of motion in children. *Pediatr Phys Ther.* 2007;19:236-244.
- 106 Korovessis PG, Stamatakis MV, Baikousis AG. Reciprocal angulation of vertebral bodies in the sagittal plane in an asymptomatic Greek population. *Spine.* 1998;23:700-704.
- 107 Krismer M, Haid C, Rabl W. The contribution of anulus fibers to torque resistance. *Spine.* 1996;21:2551-2557.
- 108 Kulig K, Landel R, Powers CM. Assessment of lumbar spine kinematics using dynamic MRI: a proposed mechanism of sagittal plane motion induced by manual posterior-to-anterior mobilization. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2004;34:57-64.
- 109 Laslett M, Aprill CN, McDonald B, Young SB. Diagnosis of sacroiliac joint pain: validity of individual provocation tests and composites of tests. *Man Ther.* 2005;10:207-218.
- 110 Lee RY, Wong TK. Relationship between the movements of the lumbar spine and hip. *Hum Mov Sci.* 2002;21:481-494.
- 111 Legaspi O, Edmond SL. Does the evidence support the existence of lumbar spine coupled motion? A critical review of the literature. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007;37:169-178.
- 112 Levine D, Whittle MW. The effects of pelvic movement on lumbar lordosis in the standing position. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1996;24:130-135.
- 113 Lonner BS, Newton P, Betz R, et al. Operative management of Scheuermann's kyphosis in 78 patients: radiographic outcomes, complications, and technique. *Spine.* 2007;32:2644-2652.
- 114 Lonstein JE. Scoliosis: surgical versus nonsurgical treatment. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;443:248-259.
- 115 Lonstein JE, Winter RB. The Milwaukee brace for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. A review of one thousand and twenty patients. *J Bone Joint Surg Am.* 1994;76:1207-1221.

- 116 Lotz JC, Ulrich JA. Innervation, inflammation, and hypermobility may characterize pathologic disc degeneration: review of animal model data. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88(Suppl 2):76-82.
- 117 Lowe TG, Line BG. Evidence based medicine: analysis of Scheuermann kyphosis. *Spine.* 2007;32:S115-S119.
- 118 Lu YM, Hutton WC, Gharpuray VM. Do bending, twisting, and diurnal fluid changes in the disc affect the propensity to prolapse? A viscoelastic finite element model. *Spine.* 1996;21:2570-2579.
- 119 Machado LA, de Souza MS, Ferreira PH, Ferreira ML. The McKenzie method for low back pain: a systematic review of the literature with a meta-analysis approach. *Spine.* 2006;31:E254-E262.
- 120 Maigne JY, Aivaliklis A, Pfefer F. Results of sacroiliac joint double block and value of sacroiliac pain provocation tests in 54 patients with low back pain. *Spine.* 1996;21:1889-1892.
- 121 Mannion AF, Knecht K, Balaban G, et al. A new skin-surface device for measuring the curvature and global and segmental ranges of motion of the spine: reliability of measurements and comparison with data reviewed from the literature. *Eur Spine J.* 2004;13:122-136.
- 122 Marchand F, Ahmed AM. Investigation of the laminate structure of lumbar disc anulus fibrosus. *Spine.* 1990;15:402-410.
- 123 Marks M, Petcharaporn M, Betz RR, et al. Outcomes of surgical treatment in male versus female adolescent idiopathic scoliosis patients. *Spine.* 2007;32:544-549.
- 124 Masharawi Y, Rothschild B, Dar G, et al. Facet orientation in the thoracolumbar spine: three-dimensional anatomic and biomechanical analysis. *Spine.* 2004;29:1755-1763.
- 125 McGill SM, Hughson RL, Parks K. Changes in lumbar lordosis modify the role of the extensor muscles. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2000;15:777-780.
- 126 McGrath MC, Zhang M. Lateral branches of dorsal sacral nerve plexus

and the long posterior sacroiliac ligament. *Surg Radiol Anat.* 2005;27:327-330.

- 127 McKenzie RA. The lumbar spine: mechanical diagnosis and therapy. Waikanae, New Zealand: Spinal Publications, 1981.
- 128 McLean L. The effect of postural correction on muscle activation amplitudes recorded from the cervicobrachial region. *J Electromyogr Kinesiol.* 2005;15:527-535.
- 129 Mercer S, Bogduk N. Intra-articular inclusions of the cervical synovial joints. *Br J Rheumatol.* 1993;32:705-710.
- 130 Mercer S, Bogduk N. The ligaments and annulus fibrosus of human adult cervical intervertebral discs. *Spine.* 1999;24:619-626.
- 131 Mika A, Unnithan VB, Mika P. Differences in thoracic kyphosis and in back muscle strength in women with bone loss due to osteoporosis. *Spine.* 2005;30:241-246.
- 132 Mikkonen P, Leino-Arjas P, Remes J, et al. Is smoking a risk factor for low back pain in adolescents? A prospective cohort study. *Spine.* 2008;33:527-532.
- 133 Miller JA, Schmatz C, Schultz AB. Lumbar disc degeneration: correlation with age, sex, and spine level in 600 autopsy specimens. *Spine.* 1988;13:173-178.
- 134 Milosavljevic S, Pal P, Bain D, Johnson G. Kinematic and temporal interactions of the lumbar spine and hip during trunk extension in healthy male subjects. *Eur Spine J.* 2008;17:122-128.
- 135 Miyasaka K, Ohmori K, Suzuki K, Inoue H. Radiographic analysis of lumbar motion in relation to lumbosacral stability. Investigation of moderate and maximum motion. *Spine.* 2000;25:732-737.
- 136 Moore RJ. The vertebral endplate: disc degeneration, disc regeneration. *Eur Spine J.* 2006;15(Suppl 3):S333-S337.
- 137 Muhle C, Resnick D, Ahn JM, et al. In vivo changes in the neuroforaminal size at flexion-extension and axial rotation of the



- cervical spine in healthy persons examined using kinematic magnetic resonance imaging. *Spine*. 2001;26:E287-E293.
- 138 Nachemson A. Lumbar intradiscal pressure. Experimental studies on post-mortem material. *Acta Orthop Scand Suppl*. 1960;43:1-104.
- 139 Nachemson A. Some mechanical properties of the third lumbar interlaminar ligament (ligamentum flavum). *J Biomech*. 1968;1:211-220.
- 140 Nachemson A. The load on lumbar disks in different positions of the body. *Clin Orthop Relat Res*. 1966;45:107-122.
- 141 Nelson JM, Walmsley RP, Stevenson JM. Relative lumbar and pelvic motion during loaded spinal flexion/extension. *Spine*. 1995;20:199-204.
- 142 Neumann DA. Arthrokinesiologic considerations for the aged adult. In Guccione AA, editor: *Geriatric physical therapy*, ed 2, Chicago: Mosby, 2000.
- 143 Neumann DA, Soderberg GL, Cook TM. Electromyographic analysis of hip abductor musculature in healthy right-handed persons. *Phys Ther*. 1989;69:431-440.
- 144 Ng JK, Kippers V, Richardson CA, Parnianpour M. Range of motion and lordosis of the lumbar spine: reliability of measurement and normative values. *Spine*. 2001;26:53-60.
- 145 Niosi CA, Oxland TR. Degenerative mechanics of the lumbar spine. *Spine J*. 2004;4:202S-208S.
- 146 Oda H, Matsuzaki H, Tokuhashi Y, et al. Degeneration of intervertebral discs due to smoking: experimental assessment in a rat-smoking model. *J Orthop Sci*. 2004;9:135-141.
- 147 Ordway NR, Seymour R, Donelson RG, et al. Cervical sagittal range-of-motion analysis using three methods. Cervical range-of-motion device, 3space, and radiography. *Spine*. 1997;22:501-508.
- 148 Ordway NR, Seymour RJ, Donelson RG, et al. Cervical flexion,

- extension, protrusion, and retraction. A radiographic segmental analysis. *Spine*. 1999;24:240-247.
- 149 Panjabi M, Dvorak J, Crisco JJ3rd, et al. Effects of alar ligament transection on upper cervical spine rotation. *J Orthop Res*. 1991;9:584-593.
- 150 Panjabi MM, Oxland T, Takata K, et al. Articular facets of the human spine. Quantitative three-dimensional anatomy. *Spine*. 1993;18:1298-1310.
- 151 Pearcy M, Portek I, Shepherd J. The effect of low-back pain on lumbar spinal movements measured by three-dimensional x-ray analysis. *Spine*. 1985;10:150-153.
- 152 Pearcy M, Portek I, Shepherd J. Three-dimensional x-ray analysis of normal movement in the lumbar spine. *Spine*. 1984;9:294-297.
- 153 Pearcy MJ, Tibrewal SB. Axial rotation and lateral bending in the normal lumbar spine measured by three-dimensional radiography. *Spine*. 1984;9:582-587.
- 154 Pecha MD. Herniated nucleus pulposus as a result of emesis in a 20-year-old man. *Am J Phys Med Rehabil*. 2004;83:327-330.
- 155 Peng B, Hao J, Hou S, et al. Possible pathogenesis of painful intervertebral disc degeneration. *Spine*. 2006;31:560-566.
- 156 Penning L. Normal movements of the cervical spine. *AJR Am J Roentgenol*. 1978;130:317-326.
- 157 Pfirrmann CW, Metzendorf A, Elfering A, et al. Effect of aging and degeneration on disc volume and shape: a quantitative study in asymptomatic volunteers. *J Orthop Res*. 2006;24:1086-1094.
- 158 Podichetty VK. The aging spine: the role of inflammatory mediators in intervertebral disc degeneration. *Cell Mol Biol (Noisy-le-grand)*. 2007;53:4-18.
- 159 Pollintine P, Dolan P, Tobias JH, Adams MA. Intervertebral disc degeneration can lead to “stress-shielding” of the anterior vertebral

- body: a cause of osteoporotic vertebral fracture? *Spine*. 2004;29:774-782.
- 160 Pool-Goudzwaard A, v Hoek D, Mulder P, et al. The iliolumbar ligament: its influence on stability of the sacroiliac joint. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2003;18:99-105.
- 161 Powers CM, Beneck GJ, Kulig K, et al. Effects of a single session of posterior-to-anterior spinal mobilization and press-up exercise on pain response and lumbar spine extension in people with nonspecific low back pain. *Phys Ther*. 2008;88:485-493.
- 162 Przybyla A, Pollintine P, Bedzinski R, Adams MA. Outer annulus tears have less effect than endplate fracture on stress distributions inside intervertebral discs: relevance to disc degeneration. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2006;21:1013-1019.
- 163 Przybyla AS, Skrzypiec D, Pollintine P, et al. Strength of the cervical spine in compression and bending. *Spine*. 2007;32:1612-1620.
- 164 Pye SR, Reid DM, Smith R, et al. Radiographic features of lumbar disc degeneration and self-reported back pain. *J Rheumatol*. 2004;31:753-758.
- 165 Rajasekaran S, Babu JN, Arun R, et al. ISSLS prize winner: A study of diffusion in human lumbar discs: a serial magnetic resonance imaging study documenting the influence of the endplate on diffusion in normal and degenerate discs. *Spine*. 2004;29:2654-2667.
- 166 Rannou F, Richette P, Benallaoua M, et al. Cyclic tensile stretch modulates proteoglycan production by intervertebral disc annulus fibrosus cells through production of nitrite oxide. *J Cell Biochem*. 2003;90:148-157.
- 167 Reichmann S. The postnatal development of form and orientation of the lumbar intervertebral joint surfaces. *Z Anat Entwicklungsgesch*. 1971;133:102-123.
- 168 Riddle DL, Freburger JK. Evaluation of the presence of sacroiliac joint

region dysfunction using a combination of tests: a multicenter intertester reliability study. *Phys Ther.* 2002;82:772-781.

- 169 Roberts S, Evans H, Trivedi J, Menage J. Histology and pathology of the human intervertebral disc. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88(Suppl 2):10-14.
- 170 Roberts S, Menage J, Eisenstein SM. The cartilage end-plate and intervertebral disc in scoliosis: calcification and other sequelae. *J Orthop Res.* 1993;11:747-757.
- 171 Rosatelli AL, Agur AM, Chhaya S. Anatomy of the interosseous region of the sacroiliac joint. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2006;36:200-208.
- 172 Saldinger P, Dvorak J, Rahn BA, Perren SM. Histology of the alar and transverse ligaments. *Spine.* 1990;15:257-261.
- 173 Scannell JP, McGill SM. Lumbar posture—should it, and can it, be modified? A study of passive tissue stiffness and lumbar position during activities of daily living. *Phys Ther.* 2003;83:907-917.
- 174 Schmidt H, Heuer F, Claes L, Wilke HJ. The relation between the instantaneous center of rotation and facet joint forces—A finite element analysis. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2008;23:270-278.
- 175 Schmidt H, Kettler A, Heuer F, et al. Intradiscal pressure, shear strain, and fiber strain in the intervertebral disc under combined loading. *Spine.* 2007;32:748-755.
- 176 Schnebel BE, Simmons JW, Chowning J, Davidson R. A digitizing technique for the study of movement of intradiscal dye in response to flexion and extension of the lumbar spine. *Spine.* 1988;13:309-312.
- 177 Setton LA, Chen J. Mechanobiology of the intervertebral disc and relevance to disc degeneration. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88(Suppl 2):52-57.
- 178 Shibata Y, Shirai Y, Miyamoto M. The aging process in the sacroiliac joint: helical computed tomography analysis. *J Orthop Sci.* 2002;7:12-18.

- 179 Shirazi-Adl A, Drouin G. Load-bearing role of facets in a lumbar segment under sagittal plane loadings. *J Biomech.* 1987;20:601-613.
- 180 Shum GL, Crosbie J, Lee RY. Movement coordination of the lumbar spine and hip during a picking up activity in low back pain subjects. *Eur Spine J.* 2007;16:749-758.
- 181 Simpson AK, Biswas D, Emerson JW, et al. Quantifying the effects of age, gender, degeneration, and adjacent level degeneration on cervical spine range of motion using multivariate analyses. *Spine.* 2008;33:183-186.
- 182 Sizer PSJr, Brismee JM, Cook C. Coupling behavior of the thoracic spine: a systematic review of the literature. *J Manipulative Physiol Ther.* 2007;30:390-399.
- 183 Slipman CW, Jackson HB, Lipetz JS, et al. Sacroiliac joint pain referral zones. *Arch Phys Med Rehabil.* 2000;81:334-338.
- 184 Snijders CJ, Hermans PF, Kleinrensink GJ. Functional aspects of cross-legged sitting with special attention to piriformis muscles and sacroiliac joints. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2006;21:116-121.
- 185 Snijders CJ, Ribbers MT, de Bakker HV, et al. EMG recordings of abdominal and back muscles in various standing postures: validation of a biomechanical model on sacroiliac joint stability. *J Electromyogr Kinesiol.* 1998;8:205-214.
- 186 Snijders CJ, Vleeming A, Stoeckart R. Transfer of lumbosacral load to iliac bones and legs. Part 1: Biomechanics of self-bracing of the sacroiliac joints and its significance for treatment and exercise. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1993;8:285-294.
- 187 Stadnik TW, Lee RR, Coen HL, et al. Annular tears and disk herniation: prevalence and contrast enhancement on MR images in the absence of low back pain or sciatica. *Radiology.* 1998;206:49-55.
- 188 Standring S. Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice, ed 40. St Louis: Elsevier, 2009.

- 189 Steffen T, Rubin RK, Baramki HG, et al. A new technique for measuring lumbar segmental motion in vivo. Method, accuracy, and preliminary results. *Spine*. 1997;22:156-166.
- 190 Stokes IA, Gardner-Morse M. Muscle activation strategies and symmetry of spinal loading in the lumbar spine with scoliosis. *Spine*. 2004;29:2103-2107.
- 191 Sturesson B, Selvik G, Uden A. Movements of the sacroiliac joints. A roentgen stereophotogrammetric analysis. *Spine*. 1989;14:162-165.
- 192 Takahashi T, Ishida K, Hirose D, et al. Trunk deformity is associated with a reduction in outdoor activities of daily living and life satisfaction in community-dwelling older people. *Osteoporos Int*. 2005;16:273-279.
- 193 Takebayashi T, Cavanaugh JM, Kallakuri S, et al. Sympathetic afferent units from lumbar intervertebral discs. *J Bone Joint Surg Br*. 2006;88:554-557.
- 194 Taylor JR, Twomey LT. Age changes in lumbar zygapophyseal joints. Observations on structure and function. *Spine*. 1986;11:739-745.
- 195 Teyhen DS, Flynn TW, Childs JD, Abraham LD. Arthrokinematics in a subgroup of patients likely to benefit from a lumbar stabilization exercise program. *Phys Ther*. 2007;87:313-325.
- 196 Thomas JS, Gibson GE. Coordination and timing of spine and hip joints during full body reaching tasks. *Hum Mov Sci*. 2007;26:124-140.
- 197 Tousignant M, Smeesters C, Breton AM, et al. Criterion validity study of the cervical range of motion (CROM) device for rotational range of motion on healthy adults. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2006;36:242-248.
- 198 Troke M, Moore AP, Maillardet FJ, Cheek E. A normative database of lumbar spine ranges of motion. *Man Ther*. 2005;10:198-206.
- 199 Truumees E, Demetropoulos CK, Yang KH, Herkowitz HN. Failure of human cervical endplates: a cadaveric experimental model. *Spine*. 2003;28:2204-2208.

- 200 Tsantrizos A, Ito K, Aebi M, Steffen T. Internal strains in healthy and degenerated lumbar intervertebral discs. *Spine*. 2005;30:2129-2137.
- 201 Tyrrell AR, Reilly T, Troup JD. Circadian variation in stature and the effects of spinal loading. *Spine*. 1985;10:161-164.
- 202 Urban JP. The role of the physicochemical environment in determining disc cell behaviour. *Biochem Soc Trans*. 2002;30:858-864.
- 203 Urban JP, McMullin JF. Swelling pressure of the lumbar intervertebral discs: influence of age, spinal level, composition, and degeneration. *Spine*. 1988;13:179-187.
- 204 Van der Plaats A, Veldhuizen AG, Verkerke GJ. Numerical simulation of asymmetrically altered growth as initiation mechanism of scoliosis. *Ann Biomed Eng*. 2007;35:1206-1215.
- 205 van Wingerden JP, Vleeming A, Buyruk HM, Raissadat K. Stabilization of the sacroiliac joint in vivo: verification of muscular contribution to force closure of the pelvis. *Eur Spine J*. 2004;13:199-205.
- 206 Vernon-Roberts B, Moore RJ, Fraser RD. The natural history of age-related disc degeneration: the pathology and sequelae of tears. *Spine*. 2007;32:2797-2804.
- 207 Vibert BT, Sliva CD, Herkowitz HN. Treatment of instability and spondylolisthesis: surgical versus nonsurgical treatment. *Clin Orthop Relat Res*. 2006;443:222-227.
- 208 Videman T, Levalahti E, Battie MC. The effects of anthropometrics, lifting strength, and physical activities in disc degeneration. *Spine*. 2007;32:1406-1413.
- 209 Vilensky JA, O'Connor BL, Fortin JD, et al. Histologic analysis of neural elements in the human sacroiliac joint. *Spine*. 2002;27:1202-1207.
- 210 Vleeming A, Pool-Goudzwaard AL, Hammudoghlu D, et al. The function of the long dorsal sacroiliac ligament: its implication for understanding low back pain. *Spine*. 1996;21:556-562.
- 211 Vleeming A, Pool-Goudzwaard AL, Stoockart R, et al. The posterior

- layer of the thoracolumbar fascia. Its function in load transfer from spine to legs. *Spine*. 1995;20:753-758.
- 212 Vleeming A, Volkers AC, Snijders CJ, Stoeckart R. Relation between form and function in the sacroiliac joint. Part II: Biomechanical aspects. *Spine*. 1990;15:133-136.
- 213 Waddell G, Somerville D, Henderson I, Newton M. Objective clinical evaluation of physical impairment in chronic low back pain (see comment). *Spine*. 1992;17:617-628.
- 214 Waris E, Eskelin M, Hermunen H, et al. Disc degeneration in low back pain: a 17-year follow-up study using magnetic resonance imaging. *Spine*. 2007;32:681-684.
- 215 Watkins R4th, Watkins R3rd, Williams L, et al. Stability provided by the sternum and rib cage in the thoracic spine. *Spine*. 2005;30:1283-1286.
- 216 Weiler C, Nerlich AG, Bachmeier BE, Boos N. Expression and distribution of tumor necrosis factor alpha in human lumbar intervertebral discs: a study in surgical specimen and autopsy controls. *Spine*. 2005;30:44-53.
- 217 Werneke MW, Hart DL, Resnik L, et al. Centralization: prevalence and effect on treatment outcomes using a standardized operational definition and measurement method. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2008;38:116-125.
- 218 White AIII, Panjabi MM. The clinical biomechanics of scoliosis. *Clin Orthop Relat Res*. 1976:100-112.
- 219 Wilke HJ, Neef P, Caimi M, et al. New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine*. 1999;24:755-762.
- 220 Willburger RE, Ehiosun UK, Kuhnen C, et al. Clinical symptoms in lumbar disc herniations and their correlation to the histological composition of the extruded disc material. *Spine*. 2004;29:1655-1661.



- 221 Williams PC. Examination and conservative treatment for disk lesions of the lower spine. *Clin Orthop Relat Res.* 1955;5:28-40.
- 222 Wong KW, Luk KD, Leong JC, et al. Continuous dynamic spinal motion analysis. *Spine.* 2006;31:414-419.
- 223 Yahia LH, Garzon S, Strykowski H, Rivard CH. Ultrastructure of the human interspinous ligament and ligamentum flavum. A preliminary study. *Spine.* 1990;15:262-268.
- 224 Yamamoto I, Panjabi MM, Oxland TR, Crisco JJ. The role of the iliolumbar ligament in the lumbosacral junction. *Spine.* 1990;15:1138-1141.
- 225 Yu J, Fairbank JC, Roberts S, Urban JP. The elastic fiber network of the annulus fibrosus of the normal and scoliotic human intervertebral disc. *Spine.* 2005;30:1815-1820.
- 226 Zhang QH, Teo EC, Ng HW, Lee VS. Finite element analysis of moment-rotation relationships for human cervical spine. *J Biomech.* 2006;39:189-193.
- 227 Zhao F, Pollintine P, Hole BD, et al. Discogenic origins of spinal instability. *Spine.* 2005;30:2621-2630.
- 228 Zifchock RA, Davis I, Hillstrom H, Song J. The effect of gender, age, and lateral dominance on arch height and arch stiffness. *Foot Ankle Int.* 2006;27:367-372.

## QUESTÕES PARA ESTUDO

- 1 Descreva a osteocinémática na região craniocervical durante a *protração* cervical (a partir de uma posição de total retração). Que tecidos, se normais, devem se tornar relativamente frouxos em uma posição de *protração* total?
- 2 Como a elasticidade natural do ligamento amarelo protege a articulação intersomática contra forças de compressão

excessivas e potencialmente prejudiciais?

- 3 Com base somente no comprimento do braço de momento, quais tecidos conjuntivos limitam de modo mais eficiente o torque de flexão dentro da região toracolombar?
- 4 Os ligamentos intertransversais entre L3 e L4 são posicionados para limitar a rotação no plano sagital? Caso seja positivo, que movimento?
- 5 Descreva a artrocinemática nas articulações apofisárias entre L2 e L3 durante uma rotação axial total para a direita.
- 6 Da região anterior para a posterior, liste, em ordem, os tecidos conjuntivos que existem na articulação atlantoaxial. Comece anteriormente com o arco anterior do atlas, e termine posteriormente nas pontas dos processos espinosos. Não se esqueça de incluir o dente e o ligamento transversal do atlas na sua resposta.
- 7 Defina *nutação* e *contranutação* na articulação sacroilíaca.
- 8 Pessoas com história de hérnia discal posterior geralmente são aconselhadas para não levantar grandes cargas pela frente do corpo, especialmente com uma coluna lombar flexionada. Como você justificaria este conselho?
- 9 Descreva as articulações entre a sexta costela e a coluna torácica média.
- 10 Explique como um disco severamente degenerado pode levar à formação dos osteófitos na coluna cervical média.
- 11 Considere que o indivíduo apresentado na Figura 9-10, C aumentou a lordose lombar principalmente como resultado de

um enrijecimento (retração) da musculatura flexora dos quadris. Descreva as possíveis consequências cinesiológicas ou biomecânicas negativas que podem resultar dentro das regiões lombar e lombossacral.

12 Descreva o papel mecânico do ânulo fibroso na distribuição de forças de compressão através da articulação intersomática.

13 Com o auxílio visual da Figura III-1 (no Apêndice III, Parte A), explique por que um disco herniado posteriormente entre os corpos de L4 e L5 pode comprimir a raiz nervosa espinal L<sup>4</sup>, mas possivelmente L<sup>5</sup> e todas as raízes nervosas sacrais também.

14 Descreva a transição geral na orientação das superfícies articulares das articulações apofisárias, começando com a articulação atlantoaxial e terminando com a junção lombossacral. Explique como essa transição influencia a cinemática predominante através das diversas regiões. Inclua na sua resposta a cinemática associada aos padrões de acoplamento cinemático espinal, expresso com maior frequência na região craniocervical média e inferior.

15 Descreva a artrocinemática nas articulações apofisárias entre C4 e C5 durante uma extensão completa.

*As respostas a essas questões para estudo podem ser encontradas no final do livro.*

---

\* Referências 19, 20, 108, 121, 197, 198, 222.

\* Referências 20, 24,58, 65, 147, 156, 197.

\* Referências 81, 105, 121, 144, 152, 153, 198, 213

\* Referências 3, 9, 27, 64, 67, 176, 200.

---

## CAPÍTULO 10

# Esqueleto Axial: Interações Musculares e Articulares

DONALD A. NEUMANN, PT, PhD,  
FAPTA

### VISÃO GERAL DO CAPÍTULO

#### **INERVAÇÕES DOS MÚSCULOS E DAS ARTICULAÇÕES DO TRONCO E DA REGIÃO CRANIOCERVICAL,**

**Ineruações dos Ramos Ventrais,**

Plexos,

Nervos Nomeados Individualmente,

**Ineruação dos Ramos Dorsais,**

#### **REGIÕES DO TRONCO E CRANIOCERVICAIS,**

**Produção do Torque Interno,**

**Considerações Especiais para o Estudo das Ações**

**Musculares dentro do Esqueleto Axial,**

**Músculos do Tronco: Anatomia e Suas Ações**

**Individuais,**

Grupo 1: Músculos da Parte Posterior do Tronco

(Músculos do “Dorso”),

Grupo 2: Músculos da Parte Anterolateral do Tronco

(Músculos do “Abdome”),

Grupo 3: Músculos Adicionais (Iliopsoas e Quadrado Lombar),

**Músculos do Tronco: Interações Funcionais entre os Músculos,**

Estabilidade do Tronco com Base na Muscular,  
Desempenho de um Movimento Padrão de Abdominal,

**Músculos da Região Craniocervical: Anatomia e Funções Individuais,**

Grupo 1: Músculos da Parte Anterolateral da Região Craniocervical,

Grupo 2: Músculos da Parte Posterior da Região Craniocervical,

**Músculos da Região Craniocervical: Interações Funcionais entre os Músculos que Cruzam a Região Craniocervical,**

Estabilizando a Região Craniocervical,  
Produzindo Movimentos Extensos e Bem

Coordenados da Cabeça e do Pescoço: Otimizando a Disposição dos Olhos, das Orelhas e do Nariz,

**QUESTÕES BIOMECÂNICAS SELECIONADAS SOBRE O LEVANTAMENTO DE PESO: UM FOCO NA REDUÇÃO DA LESÃO DO DORSO,**

**Mecanismos Musculares de Extensão da Região Lombar durante o Levantamento de Peso,**

Estimando-se a Magnitude da Força Imposta à Região Lombar durante o Levantamento de Peso,  
Maneiras de Reduzir as Demandas de Força sobre os Músculos do Dorso durante o Levantamento de Peso,

Papel do Aumento na Pressão Intra-abdominal durante o Levantamento de Peso,

Fontes Adicionais de Torque de Extensão Usado  
para o Levantamento de Peso,  
**Resumo dos Fatores que provavelmente  
Contribuem para um Levantamento Seguro de  
Cargas,**

**RESUMO,**

**CONEXÕES CLÍNICAS ADICIONAIS,**

**REFERÊNCIAS,**

**QUESTÕES PARA ESTUDO,**

Os componentes osteológicos e articulares do esqueleto axial são apresentados no Capítulo 9. O Capítulo 10 enfoca as múltiplas interações musculares e articulares que ocorrem no esqueleto axial. Os músculos controlam a postura e estabilizam o esqueleto axial, protegem a medula espinal e os órgãos internos, produzem o torque necessário para a mobilização do corpo como um todo e, por fim, proporciona a mobilidade fina à cabeça e ao pescoço para um melhor posicionamento dos olhos, orelhas e nariz. Os músculos associados à ventilação e à mastigação são apresentados no Capítulo 11.

A estrutura anatômica dos músculos dentro do esqueleto axial varia consideravelmente em comprimento, formato, direção das fibras, área de secção transversal e influência sobre as articulações subjacentes. Tal variabilidade reflete as diversas exigências impostas à musculatura, desde o levantamento manual de peso e o transporte de objetos pesados até a produção de movimento sutis da cabeça para acentuar uma conversação animada.

Os músculos do esqueleto axial cruzam múltiplas regiões do corpo. O músculo trapézio, por exemplo, fixa-se à clavícula e à escápula dentro do esqueleto apendicular e à coluna vertebral e ao crânio dentro do esqueleto axial. Uma posição de defesa, protetora, secundária a um trapézio inflamado, portanto, pode afetar a qualidade do movimento ao longo da extremidade superior e da região craniocervical.

O objetivo primário deste capítulo é elucidar a estrutura e a função dos músculos do esqueleto axial. Esta informação é essencial para a avaliação dos danos musculoesqueléticos, como o desalinhamento, a deformidade ou instabilidade postural; as lesões, os espasmos, a rigidez ou fraqueza excessiva dos músculos; e a dor generalizada no pescoço e no dorso.

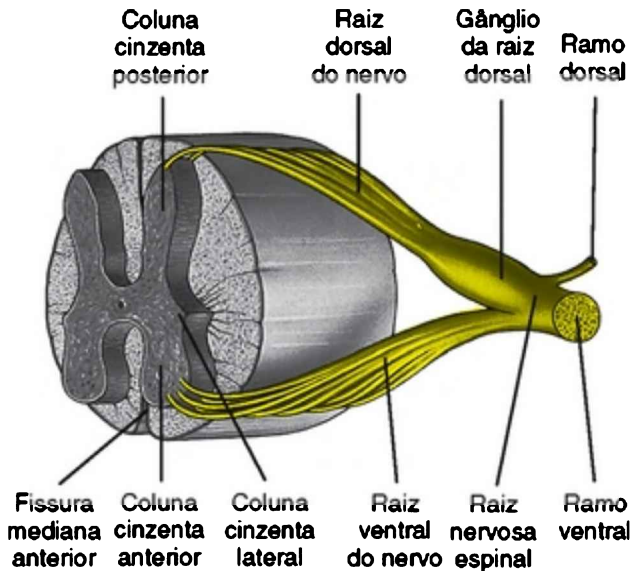
## **INERVAÇÃO DOS MÚSCULOS E DAS ARTICULAÇÕES DO TRONCO E DA REGIÃO CRANIOCERVICAL**

---

O entendimento a respeito da organização da inervação dos músculos craniocervicais e do tronco começa com o conhecimento sobre a formação de uma *raiz nervosa espinal* típica (Fig. 10-1). Cada raiz nervosa espinal é formada pela união das *raízes nervosas* ventral e dorsal; as *raízes nervosas ventrais* contêm originalmente axônios “de saída” (eferentes), que suprem os comandos motores aos músculos e outros órgãos efetores associados ao sistema autonômico. As *raízes motoras dorsais* contêm originalmente dendritos “de entrada” (aferentes), com o corpo celular do neurônio localizado no *gânglio da raiz dorsal* adjacente. Os neurônios sensoriais transmitem informações para a medula espinal a



partir dos músculos, das articulações, da pele e de outros órgãos associados como sistema nervoso autonômico.



**FIGURA 10-1** Uma secção transversal da medula espinal e de uma típica raiz nervosa espinal é ilustrada. Múltiplas *raízes dos nervos ventrais e dorsais* fluindo da e para a matéria cinzenta da medula espinal, respectivamente, fundem-se em uma única *raiz nervosa espinal*. O gânglio da raiz dorsal aumentado contém os corpos celulares dos neurônios aferentes (sensoriais). A raiz nervosa espinal imediatamente divide-se em um ramo dorsal relativamente pequeno e em um ramo ventral muito maior.

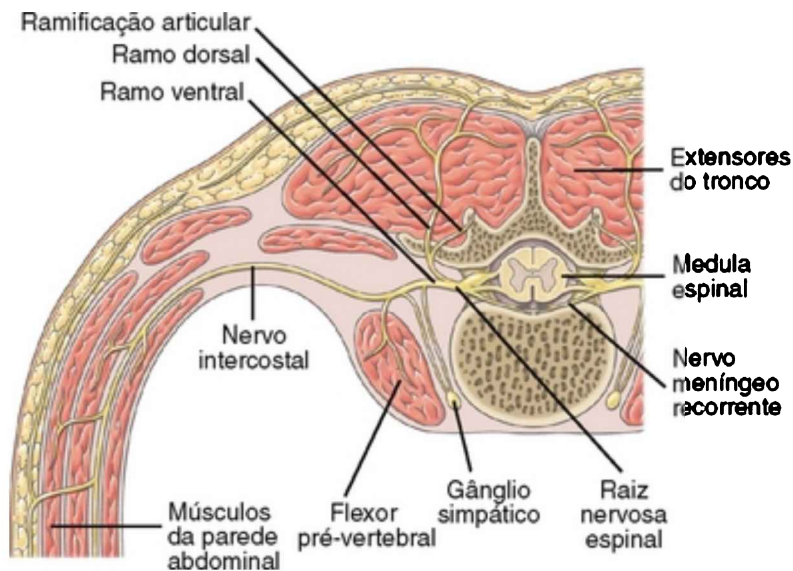
(Modificado de *Strandring S: Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice ed 40, St Louis, 2009, Elsevier.*)

Próximo ou dentro do forame intervertebral as raízes nervosa ventral e dorsal se unem para formar um *raiz do nervo espinal* (as raízes nervosas espinais são frequentemente descritas como “mistas”, enfatizando o

ponto que elas contêm *tanto fibras sensoriais quanto motoras*). A raiz do nervo espinal espessa-se em virtude da união entre os neurônios motores e sensoriais, e pela presença do gânglio da raiz dorsal.

A coluna vertebral contém 31 pares de raízes nervosas espinais: oito cervicais, 12 torácicas, cinco lombares, cinco sacrais e uma coccígea. As abreviaturas, *C, T, L e S* com o número sobrescrito apropriado designam cada raiz do nervo espinal – por exemplo, C<sup>5</sup> e T<sup>6</sup>. A região cervical tem sete vértebras, mas oito raízes nervosas cervicais. O nervo suboccipital (C<sup>1</sup>) sai da medula espinal entre o osso occipital e o arco posterior do atlas (C1). A raiz nervosa C<sup>8</sup> sai da medula espinal entre a sétima vértebra cervical e a primeira vértebra torácica. As raízes dos nervos espinais torácicos T<sup>1</sup> e abaixo, saem da medula espinal logo inferior ou caudal aos seus respectivos corpos vertebrais.

Uma vez que uma raiz do nervo espinal saia pelo seu forame intervertebral, ela imediatamente divide-se em *um ramo ventral e em um ramo dorsal* (a palavra latina *ramo* significa “via”) (Fig. 10-1). Dependendo da localização, o ramo ventral forma nervos que inervam em geral os músculos, as articulações e a pele do *tronco anterolateral e do pescoço, e as extremidades*. O ramo dorsal, em contraste, forma nervos que inervam, em geral, os músculos, as articulações e a pele do *tronco posterior e do pescoço*. Esta organização anatômica é representada de maneira geral pela ilustração da Figura 10-2.



**FIGURA 10-2** Uma secção transversal de uma região não especificada do tronco torácico que delineia uma raiz nervosa espinal típica e o trajeto dos seus ramos ventral e dorsal. O ramo ventral é mostrado formando um nervo intercostal, que inerva músculos no tronco anterolateral, como os músculos intercostais e do abdome. O ramo dorsal é mostrado inervando os músculos extensores do tronco como o eretor da coluna e os multífidus. Embora não sejam apresentados, os ramos ventral e dorsal também contêm fibras sensoriais que inervam os ligamentos e outros tecidos conjuntivos.

*(Modificado de Stranding S: Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice ed 40, St Louis, 2009, Elsevier.)*

## Inervação dos Ramos Ventrais

Ao longo da coluna vertebral, cada ramo ventral de uma raiz nervosa espinal forma um plexo ou continua como um nervo individualmente nomeado.

## PLEXOS

Um plexo é uma mescla de ramos ventrais que formam nervos periféricos como os nervos radial, frênico ou ciático. Os quatro plexos principais, excluindo-se o pequeno plexo coccígeo, são formados pelos ramos ventrais: cervical (C<sup>1</sup>-C<sup>4</sup>), braquial (C<sup>5</sup>- T<sup>1</sup>), lombar, (T<sup>12</sup>-L<sup>4</sup>) e sacral (L<sup>4</sup>-S<sup>4</sup>). A maior parte dos nervos que saem dos plexos braquial, lombar e sacral inerva estruturas associadas aos membros, ou, mais precisamente, ao esqueleto apendicular. A maioria dos nervos que saem do plexo cervical, no entanto, inerva estruturas associadas ao esqueleto axial.

## NERVOS NOMEADOS INDIVIDUALMENTE

Muitos dos ramos ventrais dentro do tronco e das regiões craniocervicais não se unem em um plexo; em vez disso eles permanecem como nervos individualmente nomeados. Cada um desses nervos tipicamente inerva apenas uma parte ou um segmento de um músculo ou tecido conjuntivo. Este é o motivo pelo qual, por exemplo, muitos músculos que se estendem através de uma grande parte do esqueleto axial possuem múltiplos níveis de inervação segmentar. Os dois grupos mais reconhecidos de nervos segmentares individuais derivados dos ramos ventrais são os intercostais (torácicos) e os nervos meníngeos recorrentes (Fig. 10-2).

### Nervos Intercostais (T<sup>1</sup> a T<sup>12</sup>)

Cada um dos 12 ramos ventrais das raízes nervosas espinais forma um *nervo intercostal*, que inerva um dermatomo intercostal e o grupo de músculos intercostais

que compartilham o mesmo espaço intercostal. (Isto se refere ao quadro de dermatômos no Apêndice III, Parte B, Fig. III-2.) O ramo ventral T<sup>1</sup> forma o primeiro nervo intercostal e parte do tronco inferior do plexo braquial. O ramo ventral de T<sup>7</sup>-T<sup>12</sup> também inerva os músculos do tronco anterolateral (*i. e.*, os músculos “abdominais”). O ramo ventral T<sup>12</sup> forma o último nervo intercostal (subcostal) e parte do ramo ventral de L<sup>1</sup> do plexo lombar.

### **Nervos Meníngeos Recorrentes**

Um único nervo meníngeo recorrente (sinuvertebral) ramifica-se a partir do aspecto proximal extremo de cada ramo ventral. Após a sua bifurcação, o nervo meníngeo recorrente faz um trajeto de volta para dentro do forame intervertebral (por isso o seu nome “recorrente” [Fig. 10-2]). Como um grupo, esses nervos frequentemente muito pequenos proporcionam uma inervação sensorial e simpática para as meninges que rodeiam a medula espinal e para o tecido conjuntivo associado às articulações intervertebrais.<sup>23</sup> Mais notavelmente, o nervo meníngeo recorrente fornece sensação ao ligamento longitudinal posterior e às áreas adjacentes da parte superficial do anel fibroso. Os nervos sensoriais que inervam o ligamento longitudinal anterior atingem a medula espinal via pequenas ramificações de ramos ventrais próximos e conexões simpáticas adjacentes.<sup>23</sup>

### **Inervação dos Ramos Dorsais**

Um ramo dorsal ramifica-se a partir de todas as raízes nervosas espinais, inervando estruturas no tronco posterior geralmente de um modo altamente segmentar. Com a

exceção dos ramos dorsais C<sup>1</sup> e C<sup>2</sup>, que são discutidos em separado, todos os ramos dorsais são menores do que as suas contrapartes ventrais (Fig. 10-2). Em geral os ramos dorsais fazem um trajeto relativamente curto posteriormente (dorsalmente) antes de inervarem músculos adjacentes selecionados e tecidos conjuntivos da parte posterior do tronco (Quadro 10-1).

**QUADRO 10-1 Estruturas Inervadas pelos Ramos Dorsais das Raízes Nervosas Espinais (C<sup>1</sup>-S<sup>5</sup>)**

**MÚSCULOS**

---

- Camada profunda dos músculos do tronco posterior.
- Músculos da região craniocervical posterior.

**PELE**

---

- Distribuição do dermatomo (pele) ao longo da maior parte do tronco posterior.

**ARTICULAÇÕES**

- Ligamentos que se inserem ao lado posterior da vértebra.
- Cápsula das articulações apofisárias.
- Ligamentos dorsais das articulações sacroilíacas.

O ramo dorsal de C<sup>1</sup> (nervo “suboccipital”) é primariamente um nervo motor, inervando os músculos suboccipitais. O ramo dorsal de C<sup>2</sup> é o maior dos ramos dorsais cervicais, inerva músculos locais assim como

contribui para a formação do grande nervo occipital (C<sup>2</sup> e C<sup>3</sup>) – um nervo sensorial para a região posterior e superior do escalpo.

## **REGIÕES DO TRONCO E CRANIOCERVICAIS**

Os músculos do esqueleto axial são organizados em duas áreas amplas e que se superpõem parcialmente: as *regiões do tronco e craniocervical* (Tabela 10-1). Os músculos dentro de cada área são adicionalmente organizados em grupos, com base mais especificamente na sua localização.

**TABELA 10-1** Organização Anatômica dos Músculos no Esqueleto Axial\*

<b>Região Anatômica</b>	<b>Grupo</b>	<b>Músculos</b>
Músculos do tronco	Grupo 1: Músculos da parte posterior do tronco (músculos do “dorso”)	<b>Camada superficial</b> Trapézio, latíssimo do dorso, romboide, elevador da escápula, serrátil anterior
		<b>Camada intermediária<sup>†</sup></b> Serrátil posterior superior Serrátil posterior

	inferior
	<p><b>Camada profunda</b></p> <p>Três grupos:</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. Grupo dos eretores espinais (espinais, longuíssimos, iliocostais)</li> <li>2. Grupo dos transversoespinais (músculos semiespinais, multífidos, rotadores)</li> <li>3. Grupo segmentar curto (músculos interespinais, intertransversais)</li> </ol>
Grupo 2: Músculos da parte anterolateral do tronco (músculos “abdominais”)	<p>Reto do abdome</p> <p>Oblíquo interno do abdome</p> <p>Oblíquo externo do abdome</p> <p>Transverso do abdome</p>
Grupo 3: Músculos adicionais	<p>Iliopsoas</p> <p>Quadrado lombar</p>



Músculos da região craniocervical	Grupo 1: Músculos da parte anterolateral da região craniocervical	<p>Esternocleidomastóideo</p> <p>Escaleno anterior</p> <p>Escaleno médio</p> <p>Escaleno posterior</p> <p>Longo do pescoço</p> <p>Longo da cabeça</p> <p>Reto anterior da cabeça</p> <p>Reto lateral da cabeça</p>
	Grupo 2: Músculos da parte posterior da região craniocervical	<p><b>Grupo superficial</b></p> <p>Esplênio cervical</p> <p>Esplênio da cabeça</p>
		<p><b>Grupo profundo (músculos “suboccipitais”)</b></p> <p>Reto posterior maior da cabeça</p> <p>Reto posterior menor da cabeça</p> <p>Oblíquo superior da cabeça</p> <p>Oblíquo inferior da cabeça</p>

\* Um músculo é classificado como pertencente ao “tronco” ou à região

“craniocervical” com base na localização da maior parte das suas inserções.

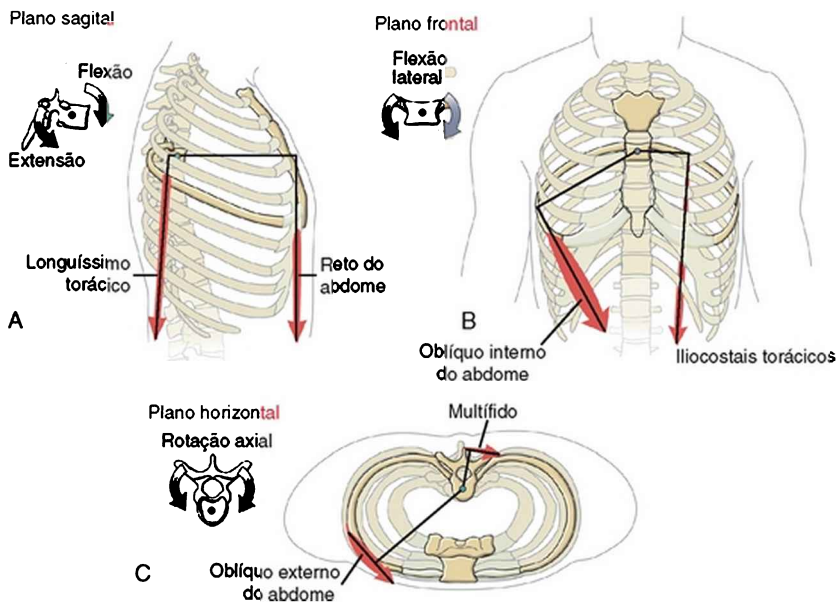
† Esses músculos são discutidos no Capítulo 11.

Os músculos dentro de cada área do corpo são apresentados em duas seções: a primeira cobre a anatomia e as ações individuais dos músculos e a segunda cobre exemplos das interações funcionais entre os músculos relacionados. Ao longo deste capítulo o leitor é encorajado a consultar o Capítulo 9 para uma revisão da osteologia pertinente relacionada à inserção dos músculos. O Apêndice III, Parte C, deve ser consultado para um resumo da anatomia muscular mais detalhada e a inervação dos músculos do esqueleto axial.

Antes de começar a descrição dos músculos do tronco, serão revistos os seguintes tópicos fundamentais, muitos dos quais estão especificamente relacionados com a cinesiologia do esqueleto axial.

## **Produção do Torque Interno**

Por convenção, a “potência” de uma ação muscular dentro do esqueleto axial é expressa como um *torque interno*, definido como planos sagital, frontal e horizontal. Dentro de cada plano, o potencial máximo de torque interno é igual ao produto (1) da força muscular gerada paralelamente a um determinado plano e (2) do comprimento do braço de momento interno disponível ao músculo (Fig. 10-3).



**FIGURA 10-3** Músculos selecionados do tronco são mostrados produzindo um torque interno em cada um dos três planos cardinais. O torque interno é igual ao produto da força muscular (*flecha vermelha*) dentro de um plano determinado e o seu braço de momento interno (*linhas pretas de cada eixo de rotação*). O corpo de T6 foi escolhido como o eixo representativo de rotação (*círculo aberto pequeno*). Em cada caso a força da ação de um músculo é determinada pela distância e pela orientação espacial da linha muscular de força relativa ao eixo de rotação.

A orientação espacial da linha de força de um músculo determina a sua eficácia para a produção de um torque para uma ação em particular. Considere, por exemplo, o músculo abdominal oblíquo externo, produzindo uma força através da parte lateral do tórax, com uma linha de força orientada aproximadamente 30 graus a partir da vertical (Fig. 10-4). O vetor de força muscular resultante pode ser

dividido trigonometricamente em componentes vertical e horizontal desiguais. O componente de força vertical – aproximadamente 86% da força muscular máxima – está disponível para a produção da flexão lateral ou torques de flexão. O componente de força horizontal – aproximadamente 50% da força muscular máxima – está disponível para produzir um torque de rotação axial. (Esta estimativa baseia-se no cosseno e no seno de 30 graus, respectivamente.) Para qualquer músculo do esqueleto axial contribuir com *todo* o seu potencial de força para a rotação axial, a sua linha de força total deve estar direcionada unicamente no plano horizontal. Para que um músculo contribua com *todo* o seu potencial de força na direção da flexão lateral ou para a flexão-extensão, a sua linha de força total deve ser direcionada verticalmente. (Perceba, no entanto, que um músculo orientado verticalmente não pode produzir um torque no plano horizontal, pois ele não possui um braço de momento necessário para produzir um torque no plano horizontal. Conforme descrito no Capítulo 1, uma força muscular é *incapaz* de produzir um torque dentro de um determinado plano se ele for *paralelo* ou *penetrar* o eixo associado de rotação.)

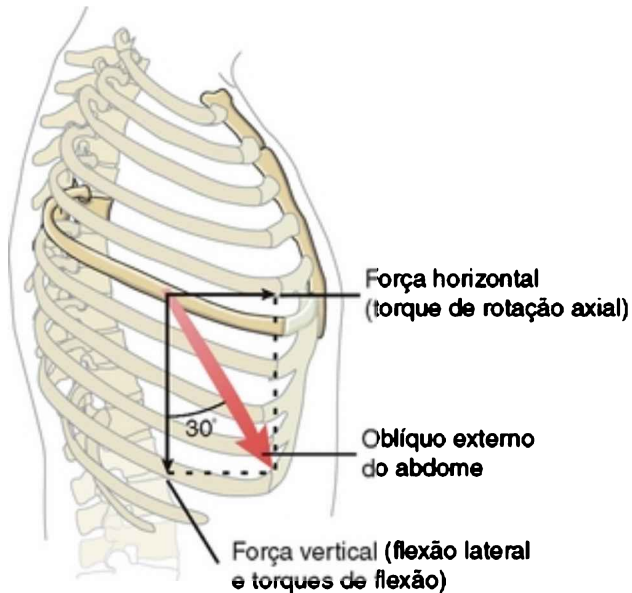


FIGURA 10-4 A linha de força do músculo oblíquo externo do abdome é mostrada direcionada no plano sagital, com uma orientação espacial de aproximadamente 30 graus a partir da vertical. O vetor da força muscular resultante (*em vermelho*) é dividido trigonometricamente em uma força vertical para a produção de uma flexão lateral e uma força horizontal para a produção de um torque rotacional axial.

As linhas de força dos músculos que controlam o movimento do esqueleto axial têm uma orientação espacial que varia ao longo de um amplo espectro espacial, desde quase vertical até quase horizontal. Este fato é importante no que concerne ao torque de um músculo ou de um grupo muscular para uma determinada ação. Por exemplo, pelo fato da maior parte da massa muscular total do tronco ter uma tendência vertical, os esforços máximos geralmente produzem maiores torques frontal e sagital do que torques horizontais. 145

## Considerações Especiais para o Estudo das Ações Musculares dentro do Esqueleto Axial

Para compreender as ações dos músculos localizados dentro do esqueleto axial, é necessário primeiramente considerar o músculo tanto nas ativações unilaterais quanto bilaterais. A *ativação bilateral* geralmente produz uma flexão ou uma extensão pura do esqueleto axial. Qualquer potencial para a flexão lateral ou para a rotação axial é neutralizada por forças em oposição nos músculos contralaterais. A *ativação unilateral*, em contraste, tende a produzir flexão ou extensão do esqueleto axial, com certa combinação da flexão lateral e rotação axial contralateral ou ipsilateral. (O termo *flexão lateral* do esqueleto axial implica flexão lateral “ipsilateral” e, portanto, não é especificado deste modo ao longo deste capítulo.)

A ação de um músculo dentro do esqueleto axial depende, em parte, do grau relativo de fixação ou estabilização das inserções do músculo. Como um exemplo, considere o efeito de uma contração de um membro do grupo eretor espinal – um músculo que se insere tanto no tórax quanto na pelve. Com a pelve estabilizada, o músculo pode estender o tórax; com o tórax estabilizado, o músculo pode gerar uma rotação (inclinação) anterior da pelve. (Ambos os movimentos ocorrem no plano sagital.) Se o tórax e a pelve estiverem ambos livres para movimentarem-se, o músculo pode simultaneamente estender o tórax e inclinar anteriormente a pelve. A menos que seja dito de outro modo, presume-se que a extremidade superior (cranial) de um músculo é menos restrita e, portanto, possui maior liberdade de movimento, do que a sua contraparte inferior ou caudal.

Dependendo da posição do corpo, a gravidade pode auxiliar ou fazer uma resistência contra os movimentos do esqueleto axial. Flexionar lentamente a cabeça a partir da posição anatômica (em pé), por exemplo, normalmente é controlada pela ativação excêntrica dos músculos extensores do pescoço. A gravidade, neste caso, é o “flexor” primário da cabeça, enquanto os músculos extensores controlam a velocidade e a amplitude da ação. A flexão rápida da cabeça, no entanto, requer um surto de ativação concêntrica proveniente dos músculos flexores da cabeça, pois a velocidade desejada do movimento pode ser maior do que a produzida pela ação isolada da gravidade. A menos que seja declarado de outro modo, presume-se que a ação de um músculo é executada via uma contração concêntrica, rodando-se um segmento do corpo contra a gravidade ou contra alguma outra forma de resistência externa.

## **Músculos do Tronco: Anatomia e Suas Ações Individuais**

A seção seguinte descreve as relações entre a anatomia e a ação dos músculos do tronco. A musculatura é dividida em três grupos: (1) músculos *posteriores do tronco*, (2) músculos *anterolaterais do tronco* e (3) *músculos adicionais* (Tabela 10-1).

### **GRUPO 1: MÚSCULOS DA PARTE POSTERIOR DO TRONCO (MÚSCULOS DO “DORSO”)**

Os músculos do tronco posterior são organizados em três camadas: superficial, intermediária e profunda (Tabela 10-1).

## Músculos nas Camadas Superficiais e Intermediárias do Dorso

Os músculos na *camada superficial* do dorso são apresentados no estudo do ombro (Cap. 5). Eles incluem o trapézio, o latíssimo do dorso, o romboide, o elevador da escápula e o serrátil anterior. O trapézio e o latíssimo do dorso são os mais superficiais, seguidos pelos mais profundos, o romboide e o elevador da escápula. O músculo serrátil anterior está localizado mais lateralmente no tórax.

Em geral, a ativação bilateral dos músculos da camada superficial estende a região adjacente do esqueleto axial. No entanto, a ativação unilateral flexiona lateralmente e, na maioria dos casos, roda axialmente a região. O trapézio médio direito, por exemplo, auxilia na flexão lateral direita e na rotação axial esquerda da parte superior da região torácica.

Os músculos incluídos na *camada intermediária* do dorso são o serrátil posterior superior e o serrátil posterior inferior. Eles estão localizados um pouco mais profundamente do que o romboide e o latíssimo do dorso. O serrátil posterior superior e inferior são músculos finos que contribuem pouco para o movimento e a estabilidade do tronco. As suas funções estão mais provavelmente relacionadas com o mecanismo da ventilação, e, portanto, são descritas no Capítulo 11.

Os músculos dentro das camadas superficiais e intermediárias do dorso são frequentemente denominados “extrínsecos”, pois, a partir de uma perspectiva embriológica, eles originalmente estavam associados aos “brotos dos membros” na frente, e apenas



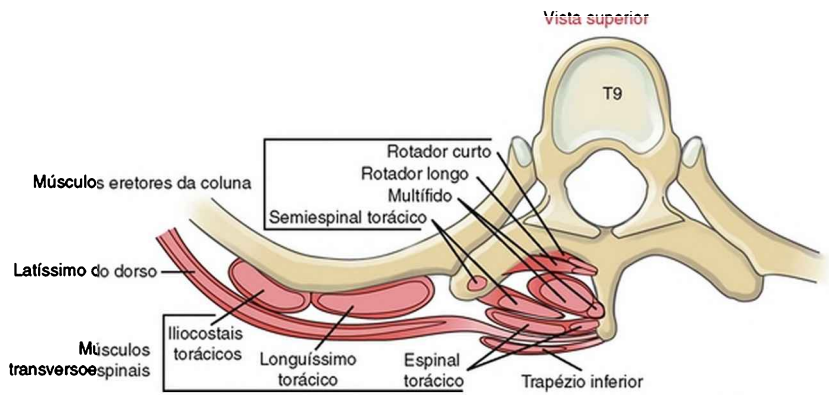
subsequentemente no seu desenvolvimento migraram dorsalmente para a sua posição definitiva no dorso. Embora músculos como o elevador da escápula, o romboide e o serrátil anterior estejam localizados no dorso, tecnicamente eles pertencem aos músculos dos membros superiores. Todos os músculos extrínsecos do dorso, portanto, são inervados pelos ramos ventrais dos nervos espinais (*i. e.*, o plexo braquial ou nervos intercostais).

## Músculos na Camada Profunda do Dorso

Os músculos na camada profunda do dorso são (1) o grupo eretor da coluna, (2) o grupo transversoespinal e (3) o grupo segmentar curto (Tabela 10-2). A organização anatômica dos eretores da coluna e dos transversoespinais é ilustrada na Figura 10-6.

TABELA 10-2 Músculos na Camada Profunda do Dorso

Grupo (e Profundidade Relativa)	Músculos Individuais	Direção Geral das Fibras	Comentários	
Eretores da coluna (superficial)	Iliocostais lombares	Cranial e lateral	Um equilíbrio mais eficaz para a flexão lateral	
	Iliocostais torácicos	Vertical		
	Iliocostais cervicais	Cranial e medial		
	O mais desenvolvido do grupo eretor espinal	Longuíssimos torácicos	Vertical	
		Longuíssimos cervicais	Cranial e medial	
		Longuíssimos da cabeça	Cranial e lateral	
		Espinais torácicos	Vertical	Mal definido, o espinal da cabeça geralmente se funde com o semiespinal da cabeça
		Espinais cervicais	Vertical	
		Espinais da cabeça	Vertical	
Transversoespinais (intermediários)	Semiespinais		Cruzam seis a oito junções intervertebrais	
	Semiespinais torácicos	Cranial e medial		
	Semiespinais cervicais	Cranial e medial		
	Semiespinais da cabeça	Vertical		
	Multífidos	Cranial e medial		
	Rotadores			
	Rotador curto	Horizontal		O rotador curto cruza apenas uma única junção intervertebral; o rotador longo cruza duas. Os rotadores são mais desenvolvidos na região torácica
Rotador longo	Cranial e medial			
Segmentares curtos (profundos)	Interespinais	Vertical	Ambos os músculos cruzam uma junção intervertebral na região cervical. Os músculos interespinais são mesclados aos ligamentos interespinhosos	
	Intertransversais	Vertical		



**FIGURA 10-6** Seção transversal através de T9 que delinea a organização topográfica dos grupos musculares eretores da coluna e transversoespinais. O grupo segmentar curto de músculos não é mostrado.

Em geral, da superfície até as camadas mais profundas, as fibras dos músculos na camada profunda tornam-se progressivamente mais curtas e mais anguladas. Um músculo dentro do grupo eretor espinal mais superficial pode estender-se virtualmente por todo o comprimento da coluna vertebral. Em contraste, cada músculo no grupo mais profundo, segmentar curto, cruza apenas uma articulação intervertebral.

### **ENFOQUE ESPECIAL 10-1** Músculos da Camada Superficial do Dorso: Um Exemplo de Músculos Que “Compartilham” Ações entre o Esqueleto Axial e Apendicular

Capítulo 5 descreve as ações dos músculos da camada superficial do dorso, com base na sua habilidade de rodar o esqueleto apendicular (*i. e.*, o úmero, a escápula ou a clavícula) na direção do esqueleto axial fixo (*i. e.*, cabeça, esterno, coluna

vertebral ou costelas). No entanto, os mesmos músculos são igualmente capazes de desempenhar a ação “reversa” (i. e., rodar segmentos do esqueleto axial na direção do esqueleto apendicular fixo). Esta ação muscular é demonstrada delineando-se as funções do trapézio e do romboide durante o uso do arco e flecha. Conforme indicado na Figura 10-5, vários músculos produzem uma força necessária para estabilizar a posição da escápula e do braço abduzido. Forças produzidas pelos músculos trapézio superior, trapézio médio e romboide simultaneamente giram a coluna cervical e a coluna torácica superior para a esquerda, indicada pelas flechas bidirecionais.<sup>23,82</sup> Este efeito de rotação axial “contralateral” é mostrado para C6 no quadrinho dentro da Figura 10-5. À medida que o músculo puxa o processo espinhoso de C6 para a *direita*, o lado anterior da vértebra é rodada para a *esquerda*. O trapézio e o romboide também estabilizam a escápula contra o puxão do deltoide posterior, a cabeça longa do tríceps e o serrátil anterior. As ações compartilhadas desses músculos demonstram a eficiência inerente do sistema musculoesquelético. Neste exemplo, uns poucos músculos realizam múltiplas ações ao longo do esqueleto axial e apendicular.

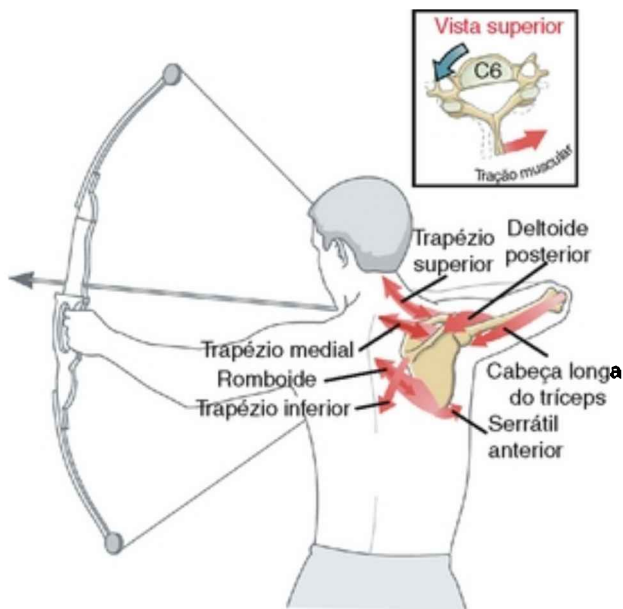


FIGURA 10-5 As ações de vários músculos no ombro direito e na parte superior do tronco são mostradas em uma FIGURA de como um arqueiro usa um arco e flecha. O trapézio superior, o trapézio medial e o romboide demonstram a ação dual de (1) rodar a coluna cervical e torácica superior *para a esquerda* (ver quadro) e (2) estabilizar a posição da escápula direita relativa ao tórax. As flechas bidirecionais indicam os músculos simultaneamente rodando os processos espinhosos na direção da escápula e estabilizando a escápula contra a tração da cabeça longa do tríceps, do deltoide posterior e do serrátil anterior.

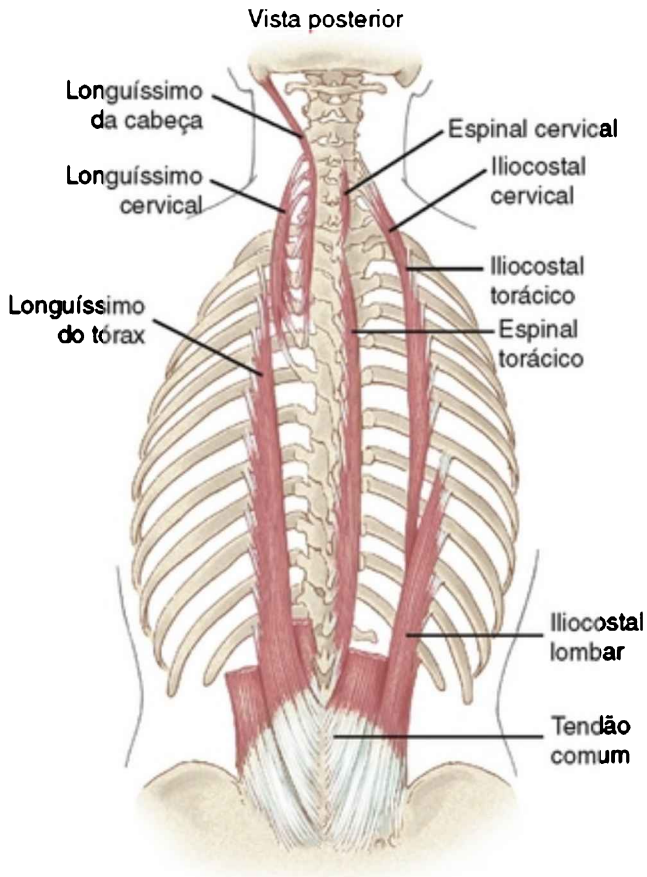
Embora prevaleçam algumas exceções, os músculos na camada profunda do dorso são inervados segmentarmente pelo ramo dorsal dos nervos espinais.<sup>132</sup> Um músculo particularmente longo dentro do grupo eretor espinal, por exemplo, é inervado por múltiplos ramos dorsais ao longo da medula espinal. Um músculo mais curto, como o multífido, no entanto, é inervado por um único ramo

dorsal.<sup>100</sup>

Embriologicamente, e diferentemente dos músculos nas extremidades e no tronco anterolateral, os músculos na camada profunda do dorso mantiveram a sua localização original dorsalmente ao eixo neural. Por esta razão esses músculos também foram denominados músculos “intrínsecos” ou “nativos” do dorso. Como regra geral, a maioria dos músculos intrínsecos do dorso é innervada pelos ramos dorsais dos nervos espinais adjacentes.

### **Grupo Ereter Espinal**

Os eretores espinais são um grupo muscular extenso e muito mal definido que corre ao longo de ambos os lados da coluna vertebral, grosseiramente a uma mão de distância dos processos espinhosos (Fig. 10-7). A maioria destes está localizada profundamente à camada posterior da fáscia toracolombar (Capítulo 9) e aos músculos das camadas superficiais e intermediárias do dorso. Os eretores da coluna consistem nos músculos *espinal*, *longuíssimo* e *iliocostal*. Cada músculo é adicionalmente subdividido topograficamente em três regiões, produzindo um total de nove músculos nomeados (Tab. 10-2). Os músculos individuais se superpõem e variam enormemente em comprimento e tamanho.<sup>23</sup>



**FIGURA 10-7** Os músculos do grupo eretor da coluna. Para maior clareza, os músculos iliocostal esquerdo, espinal esquerdo e longuíssimo direito foram cortados logo superiormente ao tendão comum.

*(Modificado de Luttgens K., Hamilton N.: Kinesiology; scientific basis of human motion, ed 9, Madison, Wis, 1997, Brown and Benchmark).*

A massa dos músculos eretores da coluna tem em comum a sua inserção em um amplo e espesso *tendão comum*, localizado na região do sacro (Fig. 10-7). Esse

tendão comum dá origem a três colunas verticais mal organizadas de músculos: o espinal, o longuíssimo e o iliocostal.<sup>132</sup> As inserções musculares em geral podem ser encontradas no Apêndice III, Parte C.

### **Músculos Espinais.**

Os músculos espinais incluem o *espinal torácico*, o *espinal cervical* e o *espinal da cabeça*. Em geral, esta coluna de músculo pequena e frequentemente indistinta provém da parte superior do tendão comum. O músculo ascende inserindo-se nos processos espinhosos adjacentes da maior parte das vértebras torácicas ou, na região cervical, do ligamento nual. O espinal da cabeça, se presente, frequentemente mescla-se com o semiespinal cervical.<sup>132</sup>

#### **QUADRO 10-2** Inserções Feitas pelo Tendão Comum dos Eretores da Coluna

- Cristas sacrais medianas
- Processos espinhosos e ligamentos supraespinhosos na região torácica inferior e em toda a região lombar
- Cristas ilíacas
- Ligamentos sacrotuberosos e sacroilíacos
- Glúteos máximos
- Multífidos

### **Músculos Longuíssimos.**

Os músculos longuíssimos incluem o longuíssimo torácico, o cervical e o da cabeça. Como um grupo, esses músculos formam a maior e mais desenvolvida coluna do grupo

erector da coluna. As fibras do *longuíssimo torácico* ascendem em forma de leque, a partir de um tendão comum, fixando-as principalmente na extremidade posterior da maioria das costelas. No pescoço, o *longuíssimo cervical* angula-se ligeiramente no sentido medial antes de se inserir ao tubérculo posterior dos processos transversos das vértebras cervicais (Fig. 10-7). O *longuíssimo da cabeça* em contraste faz um trajeto ligeiramente lateralizado e insere-se na margem posterior do processo mastoide do osso temporal. A angulação ligeiramente mais oblíqua da porção superior do *longuíssimo da cabeça* e *cervical* sugere que esses músculos auxiliam na rotação axial *ipsilateral* da região craniocervical.

#### **Músculos iliocostais.**

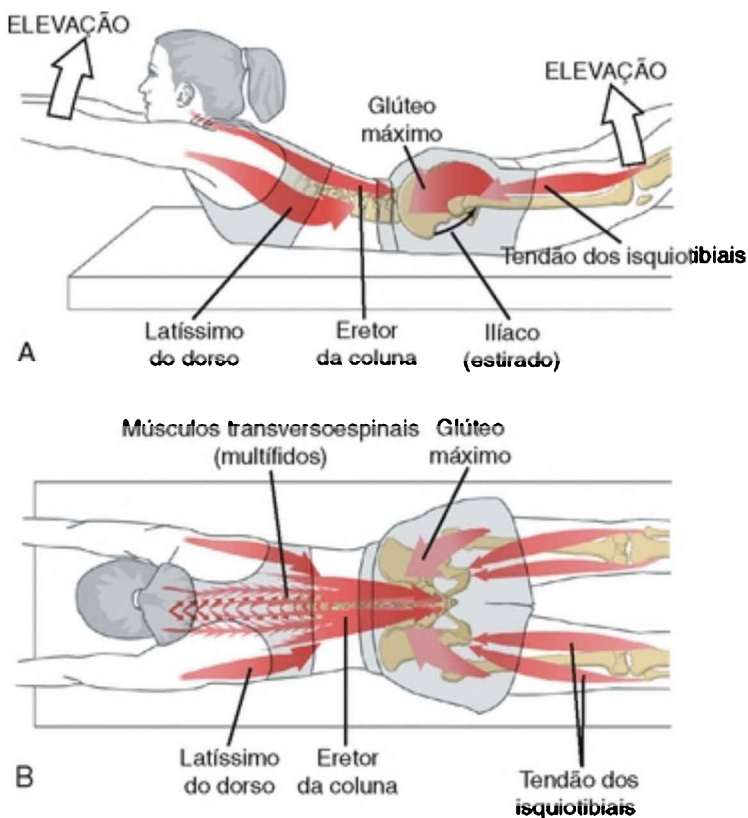
Os músculos iliocostais incluem o iliocostal lombar, o iliocostal torácico e o iliocostal cervical. Este grupo ocupa a coluna mais lateral do erector da coluna. O *iliocostal lombar* provém do tendão comum e faz um trajeto para cima a fim de se inserir lateralmente ao ângulo das costelas inferiores. O *iliocostal torácico* continua verticalmente para se inserir logo lateralmente ao ângulo das costelas médias e superiores. A partir deste ponto, o *iliocostal cervical* continua cranial, ligeira e medialmente para se inserir aos tubérculos posteriores dos processos transversos das vértebras mesocervicais, conjuntamente com o *longuíssimo da cabeça*.

#### **Resumo.**

Os músculos erectores da coluna cruzam uma considerável distância ao longo do esqueleto axial. Esta característica



anatômica sugere um projeto mais adequado para o controle de movimentos grosseiros ao longo de uma grande parte do esqueleto axial (como a extensão do tronco enquanto se levanta de uma cadeira baixa) em vez de movimentos finos em junções intervertebrais selecionadas.<sup>15</sup> A *contração bilateral* dos eretores da coluna como um grupo estende o tronco, o pescoço ou a cabeça (Fig. 10-8).<sup>47</sup> As áreas transversais relativamente grandes capacitam-nos a gerar um grande torque de extensão através da coluna axial, como para a elevação de pesos ou levantar objetos pesados.<sup>37</sup>



**FIGURA 10-8** Padrões de ativação muscular de uma pessoa saudável durante a extensão do tronco e da cabeça. As extremidades superiores e inferiores também são levantadas para longe da superfície de suporte. **A**, Visualização lateral. **B**, Visualização superior. Observe que em **A** o músculo íliaco estirado contribui para a posição inclinada anteriormente da pelve.

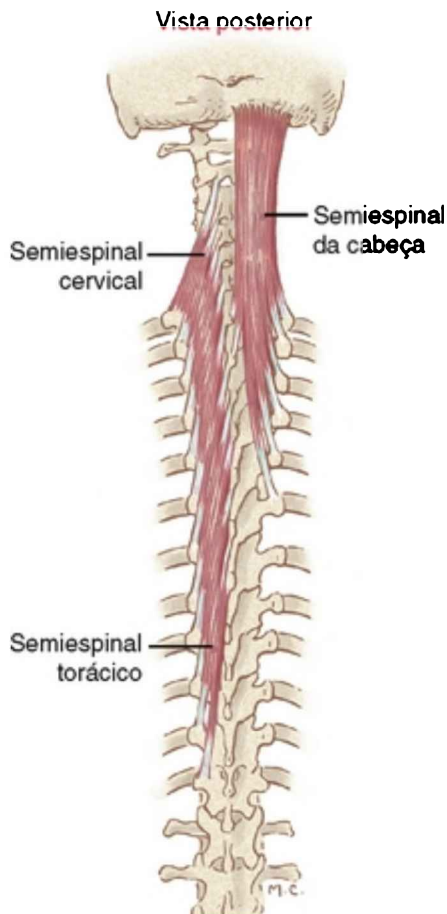
Pela sua inserção no sacro e na pelve, os eretores da coluna podem inclinar anteriormente a pelve, deste modo acentuando a lordose lombar. (A inclinação da pelve descreve uma rotação no plano sagital da pelve ao redor das articulações do quadril. A direção da inclinação é

indicada pela direção da rotação das cristas ilíacas.) Conforme mostrado na Figura 10-8, A, a inclinação anterior pélvica é acentuada pelo aumento na tensão em estiramento dos músculos flexores da coluna, como o ilíaco.

*Ao se contraírem unilateralmente*, os músculos iliocostais mais lateralmente posicionados são os flexores laterais mais eficazes do grupo dos eretores da coluna. Os componentes craniais ou cervicais dos músculos longuíssimos e iliocostais auxiliam com a rotação axial ipsilateral, especialmente quando a cabeça e o pescoço estão completa e contralateralmente rodados. Os iliocostais lombares auxiliam ligeiramente com a rotação axial ipsilateral.

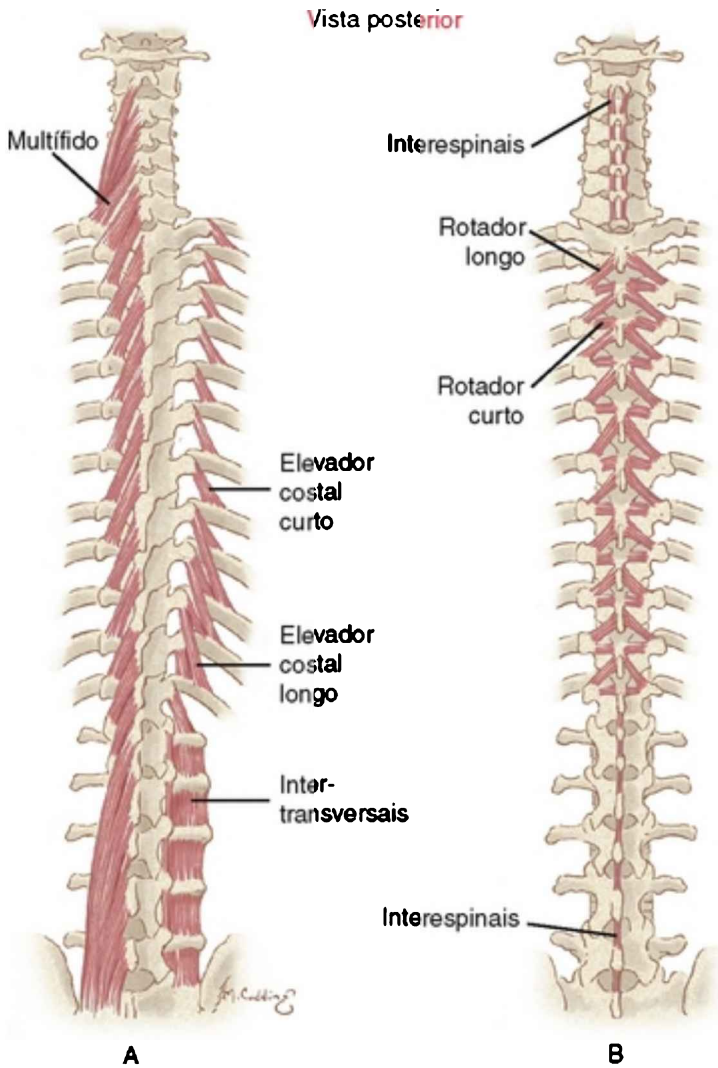
### **Músculos Transversoespinais**

Localizado imediatamente mais profundo aos músculos eretores da coluna está o grupo dos músculos transversoespinais: os *semiespinais*, os *multífidos* e os *rotadores*. (Figs. 10-9 e 10-10). Os músculos semiespinais estão localizados superficialmente; os multífidos, intermediariamente; e os rotadores, profundamente.



**FIGURA 10-9** Uma visualização posterior mostra os músculos semiespinais mais superficiais dentro do grupo transversoespinal. Para maior clareza, apenas os músculos semiespinal cervical esquerdo, semiespinal torácico esquerdo e semiespinal da cabeça direito são incluídos.

*(Modificado de Lutgens K., Hamilton N.: Kinesiology; scientific basis of human motion, ed 9, Madison, Wis, 1997, Brown and Benchmark.)*



**FIGURA 10-10** Uma visualização posterior mostra os músculos mais profundos dentro do grupo transversoespinal (multífidos, em todo o lado esquerdo de **A**; rotadores bilateralmente em **B**). Os músculos dentro do pequeno grupo segmentar (intertransversais e interespinais) são apresentados em **A** e **B**, respectivamente. Observe que os músculos intertransversais são mostrados apenas para o lado direito da

região lombar. (Os músculos elevadores do dorso estão envolvidos com a ventilação e são discutidos no Capítulo 11.)

(Modificado de Luttgens K., Hamilton N.: *Kinesiology; scientific basis of human motion*, ed 9, Madison, Wis, 1997, Brown and Benchmark.)

O nome *transversoespinal* refere-se às inserções gerais da maioria destes músculos (*i. e.*, a partir dos processos transversos de uma vértebra para os processos espinhosos de uma vértebra localizada mais superiormente). Com poucas exceções, essas inserções alinham a maior parte das fibras musculares em uma direção cranial e medial. Muitos dos músculos pertencentes ao grupo transversoespinal são morfologicamente similares, e variam primariamente em comprimento e em número de junções intervertebrais que cada músculo cruza (Fig. 10-11). Embora um pouco simplista, este conceito pode ajudar muito no aprendizado da anatomia geral e das ações desses músculos.

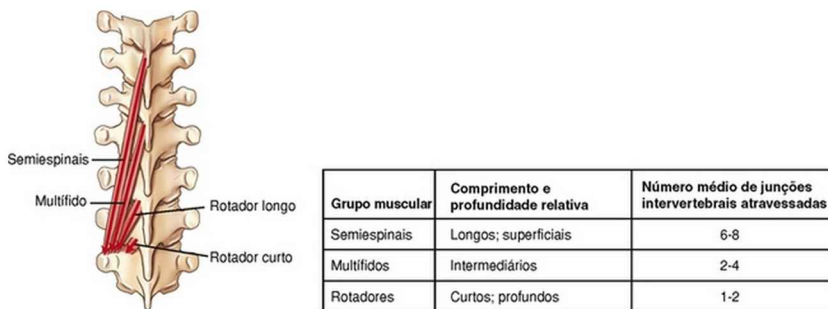


FIGURA 10-11 Apresentação simplificada da orientação especial dos músculos dentro do grupo transversoespinal esquerdo. Informações adicionais são listadas no formato de uma tabela. (Observe que os músculos ilustrados normalmente existem bilateralmente, ao longo de todo o aspecto craniocaudal da coluna vertebral; a sua localização unilateral na FIGURA é simplificada para tornar o exemplo mais claro.)

## Músculos semiespinais.

Os músculos semiespinais consistem no semiespinal torácico, no semiespinal cervical e no semiespinal da cabeça (Fig. 10-9). Em geral, cada músculo, ou grupo principal de fibras dentro de cada músculo, cruza seis ou oito junções intervertebrais. O *semiespinal torácico* consiste em muitos fascículos musculares finos, interconectados pelos tendões longos. As fibras musculares inserem-se a partir do processo transversal de T6 a T10 até os processos espinhosos de C6 a T4. O *semiespinal cervical*, muito mais espesso e mais desenvolvido do que o semiespinal torácico, insere-se a partir dos processos transversos superiores torácicos até os processos espinhosos de C2 a C5. As fibras musculares que se inserem aos processos espinhosos proeminentes do eixo (C2) são particularmente bem desenvolvidas e servem como importantes estabilizadoras para os músculos suboccipitais (ver adiante).

O *semiespinal da cabeça* localiza-se profundamente em relação aos músculos esplênio e trapézio. O músculo provém primariamente dos processos transversos torácicos superiores. O músculo se espessa superiormente à medida que se insere em uma região relativamente extensa no osso occipital, preenchendo uma grande área entre as linhas nucais superior e inferior (Fig. 9-3).

Os músculos semiespinal cervical e da cabeça são os maiores músculos que atravessam a área posterior do pescoço. O seu grande tamanho e a direção das fibras quase vertical são responsáveis pelo fato de que esses músculos proporcionam 35% a 40% do torque total de extensão da região craniocervical. <sup>145</sup> Os músculos

semiespinais da cabeça direito e esquerdo são facilmente palpáveis como cordões espessos e redondos de cada lado da linha média da parte superior do pescoço, especialmente evidente em lactantes, e em adultos magros e musculosos (Fig. 10-12).

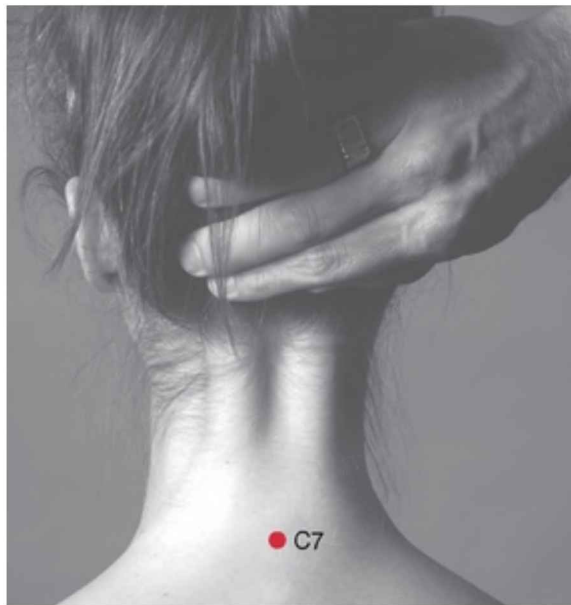


FIGURA 10-12 Uma mulher magra, saudável, de 22 anos, demonstra os contornos dos músculos semiespinais da cabeça direito e esquerdo ativados. Aplica-se uma resistência manual contra um forte esforço de extensão da cabeça. O ponto indica o processo espinhoso da vértebra C7.

### **Multífidos.**

Os multífidos estão localizados logo mais abaixo dos músculos semiespinais. O plural “multífidos” indica uma coleção de múltiplas fibras, em vez de um grupo de músculos individuais. Todos os multífidos compartilham



uma direção e um comprimento similar das fibras, e se estendem entre o sacro posterior e o eixo (C2).<sup>6,23,132</sup> Em geral, os multífidos originam-se no processo transversal de uma vértebra e inserem-se no processo espinhoso de uma vértebra localizada duas ou quatro junções intervertebrais acima (Fig. 10-10, A).

Os multífidos são mais espessos e mais desenvolvidos na região lombossacra. (Consulte múltiplas inserções listadas no Quadro 10-3.)<sup>100</sup> As fibras superpostas dos multífidos preenchem grande parte do espaço côncavo formado entre os processos espinhoso e transversal. Os multífidos proporcionam uma excelente fonte de torque de extensão e estabilidade associada à base da coluna. Uma força excessiva nos multífidos lombares – desde uma contração ativa ou um espasmo protetor – pode ser expressa clinicamente como uma lordose exagerada.

### QUADRO 10-3 Inserções Múltiplas dos Multífidos ao Longo da Região Lombossacra

#### **INSERÇÕES INFERIORES**

---

- Processos mamilares das vértebras lombares
- Ligamentos lombossacrais
- Parte mais profunda do tendão comum do eretor da coluna
- Superfície posterior do sacro
- Espinha ílfaca da pelve posterossuperior
- Cápsula das articulações apofisárias

#### **INSERÇÕES SUPERIORES**

---

- Processos espinhosos superiores

### **Rotadores.**

Os rotadores são os mais profundos músculos do grupo transversoespinal. Como os multífidos, os rotadores consistem em um grande grupo de fibras musculares individuais. Embora os rotadores existam ao longo de toda a coluna vertebral, eles são mais desenvolvidos na região torácica (Fig. 10-10 B).<sup>132</sup> Cada fibra insere-se entre o processo transverso de uma vértebra, a lâmina e a base do processo espinhoso de uma vértebra localizado uma ou duas junções intervertebrais acima. Por definição, o *rotador curto* envolve uma junção intervertebral e o *rotador longo* envolve duas junções intervertebrais.

### **Resumo.**

Em média, os músculos transversoespinais cruzam menos junções intervertebrais do que o grupo eretor da coluna. Esta característica sugere que, em geral, os músculos transversoespinais favorecem um projeto para produzir movimentos finos, controlados e forças estabilizadoras através do esqueleto axial.<sup>15,22</sup>

*Contraindo-se bilateralmente*, os músculos transversoespinais estendem o esqueleto axial (Fig. 10-8, B). Um aumento no torque de extensão exagera a lordose cervical e lombar e diminui a cifose torácica. O tamanho e a espessura dos músculos transversoespinais são maiores em ambas as extremidades do esqueleto axial. *Cranialmente* o semiespinal cervical e o da cabeça são extensores muito bem desenvolvidos da região craniocervical; *caudalmente* os multífidos são extensores muito bem desenvolvidos da

região lombar inferior, sendo responsáveis por dois terços da estabilidade de base muscular nesta região.<sup>154</sup>

*Contraindo-se unilateralmente*, os músculos transversoespinais flexionam lateralmente a coluna; no entanto, a amplitude para esta ação é limitada em função de sua proximidade da coluna vertebral. Os músculos transversoespinais mais obliquamente orientados auxiliam na rotação axial *contralateral*. A partir de um processo transversal relativamente fixo, a contração de um único multifido ou de um rotador longo esquerdo, por exemplo, pode rodar um processo espinhoso localizado superiormente para a esquerda e, como resultado, rodar o lado anterior da vértebra para a direita. Comparado com todos os músculos do tronco, no entanto, os músculos transversoespinais são rotadores axiais secundários. A amplitude para esta rotação é relativamente ruim por causa da proximidade do músculo em relação à coluna vertebral. (Compare os multifidos com o oblíquo abdominal externo, por exemplo, na Fig. 10-3.) Além disso, a linha prevalente de força da maioria das fibras musculares transversoespinais está direcionada mais vertical do que horizontalmente e proporciona, deste modo, um maior potencial de força para a extensão do que para a rotação axial.

### **Grupo de Músculos Segmentares Curtos**

O grupo de músculos segmentares curtos consiste nos *músculos interespinais e intertransversais* (Fig. 10-10). (O plural “interespinais e intertransversais” frequentemente é empregado para descrever todos os membros dentro de todo o grupo desses músculos). Eles se localizam profundamente ao grupo de músculos transversoespinais. O

nome “segmentares curtos” refere-se ao comprimento extremamente curto e à organização altamente segmentar dos músculos. Cada músculo interespinal ou intertransversal cruza apenas uma única junção intervertebral. Esses músculos são mais desenvolvidos na região cervical, onde o controle fino da cabeça e do pescoço é muito crítico.<sup>132</sup>

Cada par de músculos interespinais está localizado de ambos os lados e frequentemente mescla-se com o ligamento interespinoso correspondente. Os interespinais têm uma amplitude relativamente favorável e uma excelente direção de fibra para produzir um torque de extensão. No entanto, a magnitude deste torque é relativamente pequena, considerando-se o pequeno tamanho dos músculos e, portanto, o pequeno potencial de força.

Cada par direito e esquerdo dos músculos intertransversais está localizado entre os processos transversos adjacentes. A anatomia dos intertransversais como um grupo é mais complexo do que a dos interespinais.<sup>132</sup> Na região cervical, por exemplo, cada músculo intertransversal é dividido em pequenos músculos anterior e posterior, entre os quais passa o ramo ventral dos nervos espinais.

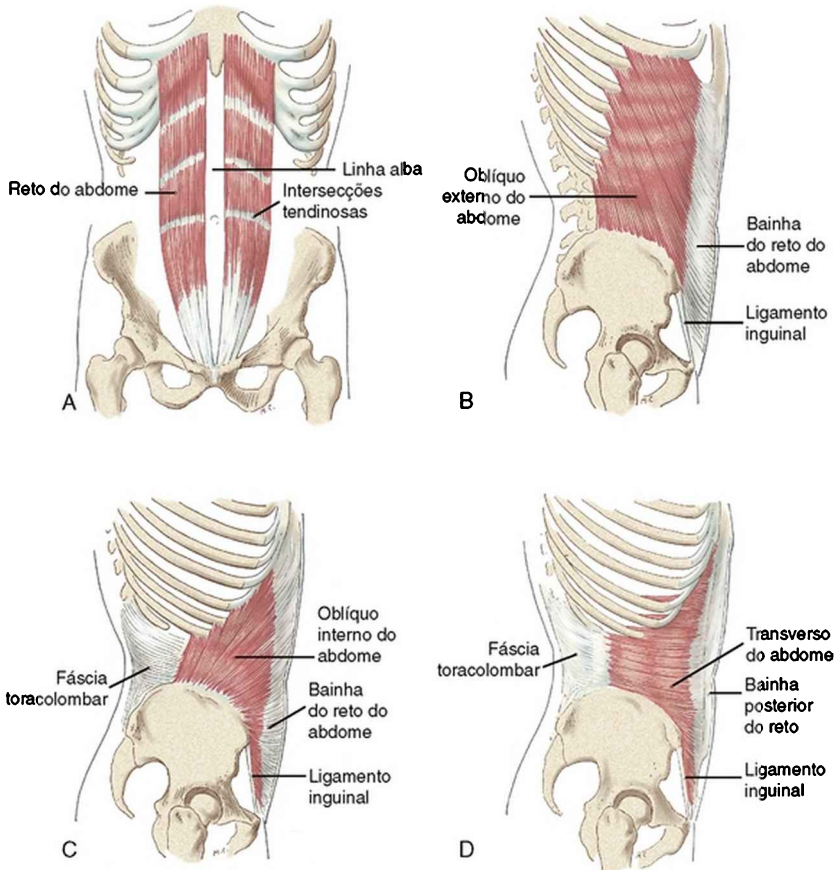
A contração unilateral dos intertransversais como um grupo flexiona lateralmente a coluna vertebral. Embora a magnitude do torque de flexão lateral seja relativamente pequena comparada à dos outros grupos musculares, o torque provavelmente proporciona uma fonte importante de estabilidade intervertebral.

**Resumo.**

A natureza altamente segmentar dos músculos interespinais e intertransversais é ideal para um controle motor fino do esqueleto axial. Devido ao fato de que esses músculos unissegmentados possuem uma densidade relativamente alta de feixes musculares, eles provavelmente proporcionam ao sistema nervoso (e, portanto, a outros músculos) uma rica fonte de *feedback* sensorial, especialmente na região craniocervical.<sup>23</sup>

## **GRUPO 2: MÚSCULOS DA PARTE ANTEROLATERAL DO TRONCO (MÚSCULOS DO “ABDOME”)**

Os músculos da parte anterolateral do tronco incluem o reto do abdome, o oblíquo externo do abdome, o oblíquo interno do abdome e o transverso do abdome (Fig. 10-13). Como um grupo, esses músculos com frequência são coletivamente denominados músculos “abdominais”. O reto do abdome é um músculo longo, semelhante a uma tira, localizado em ambos os lados da linha média do corpo. Os músculos oblíquo externo do abdome, oblíquo interno do abdome e o transverso do abdome – os abdominais laterais – são largos e planos, posicionados superficialmente às regiões profundas ao longo dos aspectos anterolateral do abdome.



**FIGURA 10-13** Os músculos do abdome da região anterolateral do tronco. **A**, O reto do abdome com a bainha anterior do reto removida. **B**, Oblíquo externo do abdome. **C**, Oblíquo interno do abdome, profundamente em relação ao oblíquo externo do abdome. **D**, Transverso do abdome, profundamente em relação aos outros músculos do abdome.

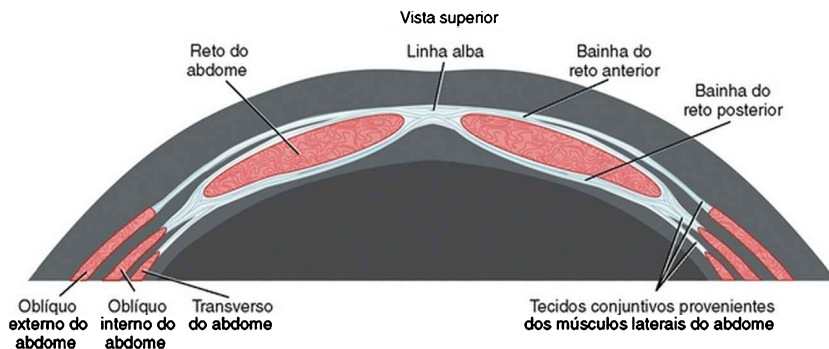
(Modificado de Luttgens K., Hamilton N.: *Kinesiology; scientific basis of human motion*, ed 9, Madison, Wis, 1997, Brown and Benchmark.)

Os músculos do abdome têm várias funções fisiológicas importantes, inclusive o suporte e a proteção

das vísceras abdominais e o aumento das pressões intratorácicas e intra-abdominais. Conforme será descrito adicionalmente no Capítulo 11, o aumento da pressão nestas cavidades auxilia funções como uma expiração forçada do ar dos pulmões, tosse, defecação e durante o trabalho de parto. Este capítulo dá mais enfoque às funções cinesiológicas dos músculos do abdome.

### **Formação das Bainhas do Reto do Abdome e da Linha Alba**

Os músculos oblíquo externo do abdome, oblíquo interno do abdome e transversos do abdome à direita e à esquerda do corpo se fundem na linha mediana do abdome através de uma mescla de tecidos conjuntivos. Cada músculo contribui com uma fina camada bilaminar de tecido conjuntivo que, por fim, *forma a bainha anterior e posterior do reto do abdome*. Conforme mostrado na Figura 10-14, a bainha anterior do reto é formada a partir dos tecidos conjuntivos provenientes dos músculos oblíquo externo do abdome e oblíquo interno do abdome. A bainha posterior do reto é formada a partir do tecido conjuntivo proveniente do oblíquo interno do abdome e do transversos do abdome. Ambas as bainhas rodeiam o músculo reto do abdome, verticalmente orientado, e continuam medialmente para se fundirem com um tecido conjuntivo idêntico proveniente do outro lado do abdome. Os tecidos conjuntivos espessam-se e cruzam-se conforme atravessam a linha mediana e formam a *linha alba* (a palavra latina *alba* significa “branca”). A linha alba corre longitudinalmente entre o processo xifoide, a sínfise púbica e a crista púbica.



**FIGURA 10-14** Visualização de uma secção transversal horizontal da parede anterior do abdome mostrada ao nível aproximado da terceira vértebra lombar.

O arranjo cruzado das fibras dentro da linha alba adiciona resistência à parede abdominal, muito semelhante às estruturas laminadas da madeira compensada. A linha alba também conecta mecanicamente os músculos do abdome laterais direitos e esquerdos e proporciona um modo eficaz de transferência da força muscular através da linha mediana do corpo.

### Anatomia dos Músculos do Abdome

O músculo *reto do abdome* consiste em duas metades, direita e esquerda, separadas pela linha alba. Cada metade do músculo corre longitudinalmente, alargando-se à medida que ascende dentro de uma manga aberta formada entre as bainhas anteriores e posteriores do reto. O músculo é interseccionado e reforçado por três bandas fibrosas, conhecidas como *intersecções tendinosas*. Essas bandas mesclam-se com a bainha anterior do reto. O reto do abdome provém da região sobre e ao redor da crista pubiana e insere-se superiormente sobre o processo xifoide e as cartilagens da quinta até a sétima costelas.



A organização anatômica dos músculos oblíquo externo do abdome, oblíquo interno do abdome e transverso do abdome é diferente daquela do reto do abdome. Como um grupo, os músculos mais laterais originam-se lateral ou posterolateralmente sobre o tronco percorrem em uma direção diferente para a linha mediana e eventualmente se mesclam com a linha alba e as bainhas dos retos contralaterais (Tabela 10-3).

**TABELA 10-3** Inserções e Ações Individuais dos Músculos Laterais do Abdome

Músculo	Inserções Laterais	Inserções na Linha Média	Ações Sobre o Tronco
Oblíquo externo do abdome	Lado lateral das costelas 4-12	Crista ilíaca, linha alba e bainhas contralaterais do reto	<i>Bilateralmente:</i> flexão do tronco e inclinação posterior da pelve <i>Unilateralmente:</i> flexão lateral e rotação contralateral do tronco
Oblíquo interno do abdome	Crista ilíaca, ligamento inguinal e fásia toracolombar	Costelas 9-12, linha alba, e bainhas contralaterais do reto	<i>Bilateralmente:</i> conforme anteriormente, mais um aumento na tensão na fásia toracolombar <i>Unilateralmente:</i> flexão lateral e rotação ipsilateral do tronco
Transverso do abdome	Crista ilíaca, fásia toracolombar, superfície interna das cartilagens das costelas 6-12 e o ligamento inguinal	Linha alba e bainhas contralaterais do reto	<i>Bilateralmente:</i> estabilização dos sítios de inserção para os outros músculos do abdome; compressão da cavidade abdominal; aumenta a tensão na fásia toracolombar

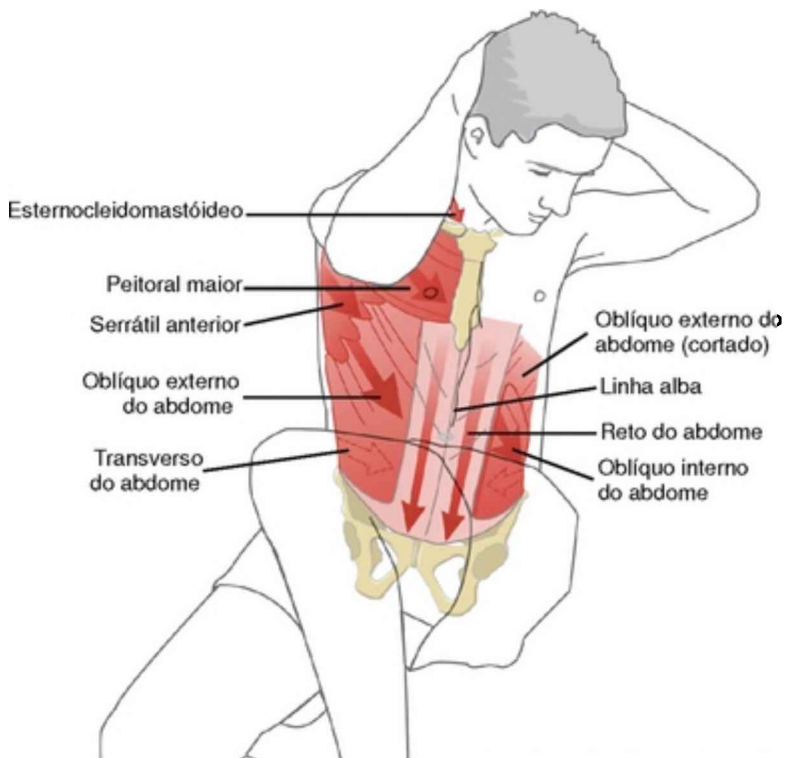
O *oblíquo externo do abdome* (informalmente chamado de “oblíquo externo”) é o maior e o mais superficial dos músculos laterais do abdome. O músculo oblíquo externo faz um trajeto em uma direção inferior e medial, similar à direção das mãos colocadas diagonalmente nos bolsos da frente de uma calça. O *oblíquo interno do abdome* (ou menos formalmente o “oblíquo interno”) está localizado imediatamente abaixo do músculo oblíquo externo do abdome e forma a segunda camada lateral do abdome. As fibras se originam da crista ilíaca e, em graus variáveis, mesclam-se com a fásia toracolombar adjacente. A partir

deste ponto de inserção lateral, as fibras fazem um trajeto em uma direção craniomedial na direção da linha alba e das costelas inferiores. Conforme é evidente a partir da Figura 10-13, C, as inserções inferiores do músculo oblíquo interno estendem-se até o ligamento inguinal. A direção mediana da fibra do músculo oblíquo interno é quase perpendicular à direção mediana do músculo oblíquo externo sobrejacente.

O *transverso do abdome* é o mais profundo dos músculos do abdome. O músculo também é conhecido como o “músculo do espartilho”, refletindo o seu papel em comprimir o abdome assim como de estabilizar a região lombar através de suas ancoragens para dentro da fáscia toracolombar.<sup>132</sup> De todos os músculos do abdome, o transverso do abdome tem as inserções mais extensas e consistentes da fáscia toracolombar,<sup>136</sup> seguido de perto pelo músculo oblíquo interno.

### **Ações dos Músculos do Abdome**

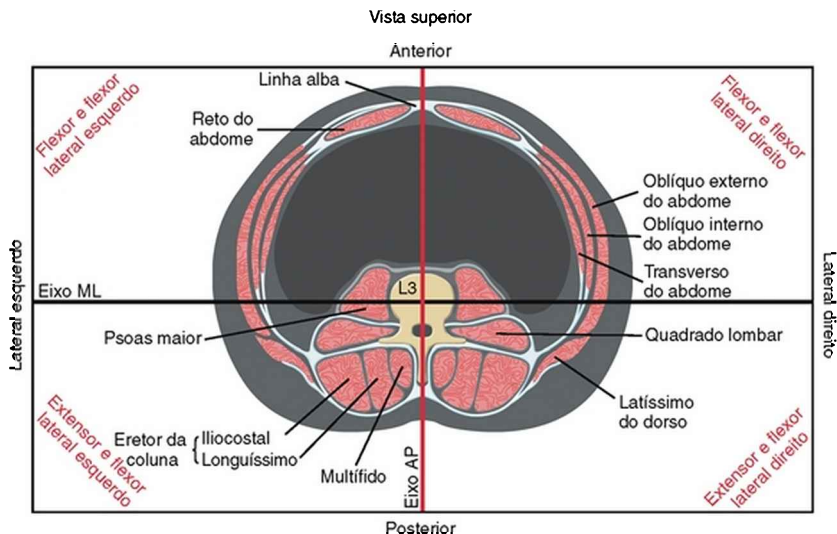
A *ação bilateral* do reto do abdome e dos músculos oblíquos do abdome reduz a distância entre o processo xifoide e a sínfise pubiana. Dependendo de qual segmento corporal é o mais estável, a contração bilateral desses músculos do abdome flexiona o tórax e a parte superior da coluna lombar, inclina posteriormente a pelve, ou ambos. A Figura 10-15 apresenta uma manobra de sentar-se realizada diagonalmente que impõe uma demanda relativamente grande sobre os músculos oblíquos do abdome. No entanto, durante uma manobra para sentar-se realizada no plano sagital padrão, as tendências opostas de rotação axial e flexão lateral são neutralizadas pela oposição dos músculos direitos e esquerdos.



**FIGURA 10-15** Padrão de ativação muscular típico de uma pessoa saudável realizando uma manobra diagonal de sentar-se que incorpora uma flexão do tronco e a rotação axial para a esquerda. Durante esta ação, o músculo oblíquo externo direito age sinergicamente com o músculo oblíquo interno esquerdo. Observe a ativação bilateral simultânea dos retos do abdome e dos transversos do abdome mais profundos.

Conforme descrito no Capítulo 9, os eixos rotacionais para todos os movimentos da coluna vertebral estão localizados na região das articulações intersomáticas. A localização posterior relativa dos eixos ao tronco equipa os músculos do abdome, mais notadamente o reto do abdome, com uma alavanca muito favorável para gerar um torque

de flexão no tronco (Fig. 10-16). Observe que na Figura 10-16, com a exceção do psoas maior, todos os músculos têm um braço de momento para produção de torques em *ambos* os planos, sagital e frontal.



**FIGURA 10-16** Visualização de uma secção transversal no plano horizontal através de vários músculos do tronco no nível aproximado da terceira vértebra lombar (*L3*). O potencial dos músculos em produzir o torque tanto nos planos sagital quanto no frontal é mostrado. O eixo anteroposterior (*AP*) de rotação (*vermelho*) e do eixo de rotação mediolateral (*ML*) (*preto*) fazem uma intersecção no centro da terceira vértebra lombar. Os músculos localizados anterior e posteriormente ao eixo mediolateral tem o potencial de flexionar e estender o tronco, respectivamente; os músculos localizados à direita e à esquerda do eixo anteroposterior têm o potencial de flexionar lateralmente o tronco para a direita e para a esquerda, respectivamente.

*Contraindo-se unilateralmente*, os músculos do abdome

flexionam lateralmente o tronco. Os oblíquos externo e interno são particularmente eficazes nesta ação, em virtude de sua angulação relativamente favorável (*i. e.*, braço de momento longo) (Fig. 10-16) e, como um par, de uma área de secção transversal relativamente grande. A área de secção transversal combinada dos oblíquos interno e externo ao nível da junção L4-L5 é quase duas vezes a do músculo reto do abdome.<sup>106</sup>

### ENFOQUE ESPECIAL 10-2 Papel dos Extensores do Tronco como “Rotadores Sinérgicos” para os Músculos Oblíquos do Abdome

Os músculos oblíquo externo e interno são os rotadores axiais primários do tronco. Os rotadores axiais secundários incluem o latíssimo do dorso ipsilateral, os componentes mais oblíquos do iliocostal lombar ipsilateral e os músculos transversoespinais contralaterais. Esses rotadores axiais secundários também são extensores eficazes do tronco. Durante um movimento de rotação axial potente, esses músculos extensores são capazes de superar ou contrabalançar o *potencial de flexão do tronco dos músculos oblíquos do abdome*.<sup>98,154</sup> Sem esta ação neutralizante, uma ação extenuante de rotação axial automaticamente seria combinada com a flexão do tronco. Os músculos extensores anteriormente mencionados resistem à tendência flexora dos músculos oblíquos do abdome, mas também contribuem ligeiramente para o torque rotacional axial.

Os músculos multífidos proporcionam um elemento particularmente importante de estabilidade de extensão à região lombar durante a rotação axial.<sup>128,156</sup> Patologias que envolvem as articulações apofisárias ou os discos na região lombar podem estar associadas à fraqueza, fadiga ou inibição

reflexa desses músculos. Sem uma ativação adequada dos multífidos durante a rotação axial, os músculos oblíquos, parcialmente sem oposição, criariam, em teoria, uma tendência a uma tensão sutil e indesejável na base da coluna vertebral.

A flexão lateral do tronco frequentemente envolve a ativação tanto dos músculos flexores quanto extensores do tronco. Por exemplo, a flexão lateral contra uma resistência para a direita exige uma contração a partir dos oblíquos externo e interno direitos, do eretor direito da coluna e dos músculos transversoespinais direitos. A coativação amplifica o torque frontal total enquanto estabiliza simultaneamente o tronco dentro do plano sagital.<sup>12</sup>

De longe, os músculos oblíquos interno e externo são os rotadores axiais mais eficazes do tronco.<sup>7,12,73,141</sup> O músculo oblíquo externo é um rotador contralateral e o músculo oblíquo interno é um rotador ipsilateral. O forte potencial de rotação axial desses músculos reflete a sua relativa área de secção transversal e sua favorável potência de alavanca (Fig. 10-3, C, o comprimento do braço de momento longo do oblíquo externo do abdome). Durante a rotação axial ativa em uma direção em particular, o músculo oblíquo externo de um lado funciona sinergicamente com o oblíquo interno do outro lado.<sup>141</sup> Esta sinergia funcional produz uma linha diagonal de força que cruza a linha média através das inserções mútuas dos músculos dentro da linha alba (Fig. 10-15). A contração dos dois músculos, portanto, reduz a distância entre um ombro e a crista ilíaca contralateral.

Vários estudos eletromiográficos (EMG) que utilizam eletrodos intramusculares (fios finos) demonstram algum grau de ativação bilateral do *transverso do abdome* durante

a rotação axial.<sup>38,82,141</sup> Demonstrou-se que durante a rotação axial as fibras mediais e inferiores do transverso do abdome se coativam em momentos ligeiramente diferentes do que as fibras superiores.<sup>141</sup> Embora o exato papel do transverso do abdome durante a rotação axial seja incerto, o músculo parece funcionar mais como um *estabilizador* para os músculos oblíquos do abdome do que como um gerador de torque da rotação axial. A ativação bilateral do transverso do abdome pode estabilizar as costelas, a linha alba e a fáscia toracolombar – áreas que servem como fixações para os músculos oblíquos internos e externos.

As demandas de torque exercidas sobre os rotadores axiais do tronco variam consideravelmente com base na natureza de uma atividade e da posição do corpo.<sup>12</sup> As exigências do torque são relativamente grandes durante as rotações axiais de alta potência, como a corrida rápida, a luta romana, e atirar um disco ou uma lança. Porém, as exigências podem ser muito baixas durante atividades que envolvem a torção lenta do tronco, enquanto em posição ereta, como durante a caminhada em uma superfície plana.

A rotação axial realizada primariamente dentro do plano horizontal impõe pouco ou nenhum torque externo induzido pela gravidade sobre os músculos rotadores. A resistência primária dos músculos, neste caso, é causada pela inércia do tronco e da tensão passiva criada pelo estiramento dos músculos antagonistas.

### **Comparação entre o Flexor do Tronco versus o Pico de Torque Extensor**

No adulto saudável, em média, a magnitude de um torque de flexão do tronco em máximo esforço é tipicamente *menor do que* o torque de extensão do tronco em esforço

máximo. Embora os dados variem com base no sexo, idade, história de dor no dorso e velocidade angular do dispositivo de teste, as *relações de torque flexor-a-extensor* determinadas isometricamente a partir do tronco e da região craniocervical são entre 0,45 e 0,77.<sup>20,80,114,145</sup> Embora os músculos flexores do tronco normalmente possuam maior amplitude para o torque no plano sagital, (Fig. 10-16), os músculos extensores do tronco possuem maior massa e, igualmente importante, maior orientação vertical global das fibras musculares.<sup>95,106</sup> O potencial tipicamente maior de torque dos músculos extensores do tronco reflete a predominância desses músculos para contrabalançar a gravidade, para a manutenção da postura ereta ou para carregar pesos à frente do corpo.

### **GRUPO 3: MÚSCULOS ADICIONAIS (ILIOPSOAS E QUADRADO LOMBAR)**

Embora o iliopsoas e o quadrado lombar não sejam anatomicamente considerados músculos do tronco, eles estão fortemente associados à cinesiologia da região.

#### **Iliopsoas**

O iliopsoas é um músculo grande que consiste em duas partes: o íliaco e o psoas maior (Fig. 12-27). Conforme ocorre com a maioria dos flexores do quadril, o iliopsoas é inervado pelo nervo femoral, um grande ramo do plexo lombar. O íliaco tem uma inserção proximal na fossa ilíaca e na lateral do sacro, logo anterior e superiormente à articulação sacroilíaca. O psoas maior insere-se proximalmente aos processos transversos de T12 a L5, incluindo os discos intervertebrais. Os dois músculos se fundem distalmente ao ligamento inguinal e tipicamente



inserem-se como um único tendão no trocânter menor do fêmur.

O iliopsoas é um músculo longo e exerce uma influência cinética potente ao longo do tronco, da coluna lombar, da junção lombossacra e das articulações dos quadris. Ao cruzar anteriormente o quadril, ele é um flexor dominante e traz o fêmur na direção da pelve ou a pelve na direção do fêmur. Neste último movimento, o iliopsoas pode inclinar anteriormente a pelve, um movimento que aumenta a lordose da região lombar (Fig. 9-63, A). Com a assistência muscular dos músculos do abdome, uma forte contração bilateral do iliopsoas também pode rodar a pelve e o tronco superposto sobre os fêmures fixos. Com base nesta habilidade, o iliopsoas é respeitado como um flexor do tronco tão quanto um flexor do quadril. Esta discussão recomeça mais adiante neste capítulo.

### **Função do Psoas Maior na Região lombossacra**

Na posição anatômica o psoas maior demonstra uma potência de alavanca para a flexão lateral da coluna lombar (Fig. 10-16)<sup>95</sup> Tem pouca ou praticamente nenhuma amplitude de movimento para a rotação axial.

A capacidade flexora e extensora do psoas maior difere ao longo da região lombossacra. Ao longo da junção L5-S1 o psoas maior tem um braço de momento de aproximadamente 2 cm para a flexão (Fig. 10-17).<sup>107</sup> Portanto, o psoas maior é um flexor eficaz da extremidade inferior da coluna lombar relativamente ao sacro. Progredindo superiormente na direção de L1, no entanto, a linha de força do psoas maior gradualmente desvia-se *posteriormente* e cai através ou logo posteriormente aos

múltiplos eixos mediais-laterais de rotação (observe o corte transversal em L3 na Fig. 10-16). A localização do músculo reduz ou elimina a sua capacidade flexora ou extensora. Portanto, o psoas maior não é nem um flexor dominante nem um extensor da região lombar, mas, em vez disso, um estabilizador vertical dominante da região.<sup>57,127</sup> (O termo “estabilizador vertical” descreve uma função muscular de estabilização de uma região do esqueleto axial em uma posição quase vertical enquanto mantém a sua curva fisiológica natural.) Devido à falta de uma potência de alavanca na região lombar, o psoas maior tem um papel mínimo na influência direta sobre o grau de lordose.<sup>127</sup> No entanto, o iliopsoas (como todos os músculos flexores do quadril) pode indiretamente aumentar a postura lordótica da coluna lombar pela inclinação da pelve anteriormente através das articulações do quadril.

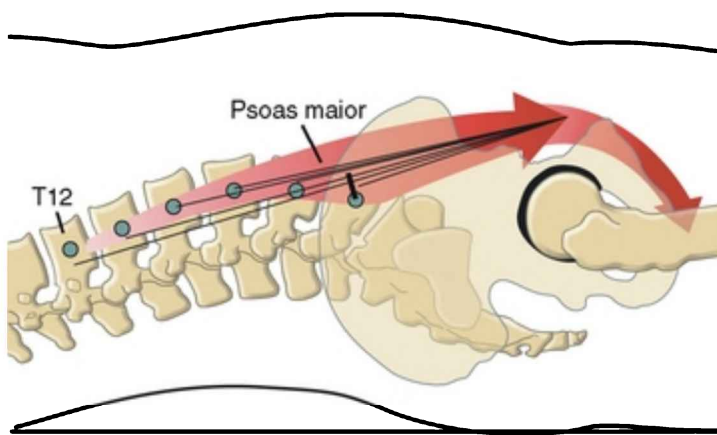


FIGURA 10-17 Uma vista lateral do psoas maior destaca as suas múltiplas linhas de força relativas aos eixos mediolateral dentro dos segmentos T12-L5 e L5-S1. Observe que as linhas de força passam próximas ou através dos eixos, com a exceção de

L5-S1. O momento de angulação da flexão do psoas maior em L5-S1 é mostrado como uma pequena linha preta.

### **Ações do Iliopsoas**

#### **Íliaco**

- Predominantemente flexor do quadril, tanto do fêmur sobre a pelve quanto da pelve sobre o fêmur.

#### **Psoas Maior**

- Predominantemente flexor do quadril, tanto do fêmur sobre a pelve quanto da pelve sobre o fêmur.
- Flexor lateral da região lombar.
- Flexor da coluna lombar inferior relativamente ao sacro.
- Estabilizador vertical da coluna lombar.

### **Quadrado Lombar**

Anatomicamente, o quadrado lombar é considerado um músculo da parede posterior do abdome. O músculo insere-se inferiormente no ligamento iliolumbar e na crista íliaca e superiormente na décima segunda costela e nas pontas sólidas dos processos transversos de L1 a L4 (Fig. 10-18). A espessura relativa do músculo é evidente visualizando-se a Figura 10-16. O quadrado lombar é innervado pelo ramo ventral dos nervos espinais T<sup>12</sup>-L<sup>3</sup>.

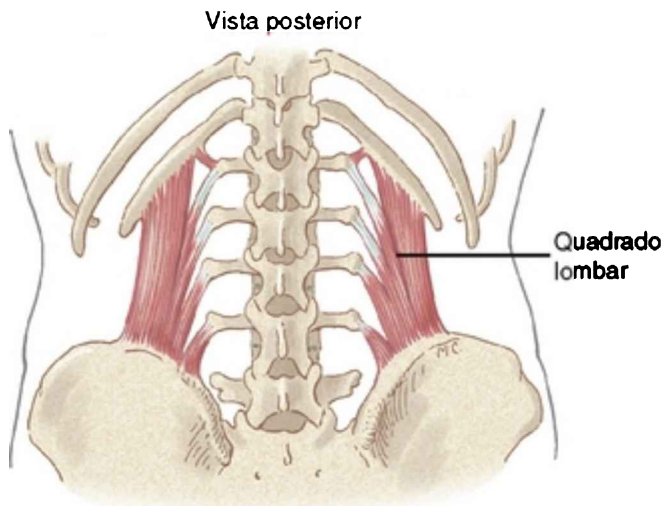


FIGURA 10-18 Uma vista posterior dos músculos quadrado lombar.

(Modificado de Luttgens K., Hamilton N.: *Kinesiology; scientific basis of human motion*, ed 9, Madison, Wis, 1997, Brown and Benchmark.)

Contraindo-se *bilateralmente*, o quadrado lombar é um extensor da região lombar. A sua ação se baseia na linha de força que passa aproximadamente 3,5 cm posteriormente ao eixo mediolateral de rotação em L3.<sup>107</sup>

Contraindo-se *unilateralmente*, o quadrado lombar tem uma angulação muito favorável como um flexor lateral da região lombar.<sup>57</sup> No entanto, o potencial para a rotação axial do quadrado lombar é mínimo.

Clinicamente, o quadrado lombar é com frequência chamado um “suspensor do quadril”, quando o seu papel na caminhada está sendo descrito, especialmente para pessoas com paraplegia ao nível de ou abaixo do nível neurológico de L1. Pela elevação (suspensão) de um dos lados da pelve, o quadrado lombar eleva o membro inferior

para retirar o pé do chão durante a fase de balanço/oscilação da deambulação assistida com uma muleta.

### **Ações do Quadrado Lombar**

#### **Agindo Bilateralmente**

- Extensão da região lombar.
- Estabilização vertical da coluna lombar, incluindo a junção lombossacra.

#### **Agindo Unilateralmente**

- Flexão lateral da região lombar.
- Elevação de um dos lados da pelve (“suspensão da pelve”).

O psoas maior e o quadrado lombar correm quase que verticalmente em ambos os lados das vértebras lombares (Fig. 10-16). Uma forte contração bilateral desses músculos permite uma excelente estabilidade vertical ao longo da coluna lombar, incluindo-se a junção L5-S1. Teoricamente, exercícios que aumentem o controle voluntário e o condicionamento desses músculos podem beneficiar uma pessoa com dor relacionada com a instabilidade da região lombar.

## **Músculos do Tronco: Interações Funcionais entre os Músculos**

Até agora neste capítulo, a discussão dos músculos do tronco enfocou principalmente a sua anatomia e, na sua maior parte, suas ações individuais (Tabela 10-4). A

discussão a seguir presta maior atenção para as interações funcionais *entre* os músculos ou grupos musculares. Dois temas são explorados: (1) a estabilidade do tronco com base muscular, e (2) a cinesiologia muscular do desempenho do exercício abdominal padrão. A segunda interação exemplifica uma relação cinesiológica clássica entre o tronco e os músculos do quadril.

**TABELA 10-4 Ações da Maioria dos Músculos do Tronco**

<b>Músculo</b>	<b>Flexão</b>	<b>Extensão</b>	<b>Flexão Lateral</b>	<b>Rotação Axial*</b>
Trapézio	-	XX	XX	XX (CL)
Músculos espinais (como um grupo)	-	XX	X	-
Longuíssimo torácico	-	XXX	XX	-
Longuíssimo cervical	-	XXX	XX	XX (IL)
Longuíssimo da cabeça	-	XXX	XX	XX (IL)
Iliocostal lombar	-	XXX	XXX	X (IL)
Iliocostal torácico	-	XXX	XXX	-
Iliocostal cervical	-	XXX	XXX	XX (IL)
Semiespinais torácicos	-	XXX	X	X (CL)
Semiespinais cervicais	-	XXX	X	X (CL)
Semiespinais da cabeça	-	XXX	X	-
Multífidos	-	XXX	X	XX (CL)
Rotadores	-	XX	X	XX (CL)
Músculos interespinais	-	XX	-	-
Músculos intertransversais	-	X	XX	-
Retos do abdome	XXX	-	XX	-
Obliquo externo do abdome	XXX	-	XXX	XXX (CL)
Obliquo interno do abdome	XXX	-	XXX	XXX (IL)
Transverso do abdome <sup>†</sup>	-	-	-	-
Psoas maior	X	X	XX	-
Quadrado lombar	-	XX	XX	-

\*CL, rotação contralateral; IL, rotação ipsilateral.

<sup>†</sup>Ação principalmente para aumentar a pressão intra-abdominal e, via inserções na fáscia toracolombar, estabilizar a região lombar. Também estabiliza os sítios de inserção para outros músculos laterais do abdome.

A menos que seja dito de outro modo, os autores descrevem o movimento do aspecto superior ou lateral do músculo relativo ao seu aspecto fixo, inferior ou medial. Presume-se que as ações ocorram a partir da posição anatômica, contra uma resistência externa. Um potencial relativo de um músculo de mover ou estabilizar uma região é designado como X (mínimo), XX (moderado) ou XXX (máximo) com base no braço de momento (pivotalmente), área de corte transversal e direção das fibras; - indica nenhuma ação eficaz ou conclusiva.

## ESTABILIDADE DO TRONCO COM BASE MUSCULAR

A força muscular ativa proporciona o mecanismo primário para a estabilização do esqueleto axial, incluindo o tronco.<sup>12,28,84,148</sup> Embora ligamentos e outros tecidos conjuntivos proporcionem uma fonte secundária para essa estabilidade, apenas os músculos podem ajustar tanto a

magnitude como o sincronismo adequado para a força deles.

A estabilidade do tronco com base muscular frequentemente é denominada “estabilidade de base”. Tal estabilidade assegura uma postura quase que estática do tronco mesmo sob a influência de forças externas desestabilizadoras.<sup>16</sup> Considere, por exemplo, a onda de ativação muscular experimentada ao longo do tronco quando se tenta ficar em pé ou sentar-se ereto em um ônibus ou um trem em aceleração. Normalmente os músculos do tronco são capazes de subconscientemente estabilizar a posição do tronco relativo ao ambiente circunjacente e, igualmente importante, estabilizar os segmentos individuais da coluna dentro do esqueleto axial. Idealmente, um tronco estável aperfeiçoa o alinhamento postural e limita os micromovimentos excessivos, e potencialmente estressantes, entre as junções intervertebrais. Por fim, a estabilidade do tronco também estabelece uma base firme para os músculos que movem os membros.

Este capítulo divide os estabilizadores musculares em dois grupos. Os *estabilizadores musculares intrínsecos* incluem os músculos relativamente curtos, profundos e segmentares da coluna vertebral. Os *estabilizadores musculares extrínsecos*, em contraste, incluem músculos relativamente longos que se inserem, parcial ou totalmente, às estruturas *fora* da região da coluna vertebral, como o crânio, a pele, as costelas e as extremidades inferiores.

### **Estabilizadores Musculares Intrínsecos do Tronco**

Os estabilizadores musculares intrínsecos do tronco

incluem os grupos musculares *transversoespinais* e *segmentares curtos*. Esses músculos profundos, relativamente curtos, são apresentados de um modo altamente esquemático na Figura 10-19, A. Em geral, esses músculos estabilizam a coluna pelo controle do alinhamento preciso e da rigidez entre relativamente poucas junções intervertebrais de cada vez. A densidade muscular relativamente alta dos feixes que reside em muitos desses músculos segmentares intensifica a sua capacidade para os ajustes finos.<sup>113</sup>



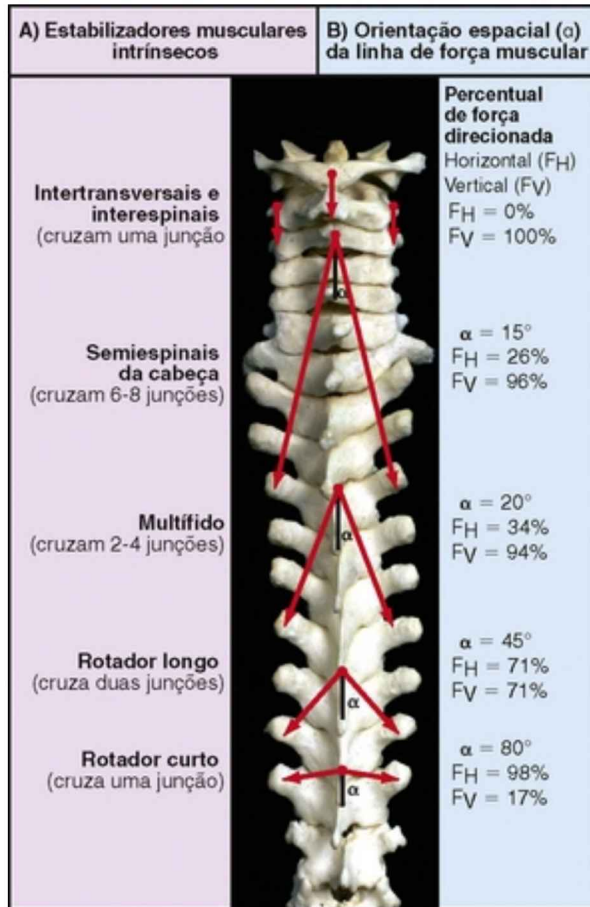


FIGURA 10-19 Representação por diagrama da orientação espacial das linhas de força dos estabilizadores musculares intrínsecos. A, As linhas de força dos músculos são mostradas dentro do plano frontal. B, A orientação espacial das linhas de força de cada músculo é indicada pelo ângulo ( $\alpha$ ) formado relativamente à posição vertical. A percentagem da força muscular direcionada verticalmente é igual ao cosseno de  $\alpha$ ; a percentagem de força muscular direcionada horizontalmente é igual ao seno de  $\alpha$ . Presumindo-se uma força de alavanca adequada, as forças musculares direcionadas verticalmente produzem extensão e flexão lateral, e as forças musculares mais

horizontalmente direcionadas produzem uma rotação axial. Observe que os músculos ilustrados saem através de toda a coluna vertebral; a sua localização na FIGURA é simplificada para maior clareza.

### **Estabilizadores Musculares Intrínsecos do Tronco**

- Grupo transversoespinal
  - Músculos semiespinais
  - Multífidos
  - Rotadores
- Grupo segmentar curto
  - Músculos interespinais
  - Músculos intertransversais

Conforme indicado na Figura 10-19, *B*, a orientação espacial de cada linha muscular de força (apresentada como um  $\alpha$ ) produz efeito estabilizador único sobre a coluna vertebral. Os músculos interespinais e intertransversais que correm verticalmente produzem 100% da sua força na direção vertical ( $F_v$ ). Em contraste, o músculo rotador curto orientado horizontalmente produz próximo a 100% da sua força na direção horizontal ( $F_H$ ). Todos os músculos remanescentes produzem forças que estão direcionadas diagonalmente, a algum ângulo entre 0 e 90 graus. Os músculos agem como um arranjo de fios pareados bilateralmente, especificamente alinhados para comprimir, assim como para controlar o cisalhamento entre as junções intervertebrais. Além de efetivamente garantirem tanto a estabilidade vertical e horizontal, coletivamente esses músculos exercem extensão, flexão

lateral e os torques de rotação axial através de toda a coluna vertebral. Sem tais controles musculares finos, a coluna vertebral multissegmentar torna-se muito vulnerável a uma curvatura exagerada da coluna, à mobilidade interespinal excessiva e, em alguns casos, a uma instabilidade dolorosa.

### **Estabilizadores Musculares Extrínsecos do Tronco**

Os estabilizadores musculares extrínsecos do tronco primários incluem os músculos do abdome, os eretores da coluna, o quadrado lombar, o psoas maior e os músculos dos quadris (pela conexão da região lombossacra com as extremidades inferiores). Esses músculos relativamente longos e frequentemente espessos estabilizam o tronco e criam um elo forte e semirrígido entre o crânio, a coluna vertebral, a pelve e as extremidades inferiores.<sup>28</sup> Pelo fato de muitos desses músculos cruzarem uma região ampla do corpo ou do tronco, eles provavelmente proporcionam um controle relativamente grosseiro sobre a estabilidade do tronco. Além disso, pelo fato de muitos desses músculos possuírem uma considerável área de secção transversal e potência de alavanca, eles são, como grupo, também importantes geradores de torque para o tronco e as articulações dos quadris adjacentes.<sup>22</sup>

#### **Estabilizadores Musculares Extrínsecos do Tronco**

- Músculos do tronco anterolateral (“abdominais”)
  - Reto do abdome
  - Oblíquo externo do abdome
  - Oblíquo interno do abdome
  - Transverso do abdome

- Ereter da coluna
- Quadrado lombar
- Psoas maior
- Músculos do quadril que conectam as regiões lombopélvicas às extremidades inferiores

As forças externas aplicadas contra a parte superior do tronco podem produzir um efeito de alavanca desestabilizador substancial contra as regiões mais caudais ou inferiores. A função de estabilização dos músculos extrínsecos é, portanto, particularmente importante na parte inferior do tronco. A instabilidade crônica na base da coluna pode levar a um desalinhamento postural ao longo de toda a coluna vertebral, assim como predispor a danos locais, como a espondilolistese, ou a degeneração das articulações apofisárias lombares, articulações intersomáticas e articulações sacroilíacas.

Para ilustrar melhor o papel potencial dos estabilizadores extrínsecos, a Figura 10-20 mostra uma pessoa que ativa os seus estabilizadores musculares externos em resposta a uma perturbação externa iminente. Observe a concentração de atividade muscular na região inferior do tronco. A ativação do psoas maior, do quadrado lombar, do ereter da coluna e dos músculos do abdome proporciona uma estabilidade substancial às regiões lombopélvicas em todos os três planos. Uma forte ativação dos músculos do abdome também ajuda a aumentar a pressão intra-abdominal – um mecanismo que, supostamente, exerce um efeito estabilizador ao longo da região lombar.<sup>67</sup> Em particular, o músculo transverso do abdome, horizontalmente disposto, cria um efeito de

“espartilho” ou “cinturão” circunferencial através de toda a região lombar, inclusive das articulações sacroilíacas.

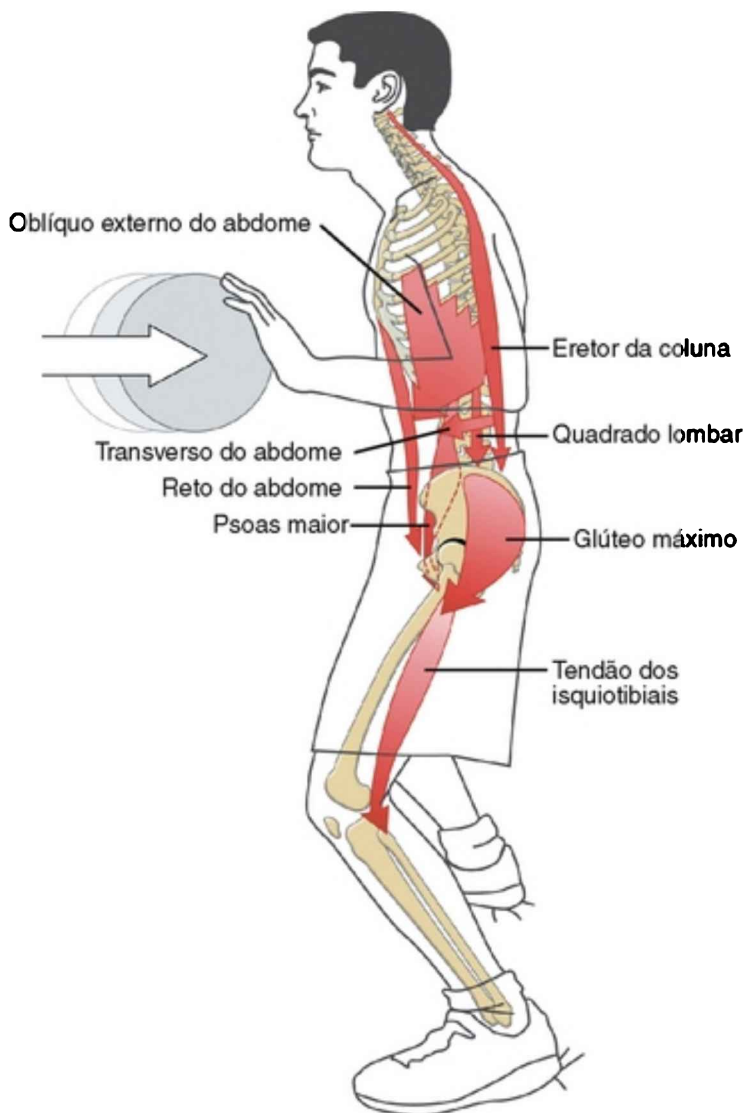


FIGURA 10-20 Um padrão de ativação típico para uma amostra de estabilizadores musculares externos.

A ativação dos músculos do abdome também ajuda a estabilizar a pelve contra a tração dos músculos extensores como o eretor da coluna, o quadrado lombar e o glúteo máximo. Com a pelve e a extremidade caudal da coluna bem estabilizadas, forças que fazem um impacto sobre o tronco são eficazmente transferidas através das articulações sacroilíacas, ao longo dos quadris e, por fim, através das extremidades inferiores. Exercícios de fortalecimento projetados para aumentar a estabilidade da região lombar e das regiões inferiores do tronco idealmente devem incluir atividades que estimulem tanto os músculos do tronco quanto os do quadril em todos os três planos de movimento.

Ao encerrar, deve-se apontar que embora os estabilizadores musculares externos e internos sejam apresentados separadamente, na realidade existe uma grande superposição e redundância nas suas funções. Isto pode ser apreciado mentalmente superpondo-se as setas musculares apresentadas tanto na Figura 10-19 quanto na Figura 10-20. Na saúde ideal, todos os músculos do tronco contribuem para a estabilização do tronco, tanto em condições estáticas quanto dinâmicas.<sup>28,36,135,147,148</sup>

A estratégia específica empregada por qualquer um dos músculos isoladamente difere, no entanto, com base em fatores como a sua profundidade, sua morfologia, sua orientação espacial e suas inserções esqueléticas ou no tecido conjuntivo.

## **DESEMPENHO DE UM MOVIMENTO PADRÃO DE ABDOMINAL**

A maior parte das atividades funcionais requer uma

ativação associada tanto do tronco quanto dos músculos do quadril. Considere, por exemplo, os movimentos combinados do tronco e dos quadris enquanto se gira um bastão de beisebol, curva-se até o chão ou retira-se neve com uma pá. Para introduzirmos esta importante relação sinérgica, a discussão a seguir enfoca as ações musculares para se desempenhar um movimento padrão *de abdominal*.

Além de ser uma importante atividade funcional, o abdominal completo frequentemente é executado como uma maneira de se fortalecer os músculos do abdome. O objetivo comum do exercício com resistência é aumentar a força e o controle sobre esses músculos, frequentemente como um modo de se melhorar a estabilidade global do tronco. Em um sentido muito amplo, as estratégias usadas para fortalecer a musculatura abdominal geralmente recaem em uma de quatro categorias (Fig. 10-21). Na coluna 1 da Figura 10-21, os músculos do abdome contraem-se para produzir uma força isométrica e mantêm uma *distância quase constante* entre o processo xifoide e a parte anterior da pelve. Nas colunas 2 a 4, os músculos do abdome contraem-se para *reduzir* a distância entre o apêndice xifoide e a pelve anterior. (Através da contração excêntrica, os mesmos músculos também podem ser estimulados a resistir lentamente a um *aumento* na distância entre essas duas regiões do corpo.) Dos exemplos ilustrados na Figura 10-21, talvez o exercício mais tradicional, pelo menos historicamente, é o abdominal padrão, apresentado na coluna 3.<sup>48</sup>





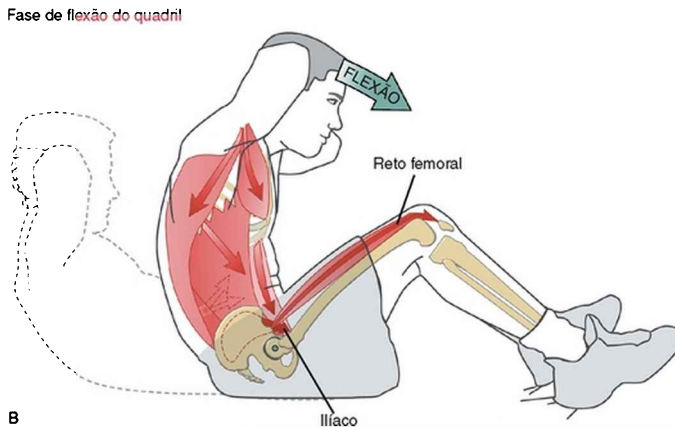
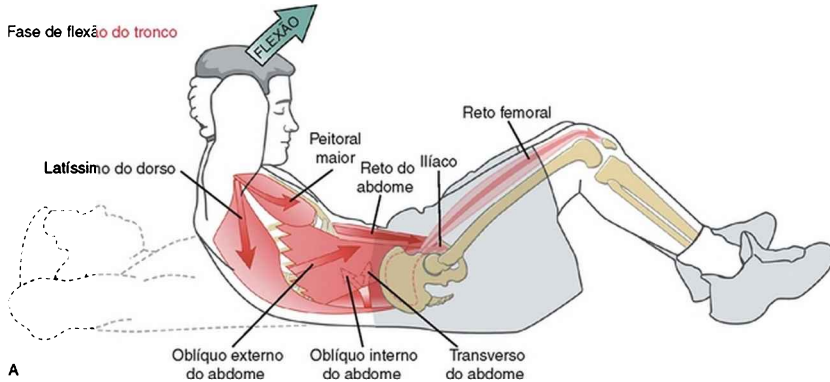
Nº 1 Atividade Isométrica	Nº 2 Rodando-se o tronco na direção da pelve em posição estacionária	Nº 3 Rodando-se o tronco e a pelve na direção dos membros inferiores em posição estacionária	Nº 4 Rodando-se a pelve (e/ou os membros inferiores) na direção do tronco estacionário
<p><b>Exemplo ilustrado:</b></p> <ol style="list-style-type: none"> <li>Mantendo o tronco rígido enquanto mantém-se uma posição "agachado sobre os quatro membros", então progressivamente elevando um membro superior e o membro inferior contralateral.</li> </ol> <p><b>Outros exemplos:</b></p> <ol style="list-style-type: none"> <li>Balançar o tronco ereto enquanto sentado em um objeto relativamente instável como uma grande bola inflável.</li> <li>Mantendo o tronco rígido enquanto se executam flexões anteriores do tórax.</li> </ol>	<p><b>Exemplo ilustrado:</b></p> <ol style="list-style-type: none"> <li>Abdominais parciais ("crunches") com ou sem um apoio para os pés.</li> </ol> <p><b>Outros exemplos:</b></p> <ol style="list-style-type: none"> <li>Conforme anteriormente, mas incorporando-se movimentos no plano diagonal do tronco, ou alterando-se a posição do corpo relativa à vertical.</li> <li>O tronco lateral gira.</li> </ol>	<p><b>Exemplo ilustrado:</b></p> <ol style="list-style-type: none"> <li>Abdominal tradicional.</li> </ol> <p><b>Outros exemplos:</b></p> <ol style="list-style-type: none"> <li>Conforme anteriormente, mas incorporando-se movimentos no plano diagonal ou alterando-se a posição relativa à vertical.</li> <li>Como em Nº1, mas alterando-se a posição do membro superior e/ou segurando pesos para variar o torque externo.</li> </ol>	<p><b>Exemplo ilustrado:</b></p> <ol style="list-style-type: none"> <li>Antigravitacional ou outros métodos de resistência à flexão do quadril.</li> </ol> <p><b>Outros exemplos:</b></p> <ol style="list-style-type: none"> <li>Conforme anteriormente, mas incorporando-se movimentos no plano diagonal.</li> <li>Elevação dos membros inferiores retos enquanto em posição de decúbito dorsal ou em outras posições relativas à vertical.</li> <li>Inclinação posterior da pelve enquanto em decúbito dorsal.</li> </ol>
			

FIGURA 10-21 Quatro estratégias tipicamente empregadas para realizar exercícios de fortalecimento abdominal. Os exemplos apresentados são ilustrados na linha inferior da tabela.

Um abdominal completo executado na posição com os joelhos dobrados pode ser dividido em duas fases. A fase de flexão do tronco termina quando ambas as escápulas são elevadas para fora do colchonete (Fig. 10-22 A). A fase subsequente, de flexão dos quadris, envolve uma combinação adicional de flexão lombar e flexão pélvica sobre a região femoral (quadril) de 70 a 90 graus (Fig. 10-22, B).





**FIGURA 10-22** Um padrão típico de ativação é mostrado para uma amostra dos músculos, à medida que uma pessoa saudável realiza um *abdominal* padrão completo. A intensidade da cor vermelha está relacionada com a intensidade presumida da ativação muscular. O abdominal completo é dividido em duas fases: a fase de flexão do tronco, seguida pela fase de flexão do quadril. **A**, A *fase de flexão do tronco* do abdominal envolve uma forte ativação dos músculos do abdome, especialmente do reto do abdome. **B**, A *fase de flexão do quadril* do exercício abdominal envolve uma ativação contínua dos músculos do abdome, mas, mais importante, também dos músculos flexores do quadril. Observe em **B** a grande

contribuição pélvica sobre o femoral à manobra do abdominal.

Conforme apresentado na Figura 10-22, A, a *fase de flexão do tronco* é impulsionada primariamente pela contração dos músculos do abdome, mais notadamente o reto do abdome.<sup>8,48</sup> A contração desses músculos flexiona a coluna toracolombar, inclina (roda) a pelve posteriormente e, deste modo, aplaina a coluna lombar. O nível EMG dos músculos flexores do quadril é relativamente baixo durante a fase de flexão do tronco, independentemente da posição dos quadris e dos joelhos.<sup>8,48</sup> Flexionar parcialmente os quadris antes de realizar o exercício libera a tensão passiva nos músculos flexores do quadril enquanto simultaneamente aumenta a tensão passiva no glúteo máximo. Esses efeitos combinados podem auxiliar os músculos do abdome a manter uma pelve inclinada posteriormente.

Finalmente, conforme ilustrado na Figura 10-22, A, o latíssimo do dorso, que passa anteriormente à parte superior da coluna torácica, pode ajudar na flexão desta região do tórax; a cabeça esternal do peitoral maior pode ajudar ao avançar as extremidades superiores na direção da pelve.

Durante a *fase de flexão dos quadris* do exercício abdominal, a pelve e o tronco rodam na direção dos fêmures. A fase flexora dos quadris é marcada pela maior contração ativa dos músculos flexores do quadril.<sup>48</sup> Embora qualquer músculo flexor do quadril possa auxiliar com esta ação, a Figura 10-22, B, mostra o íliaco e o reto femoral como participantes ativos. Níveis relativos do EMG provenientes do íliaco, do sartório e do reto femoral são significativamente maiores quando os membros inferiores

são ativamente mantidos fixos a uma superfície de suporte.<sup>8</sup> O eixo de rotação durante a fase de flexão do quadril do exercício abdominal completo muda para as articulações dos quadris. Dependendo da técnica, os músculos do abdome podem continuar a contrair-se fortemente ou permanecer ativos isometricamente. No entanto, a sua ativação não contribui para a flexão do quadril (pelve sobre fêmur); em vez disso, esses músculos mantêm a região toracolombar flexionada firmemente contra a pelve em rotação.

### ENFOQUE ESPECIAL 10-3 Comparação do Exercício Abdominal “Crunch” com o Abdominal Padrão Completo

A fase inicial, de flexão do tronco do abdominal completo (apresentado na Fig. 10-22) é similar, em muitos aspectos, ao popular e frequentemente recomendado, exercício de “crunch” para fortalecimento dos abdominais. Tanto o *crunch* quanto o abdominal completo impõem exigências significativas e clinicamente desafiadoras sobre os músculos do abdome como um todo.<sup>56</sup> No entanto, existem diferenças, pois o abdominal *crunch* impõe demandas relativamente maiores sobre o reto do abdome, enquanto o abdominal completo impõe uma demanda relativamente maior sobre a musculatura oblíqua. Além do mais, quando comparado a um exercício abdominal completo (com os joelhos dobrados), o exercício *crunch* (conforme apresentado na Fig. 10-22 A) impõe exigências apenas marginais sobre os músculos flexores do quadril. Talvez a diferença mais clinicamente significativa entre os dois exercícios é o fato de que o exercício *crunch* envolve apenas graus marginais de flexão na coluna vertebral, relatada como

de apenas 3 graus.<sup>120</sup> *I. e.* marcadamente menor do que a flexão lombar que acompanha um abdominal completo (com os joelhos dobrados). A flexão da coluna lombar durante o abdominal pode criar uma maior pressão sobre os discos (Cap. 9). O exercício *crunch*, portanto, pode ser mais apropriado do que o abdominal completo em pessoas com uma história de patologia discal. Esta precaução parece prudente, especialmente considerando-se que o exercício *crunch* ainda impõe demandas significativas sobre os músculos do abdome.

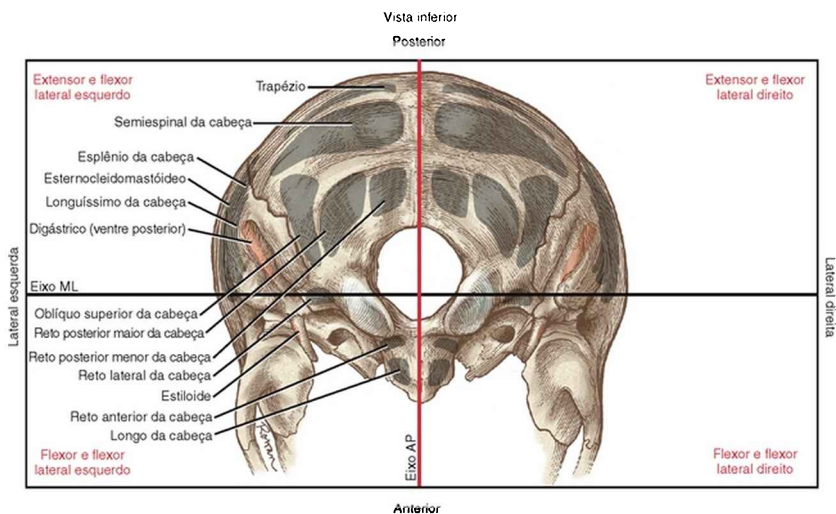
Pessoas com os músculos do abdome moderadamente enfraquecidos tipicamente apresentam uma postura característica quando tentam realizar um abdominal completo. Durante a tentativa, os músculos flexores do quadril dominam a atividade. Como resultado, há uma flexão toracolombar mínima e flexão excessiva e “precoce” da pelve sobre o fêmur (quadril). A contração dominante dos músculos flexores do quadril exagera a lordose lombar, especialmente durante a iniciação da manobra.<sup>86</sup>

## **Músculos da Região Craniocervical: Anatomia e Funções Individuais**

As seções a seguir descrevem a anatomia e as ações individuais dos músculos que agem exclusivamente dentro da região craniocervical. A musculatura é dividida em dois grupos: (1) músculos da parte anterolateral da região craniocervical e (2) músculos da parte posterior da região craniocervical (Tabela 10-1).

A Figura 10-23 serve como uma introdução às ações potenciais de muitos músculos na região craniocervical. A ilustração apresenta músculos selecionados como flexores

ou extensores ou flexores laterais direito ou esquerdo, dependendo da sua inserção relativamente aos eixos de rotação ao longo das articulações atlanto-occipitais. Embora a Figura 10-23 descreva apenas as ações musculares na articulação atlanto-occipital, a posição relativa dos músculos proporciona um guia útil para compreensão das ações em outras articulações dentro da região craniocervical. Essa Figura serve de referência para todas as seções a seguir.



**FIGURA 10-23** A ação potencial dos músculos que se inserem na superfície inferior dos ossos occipital e temporal é destacada. As ações dos músculos através da articulação atlanto-occipital se baseiam na sua localização relativa aos eixos de rotação mediolateral (*ML*) (*em preto*) e anteroposterior (*AP*) (*em ocre*) ao nível dos côndilos occipitais. Observe que as ações da maioria se encaixam em um dos quatro quadrantes. (As inserções distais dos músculos são indicadas em cinza, e as inserções proximais são indicadas em ocre.)

## GRUPO 1: MÚSCULOS DA PARTE ANTEROLATERAL DA REGIÃO CRANIOCERVICAL

Os músculos da parte anterolateral da região craniocervical são listados no Quadro 10-4. Com a exceção do esternocleidomastóideo, que é inervado primariamente pelo nervo espinal acessório (par craniano XI), os músculos nesta região são inervados pelos pequenos nervos sem nome que se ramificam a partir do ramo ventral do plexo cervical.

### QUADRO 10-4 Músculos da Região Craniocervical Anterolateral

- Esternocleidomastóideo
- Escalenos
  - Escaleno anterior
  - Escaleno medial
  - Escaleno posterior
- Longo do pescoço
- Longo da cabeça
- Reto anterior da cabeça
- Reto lateral da cabeça

### Esternocleidomastóideo

O *esternocleidomastóideo* tipicamente é um músculo proeminente localizado superficialmente no aspecto anterior do pescoço. Inferiormente o músculo insere-se através de duas cabeças: a medial (esternal) e a lateral (clavicular) (Fig. 10-24). A partir dessa inserção, o músculo ascende obliquamente através do pescoço até o crânio,

especificamente entre o processo mastoide do osso temporal e a metade lateral da linha nugal superior.

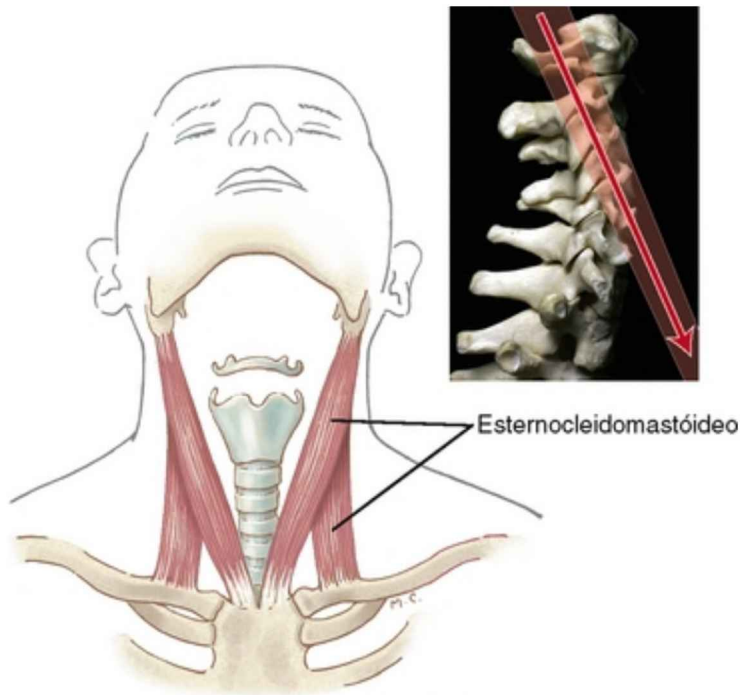


FIGURA 10-24 Uma vista anterior dos músculos esternocleidomastóideos. O quadrinho mostra uma vista lateral da orientação oblíqua do músculo esternocleidomastóideo (*flecha*) à medida que ele cruza a região craniocervical.

(Modificado de Luttgens K., Hamilton N.: *Kinesiology; scientific basis of human motion*, ed 9, Madison, Wis, 1997, Brown and Benchmark.)

Ao atuar unilateralmente, o esternocleidomastóideo é um flexor lateral e um rotador axial contralateral da região craniocervical. Contraindo-se bilateralmente, um par de músculos esternocleidomastóideos pode flexionar *ou*

estender a região craniocervical, dependendo da área específica. Evidências a partir de uma incidência lateral de uma coluna cervical em posição neutra, a linha de força do esternocleidomastóideo direito é direcionado através do pescoço de forma oblíqua (Fig. 10-24, quadro). Abaixo aproximadamente de C3, o esternocleidomastóideo cruza *anteriormente* aos eixos mediolateral de rotação; acima de C3, no entanto, o esternocleidomastóideo logo cruza *posteriormente* os eixos mediolaterais de rotação.<sup>145</sup> Atuando em conjunto, os músculos esternocleidomastóideos proporcionam um potente torque de *flexão* à coluna cervical medial e inferior e um torque de *extensão* mínimo à região superior da coluna cervical, incluindo as articulações atlantoaxial e atlanto-occipital.

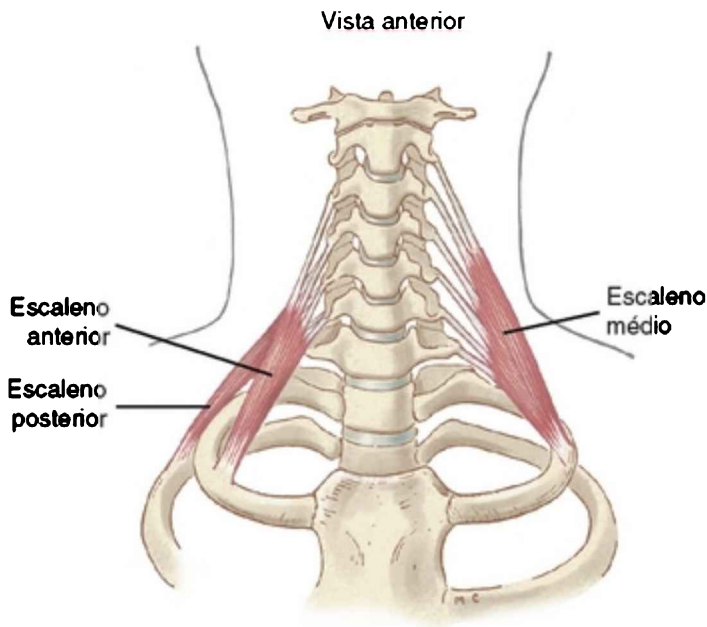
Modelos computadorizados predizem que no plano sagital o potencial de torque das diferentes regiões do esternocleidomastóideo é intensamente afetado pela postura inicial da região craniocervical.<sup>145</sup> Primariamente pela modificação do braço de momento, a posição de flexão da coluna cervical medial e inferior, por exemplo, quase que duplica o potencial de torque da flexão muscular nesta região. Isto se torna especialmente relevante em pessoas com uma postura estabelecida com a cabeça projetada acentuadamente para a frente, denominada uma protração da região craniocervical no Capítulo 9 (Fig. 9-47, A). Pelo fato de essa postura ter uma maior flexão na região cervical medioinferior, pode perpetuar a biomecânica que causa a postura de cabeça projetada para a frente.

## **Escalenos**

Os músculos escalenos inserem-se entre os tubérculos dos



processos transversos das vértebras cervicais mediais e inferiores, e nas duas primeiras costelas (Fig. 10-25). (Como nota de rodapé, a raiz grega ou latina da palavra *escaleno* refere-se a um triângulo que tem três lados desiguais). As inserções específicas desses músculos são listados no Apêndice III, Parte C. O plexo braquial faz um trajeto entre o escaleno anterior e o escaleno médio. A hipertrofia, o espasmo ou a rigidez excessiva desses músculos podem comprimir o plexo braquial e causar distúrbios motores e sensoriais na extremidade superior.



**FIGURA 10-25** Uma vista anterior do escaleno posterior direito e do escaleno anterior direito, e do escaleno médio esquerdo.

*(Modificado de Luttgens K., Hamilton N.: Kinesiology; scientific basis of human motion, ed 9, Madison, Wis, 1997, Brown and Benchmark.)*

A função dos músculos escalenos depende de quais inserções esqueléticas estão mais fixas. Com a coluna cervical bem estabilizada, os músculos escalenos elevam as costelas para ajudarem na inspiração durante a respiração. Alternativamente, com as duas primeiras costelas bem estabilizadas, a contração dos músculos escalenos move a coluna cervical.

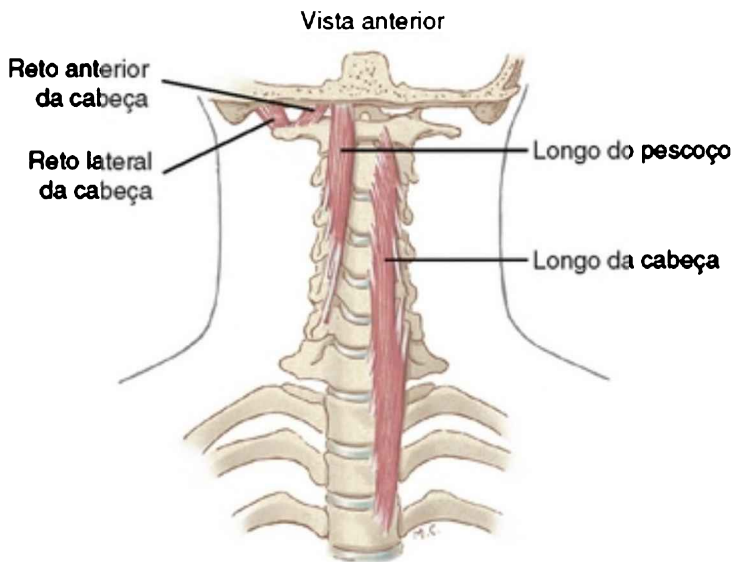
*Contraindo-se unilateralmente*, os músculos escalenos flexionam lateralmente a coluna cervical.<sup>29</sup> O seu potencial para a rotação axial é provavelmente limitado porque a linha de força do músculo quase que atravessa o eixo vertical de rotação. Este tópico, no entanto, permanece controverso com pouca corroboração científica.<sup>39,65,83,86,122</sup> O único estudo rigoroso encontrado sobre este assunto concluiu que os escalenos têm uma função de rotação *ipsilateral* modesta (5 graus), pelo menos quando ativados a partir da posição anatômica.<sup>32</sup> Esta conclusão, no entanto, é difícil de ser confirmada com base na inspeção casual de um modelo do esqueleto humano, especialmente para o escaleno anterior. É necessário um maior esclarecimento sobre a função de rotação axial dos três músculos escalenos. A sua função de rotação axial é provavelmente bastante dependente da postura da região e, ainda mais importante, da posição inicial a partir da qual os músculos contraem-se. Parece que uma função importante dos músculos escalenos é a sua capacidade de *retornarem* à região craniocervical para a sua posição quase neutra a partir de uma posição completamente rodada. Esta função mais global e, talvez, primária pode deixar de ser observada quando a posição neutra é utilizada como um ponto inicial para analisar a ação dos músculos.

*Contraindo-se bilateralmente*, os escalenos anterior e

médio parecem ter um braço de momento limitado para flexionar a coluna cervical, particularmente nas regiões inferiores. A atividade bilateral dos músculos está mais provavelmente relacionada com a ventilação (conforme descrito previamente) e em prover uma estabilidade à região cervical. As inserções cervicais de todos os três músculos escalenos dividem-se em vários fascículos individuais (Fig. 10-25). Como um sistema de fios que estabilizam uma antena grande, os músculos escalenos proporcionam uma excelente estabilidade bilateral e vertical às regiões medial e inferior da coluna. O controle fino da região craniocervical superior é mais uma responsabilidade dos músculos mais curtos, mais especializados, como o reto anterior da cabeça e os músculos suboccipitais (ver adiante).

### **Longo do Pescoço e Longo da Cabeça**

O longo do pescoço e o longo da cabeça estão localizados profundamente às vísceras cervicais (traqueia e esôfago), de ambos os lados da coluna cervical (Fig. 10-26). Esses músculos funcionam como um *ligamento longitudinal anterior dinâmico* e proporcionam um elemento importante de estabilidade vertebral à região.<sup>49,87</sup>



**FIGURA 10-26** Uma vista anterior dos músculos profundos no pescoço. São mostrados os seguintes músculos: longo direito da cabeça, reto anterior direito da cabeça, reto lateral direito da cabeça e longo do pescoço esquerdo.

*(Modificado de Luttgens K., Hamilton N.: Kinesiology; scientific basis of human motion, ed 9, Madison, Wis, 1997, Brown and Benchmark.)*

O *longo do pescoço* consiste em múltiplos fascículos que aderem muito próximos às superfícies anteriores das três vértebras torácicas e a todas as vértebras cervicais. Este músculo segmentado ascende pela região cervical através de múltiplas inserções entre os corpos vertebrais, os tubérculos anteriores dos processos transversos e o arco anterior do atlas. O longo do pescoço é o único músculo que se insere na sua totalidade na superfície anterior da coluna vertebral. Comparado aos músculos escalenos e ao esternocleidomastóideo, o longo do pescoço é um músculo relativamente fino. As fibras mais anteriores do longo do

pescoço flexionam a região cervical. As fibras mais laterais agem em conjunto com os músculos escalenos para estabilizar verticalmente a região.

O *longo da cabeça* provém dos tubérculos anteriores dos processos transversos das vértebras cervicais mediais e inferiores e insere-se dentro da parte basilar do osso occipital (Fig. 10-23). A ação primária do longo da cabeça é flexionar e estabilizar a região craniocervical superior. A flexão lateral é uma ação secundária.

### **Reto Anterior da Cabeça e Reto Lateral da Cabeça**

O reto anterior da cabeça e o reto lateral da cabeça são dois músculos curtos provenientes dos processos transversais alongados do atlas (C1) e inserem-se na superfície inferior do osso occipital (Fig. 10-26). O reto lateral da cabeça insere-se lateralmente ao côndilo occipital; o reto anterior da cabeça, o menor dos retos, insere-se imediatamente anterior ao côndilo occipital (Fig. 10-23).

As ações do reto anterior e do reto lateral da cabeça são limitadas à articulação atlanto-occipital; cada músculo controla um dos dois graus de flexão da articulação (Cap. 9). O reto anterior da cabeça é um flexor e o reto lateral da cabeça é um flexor lateral.

#### **ENFOQUE ESPECIAL 10-4** Lesão dos Tecidos Moles por Efeito Chicote (“*Whiplash*”)

Os tecidos moles da coluna cervical são particularmente vulneráveis à lesão produzida pelo evento em chicotada (*whiplash*) associado a um acidente automobilístico. A lesão em chicotada associada à hiperextensão cervical geralmente cria

uma tensão maior sobre os tecidos moles do que a lesão em chicotada associada à hiperflexão cervical.<sup>133</sup> A hiperextensão ocorre ao longo de uma amplitude de movimentos relativamente grande, o que propicia tensões severas sobre as vísceras cervicais e outros tecidos conjuntivos localizados anteriormente, assim como a compressão excessiva das articulações apofisárias e dos elementos posteriores da coluna cervical (Fig. 10-27,A). Em contraste, a extensão máxima de flexão é parcialmente bloqueada pelo queixo ao atingir o tórax (Fig. 10-27, B). Idealmente, as contenções da cabeça localizadas dentro da maioria dos automóveis ajudam a limitar a extensão da hiperextensão e reduzem a lesão proveniente de uma colisão.

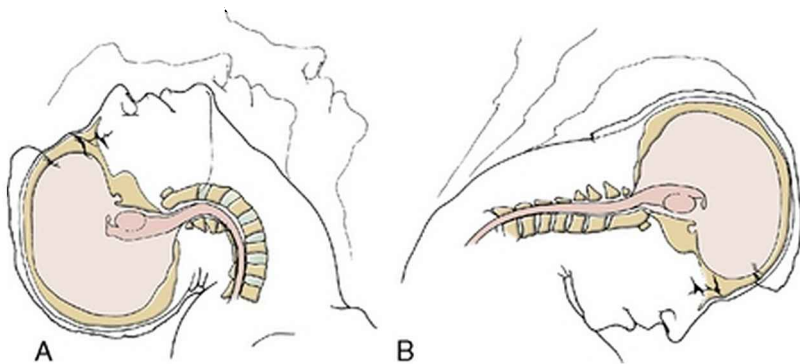


FIGURA 10-27 Durante as lesões em chicotada, a hiperextensão cervical (A) tipicamente excede a flexão cervical (B). Como resultado, as estruturas anteriores da região cervical são mais vulneráveis à lesão por estiramento.

*(De Potterfield, JA, DeRosa, C: Mechanical neck pain: perspectives in functional anatomy. Philadelphia, 1995, Saunders.)*

As lesões por hiperextensão tendem a ocorrer mais frequentemente em colisões de automóveis por um impacto na

região traseira do carro. Medidas cuidadosas executadas em réplicas humanas e material de cadáveres mostram que, imediatamente ao contato, a região craniocervical *retrai-se* abruptamente, seguida por uma hiperextensão mais prolongada.<sup>93,117</sup> A breve fase de retração geralmente se completa *antes* do crânio atingir a contenção da cabeça. O *ligamento longitudinal anterior* dentro da coluna cervical medial e inferior é particularmente vulnerável a lesões durante esta fase não protegida da lesão em chicotada.

Os *ligamentos alares* são particularmente vulneráveis à lesão durante a prolongada fase de hiperextensão por uma colisão por trás, especialmente quando a cabeça está rodada no momento da colisão.<sup>44</sup> A rotação da cabeça estira os ligamentos alares, o que os coloca mais próximos de seu ponto de falência mecânica.

Além disso, a pesquisa mostrou que a hiperextensão extrema associada à lesão em chicotada impõe um esforço excessivo sobre os músculos flexores, em particular o longo do pescoço e o longo da cabeça.<sup>108</sup> Em um estudo, um esforço de 56% (alongamento) foi medido no longo do pescoço – um nível que pode causar dano tissular. Frequentemente uma pessoa com lesão por hiperextensão mostra um padrão de correlação de dor acentuada e espasmo protetor na região do longo do pescoço. O estiramento excessivo nos outros músculos (tais como os esternocleidomastóideos e os escalenos anteriores) e as vísceras cervicais também podem produzir quadro algico. O espasmo no longo do pescoço tende a produzir uma coluna cervical relativamente reta, que perdeu a sua lordose normal. As pessoas com um longo cervical estirado e doloroso frequentemente têm dificuldades em elevar os seus ombros – uma ação produzida primariamente pelo trapézio superior. Quando o longo do pescoço e os demais flexores estão

doloridos demais para contrair-se completamente, o músculo trapézio superior perde a sua inserção cervical estável e, portanto, torna-se um elevador ineficaz da cintura escapular. Este cenário clínico é um excelente exemplo da interdependência entre as funções musculares, na qual a ação de um músculo depende da força estabilizadora de outro.

## GRUPO 2: MÚSCULOS DA PARTE POSTERIOR DA REGIÃO CRANIOCERVICAL

Os músculos da parte posterior da região craniocervical estão listados no Quadro 10-5. Eles são inervados pelos ramos dorsais dos nervos espinais cervicais.

### QUADRO 10-5 Músculos da Região Craniocervical Posterior

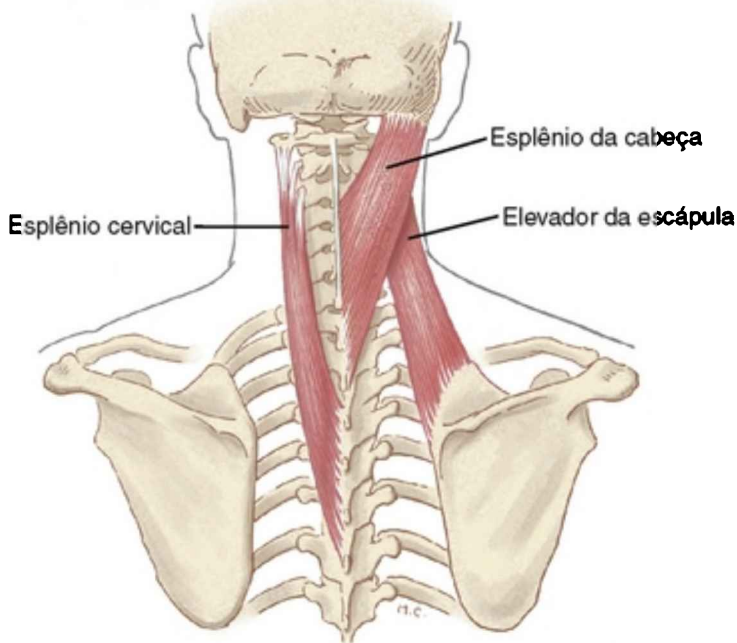
- Músculo esplênio
  - Esplênio cervical
  - Esplênio da cabeça
- Músculos suboccipitais
  - Reto posterior maior da cabeça
  - Reto posterior menor da cabeça
  - Oblíquo superior da cabeça
  - Oblíquo inferior da cabeça

### Esplênio Cervical e da Cabeça

Os músculos esplênio cervical e da cabeça são um par de músculos longos e finos, nomeados pela sua semelhança a uma bandagem (do grego *splenion*, bandagem) (Fig. 10-28). Como um par, os músculos esplênios provêm da metade inferior do ligamento nual e dos processos espinhosos de



C7 a T6, um pouco mais profundo em relação ao músculo trapézio. O *esplênio da cabeça* se insere posterior e profundamente em relação ao esternocleidomastóideo (Fig. 10-23). O *esplênio cervical* insere-se nos tubérculos posteriores dos processos transversos de C1 a C3. Grande parte desta inserção cervical é compartilhada com o músculo elevador da escápula.



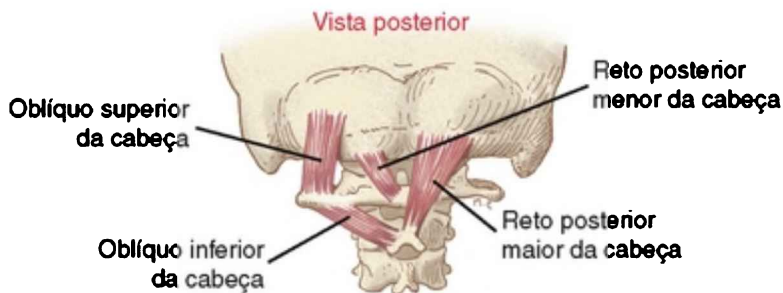
**FIGURA 10-28** Uma vista posterior dos músculos *esplênio cervical* esquerdo, *esplênio da cabeça* direito e *elevador da escápula* direito. Apesar de não serem visíveis, as inserções cervicais do *elevador da escápula* são similares às inserções cervicais do *esplênio cervical*.

(Modificado de Luttgens K., Hamilton N.: *Kinesiology; scientific basis of human motion*, ed 9, Madison, Wis, 1997, Brown and Benchmark.)

Contraindo-se unilateralmente, os músculos esplênios realizam a flexão lateral e a rotação axial ipsilateral da cabeça e da coluna cervical. Contraindo-se bilateralmente, os músculos esplênios estendem a região craniocervical superior.

### Músculos Suboccipitais

Os músculos suboccipitais consistem em quatro músculos pareados localizados muito profundamente no pescoço, imediatamente superficial às articulações atlanto-occipital e atlantoaxial (Fig. 10-29). Esses músculos relativamente curtos, mas espessos inserem-se entre o atlas, o áxis e o osso occipital. (As suas inserções musculares específicas estão listadas no Apêndice III, Parte C.)

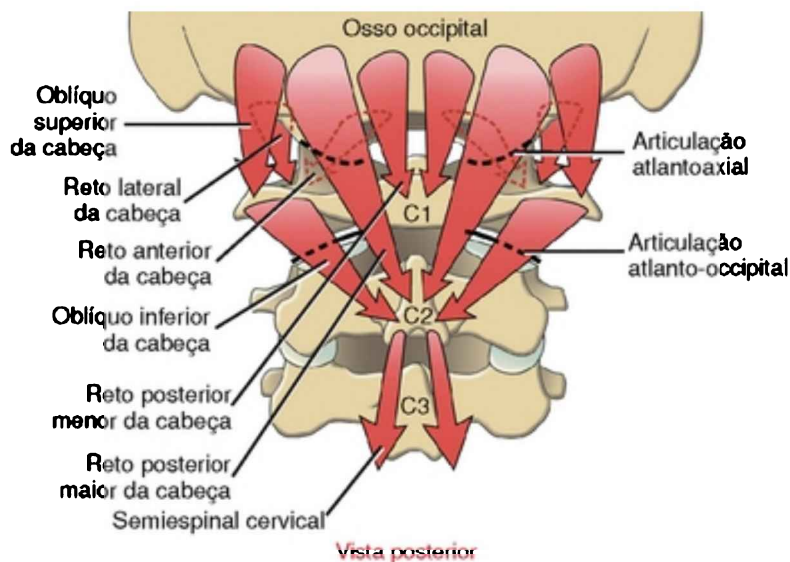


**FIGURA 10-29** Uma vista posterior dos músculos suboccipitais. Os músculos oblíquo superior da cabeça esquerdo, oblíquo inferior da cabeça esquerdo, reto posterior menor da cabeça esquerdo e reto posterior maior da cabeça direito são mostrados.

*(Modificado de Lutgens K., Hamilton N.: Kinesiology; scientific basis of human motion, ed 9, Madison, Wis, 1997, Brown and Benchmark.)*

Os músculos suboccipitais não são facilmente palpáveis. Eles localizam-se profundamente em relação ao

grupo de músculos do trapézio superior, do grupo esplênio e do semiespinal da cabeça (Fig. 10-23). Em conjunção com os retos anterior e lateral da cabeça, os músculos suboccipitais são dedicados a fornecer um controle preciso das articulações atlanto-occipital e atlantoaxial. Este nível de controle é essencial para um melhor posicionamento dos olhos, das orelhas e do nariz. Conforme indicado na Figura 10-30, cada músculo suboccipital (mais cada músculo reto curto) possui um único nível de controle e dominância sobre as articulações da região craniocervical superior.



MÚSCULOS	ARTICULAÇÃO ATLANTO-OCCIPITAL			ARTICULAÇÃO ATLANTOAXIAL		
	FLEXÃO	EXTENSÃO	FLEXÃO LATERAL	FLEXÃO	EXTENSÃO	ROTAÇÃO AXIAL*
Retor anterior da cabeça	XX	-	X	-	-	-
Retor lateral da cabeça	-	-	XX	-	-	-
Retor posterior maior da cabeça	-	XXX	XX	-	XXX	XX(IL)
Retor posterior menor da cabeça	-	XX	X	-	-	-
Obliquo inferior da cabeça	-	-	-	-	XX	XXX(IL)
Obliquo superior da cabeça	-	XXX	XXX	-	-	-

\*CL. Rotação contralateral; IL. Rotação ipsilateral

**FIGURA 10-30** Uma vista posterior apresenta as linhas de força dos músculos relativamente às articulações atlanto-occipital e atlantoaxial subjacentes. Cada uma dessas articulações permite dois graus primários de liberdade. Observe que a inserção do músculo semiespinal cervical proporciona

uma base estável para o reto posterior maior da cabeça e o oblíquo inferior da cabeça, dois dos maiores e mais dominantes músculos suboccipitais. O gráfico resume as ações dos músculos nas articulações atlanto-occipital e atlantoaxial. Um potencial muscular relativo para o desempenho de um movimento é designado como um de três escores: X, mínimo; XX, moderado; XXX, máximo. O traço indica nenhuma produção efetiva de torque.

## Músculos da Região Craniocervical: Interações Funcionais entre os Músculos que Cruzam a Região Craniocervical

Aproximadamente 30 pares de músculos cruzam a região craniocervical. Estes incluem os músculos que agem exclusivamente dentro da região craniocervical (Fig. 10-30 e Tabela 10-5) mais aqueles classificados como músculos do tronco posterior que cruzam a região craniocervical (p. ex., trapézio e longuíssimo da cabeça).

**TABELA 10-5** Ações dos Músculos Seleccionados Localizados dentro da Região Craniocervical

Músculo	Flexão	Extensão	Flexão Lateral	Rotação Axial
Esternocleidomastóideo	XXX	X*	XXX	XXX (CL)
Escaleno anterior	XX	-	XXX	-
Escaleno médio	X	-	XXX	-
Escaleno posterior	-	-	XX	-
Longo do pescoço	XX	-	X	-
Longo da cabeça	XX	-	X	-
Esplênio da cabeça	-	XXX	XX	XXX (IL)
Esplênio cervical	-	XXX	XX	XXX (IL)

\*As partes superiores do esternocleidomastóideo estendem a região cervical superior, a articulação atlantoaxial e a articulação atlanto-occipital

CL, rotação contralateral; IL, rotação ipsilateral

Presume-se que as ações ocorram a partir da posição anatômica, contra uma resistência externa. O potencial relativo de um músculo de se mover ou de estabilizar uma região é marcado com um X (mínimo), XX (moderado), ou XXX (máximo) com base no braço do momento (nivelamento), na área de secção transversal e na direção das fibras; - indica nenhuma ação eficaz ou conclusiva.

Esta seção destaca as interações funcionais entre os

músculos que cruzam as regiões craniocervicais durante duas atividades: (1) estabilização da região craniocervical e (2) produção de movimentos da cabeça e do pescoço que aperfeiçoem os sistemas visual, auditivo e olfativo. Embora existam muitas outras interações funcionais para esses músculos, as duas atividades fornecem um formato para descrever os princípios cinesiológicos-chave envolvidos nesta importante região do corpo.

## ESTABILIZANDO A REGIÃO CRANIOCERVICAL

Os músculos que cruzam a região craniocervical compõem grande parte do volume do pescoço, especialmente nas regiões laterais e posteriores às vértebras cervicais. Quando intensamente ativada, esta massa muscular serve para proteger as vísceras cervicais e os vasos sanguíneos, os discos intervertebrais, as articulações apofisárias e o tecido neural.<sup>87</sup>

Exercícios de resistência ou os chamados de “estabilização” frequentemente são realizados por atletas envolvidos em esportes de contato como um meio de hipertrofiar esta musculatura. A hipertrofia isolada, no entanto, pode não impedir uma lesão ao pescoço. Dados sobre a biomecânica da lesão em chicotada (*whiplash*), por exemplo, sugerem que o momento necessário para reagir a uma lesão iminente e gerar uma força estabilizadora substancial pode exceder o tempo do evento da lesão em chicotada.<sup>44</sup> Por esta razão, atletas precisam antecipar uma situação potencialmente prejudicial e contrair a musculatura do pescoço *antes* do impacto. O momento correto da contração muscular aparece como importante na proteção do pescoço, assim como a magnitude da força

muscular.

### **ENFOQUE ESPECIAL 10-5 Músculos Especializados que Controlam as Articulações Atlantoaxial e Atlanto-occipital: Um Exemplo de Ajuste Fino do Acoplamento da Coluna Cervical**

Os músculos especializados listados na Figura 10-30 exercem um controle fino sobre os movimentos da região craniocervical superior. Um dos benefícios desse controle está relacionado com o padrão de acoplamento da coluna tipicamente expresso dentro da região cervical. Conforme descrito no Capítulo 9, um padrão de acoplamento ipsilateral da coluna existe na região cervical medial e inferior entre os movimentos de rotação axial e flexão lateral. A rotação axial, resultante principalmente da orientação das superfícies facetárias dentro das articulações apofisárias, está associada mecanicamente a uma ligeira flexão lateral ipsilateral, e vice-versa. Todavia, a expressão deste padrão de acoplamento pode ser obscurecida pela ação dos músculos especializados que controlam as articulações atlanto-occipital e atlantoaxial. Considere, por exemplo, a rotação axial direita da região craniocervical. De modo a manter um olhar horizontal nivelado durante a rotação axial, o reto lateral da cabeça esquerdo, por exemplo, produz um ligeiro torque de flexão lateral esquerdo da cabeça. Esta ação muscular supera a tendência da cabeça a se flexionar lateralmente para a direita com o resto da região cervical durante a rotação axial direita. Similarmente, a flexão lateral direita da região cervical medial e inferior (que é acoplada a uma ligeira rotação axial direita) pode ser acompanhada por um ligeiro torque axial esquerdo de compensação aplicado à cabeça pelo músculo oblíquo inferior da cabeça. Em ambos os exemplos, as ações musculares permitem à cabeça e aos olhos fixar melhor a visualização

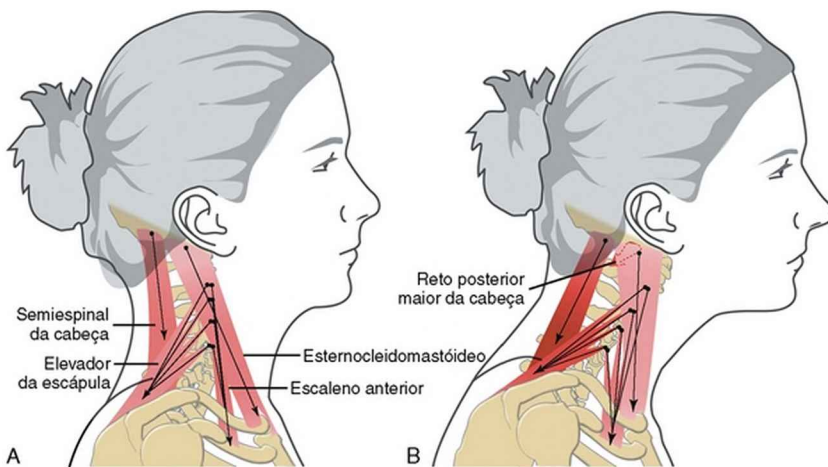
sobre um objeto.

Além de proteger o pescoço, forças produzidas pelos músculos proporcionam a fonte primária de estabilidade vertical à região craniocervical. A “carga crítica” da coluna cervical (*i. e.*, a carga compressiva máxima que o pescoço, sem apoio do músculo, pode sofrer sem ceder) está entre 10,5 e 40 N (entre 2,4 e 9 lb. – 1,2 a 4,5 kg). Notavelmente *i. e.* menor do que o peso real da cabeça.<sup>116,118</sup> Uma interação coordenada dos músculos craniocervicais gera forças que são, em média, direcionadas quase que *através* do eixo instantâneo de rotação a cada junção intervertebral. Ao passar através ou próximo a estes múltiplos eixos, as forças comprimem os segmentos vertebrais conjuntamente, deste modo estabilizando-os sem deformar. A magnitude dessas forças de compressão geradas ao longo da região craniocervical é bastante elevada – quase três vezes o peso da cabeça durante uma ativação muscular de baixa intensidade, sendo necessária apenas para o equilíbrio da cabeça durante a posição ereta, e até 23 vezes o peso da cabeça (ou 1,7 vez o peso corporal) durante uma ativação muscular a um esforço máximo.<sup>109,118</sup>

Grande parte da estabilização muscular da região craniocervical é obtida pelos músculos relativamente curtos e segmentados, como os multífidos, os rotadores, os longos cervicais e da cabeça e os músculos interespiniais. Com fibras relativamente curtas e múltiplas inserções ósseas, esses músculos exercem um controle fino, coordenado da estabilidade nesta região.<sup>25</sup> Essa estabilidade é aumentada por outros músculos mais longos e tipicamente mais espessos, como os escalenos, os



esternocleidomastóideos, os elevadores da escápula, o semiespinal da cabeça e cervical, e o trapézio. Quando necessário, esses músculos formam um sistema extenso e potente de fixação que assegura uma estabilidade vertical, mais notadamente nos planos frontal e sagital. A Figura 10-31, A destaca uma amostra dos músculos que agem como fixadores para a manutenção de um alinhamento anteroposterior ideal ao longo de toda a coluna cervical. Idealmente, a contração dos músculos flexores e extensores contrabalançam e, como consequência, estabilizam verticalmente a região. Observe que os músculos apresentados na Figura 10-31, A, estão ancorados inferiormente a várias estruturas diferentes: o esterno, a clavícula, as costelas, a escápula e a coluna vertebral. Essas estruturas ósseas por si só precisam ser estabilizadas por outros músculos, como os trapézios inferiores e subclávios, para proteger a escápula e a clavícula, respectivamente.



**FIGURA 10-31** A, Quatro músculos agem como fixadores para manter a postura ideal dentro da região craniocervical. B,

Mecanismos associados a uma postura crônica da cabeça projetada anteriormente, conforme discutido no Enfoque Especial 10-6. A posição protraída da região craniocervical impõe maior estresse sobre os músculos elevador da escápula e o semiespinal da cabeça. O reto posterior maior da cabeça – um dos músculos suboccipitais – é mostrado estendendo ativamente a região craniocervical superior. Os músculos intensamente ativos e estressados são apresentados em um *vermelho mais forte*.

### ENFOQUE ESPECIAL 10-6 Desequilíbrio Muscular Associado à Postura Crônica da Cabeça Projetada Anteriormente

Apostura ideal mostrada na Figura 10-31, A, apresenta um sistema de fixação craniocervical muito bem equilibrado. No entanto, uma tensão muscular excessiva pode perturbar a estabilidade vertical da região. Uma dessas perturbações é uma postura crônica da cabeça projetada anteriormente, que envolve uma protração excessiva da região craniocervical (Fig. 10-31, B). Pode ocorrer uma postura crônica da cabeça projetada anteriormente devido a pelo menos duas razões diferentes. Primeiro, uma importante hiperextensão do pescoço pode lesionar os músculos anteriores, como o esternocleidomastóideo, o longo do pescoço e o escaleno anterior. Como resultado, o espasmo crônico nos músculos excessivamente estirados faz uma translação anterior da cabeça, o que resulta em uma flexão excessiva, especialmente na junção cervicotorácica. Um sinal clínico frequentemente associado à postura da cabeça projetada anteriormente é um realinhamento do esternocleidomastóideo dentro do plano sagital. A extremidade cranial do músculo, normalmente alinhado posteriormente à articulação esternoclavicular, desvia-se anteriormente com a cabeça para uma posição

diretamente acima da articulação esternoclavicular. (Compare a Fig. 10-31, A com B.)

Uma segunda causa de postura da cabeça cronicamente projetada anteriormente pode estar relacionada com um encurtamento progressivo de diversos músculos anteriores do pescoço. Um cenário destes envolve protrair propositadamente a região craniocervical para melhorar o contato visual com objetos manipulados na frente do corpo. Esta atividade é típica quando se está encarando uma tela de computador ou de televisão. Esta posição, se adotada durante um período prolongado, pode alterar o comprimento de repouso funcional dos músculos e eventualmente transformar a postura para a frente na postura “natural” de uma pessoa.

Independentemente dos fatores que predispõem uma pessoa a uma postura crônica da cabeça projetada anteriormente, a própria postura estressa os músculos extensores, como os elevadores da escápula e o semiespinal da cabeça (Fig. 10-31, B).<sup>108</sup> Um músculo suboccipital, como o reto posterior maior da cabeça, pode ficar fatigado como resultado da sua prolongada atividade de extensão necessária para “nivelar” os olhos. Com o passar do tempo, um aumento no estresse muscular ao longo de toda a região craniocervical pode levar a espasmos musculares localizados e dolorosos, ou “pontos gatilho”, comuns no elevador da escápula e nos músculos suboccipitais. Esta patologia é frequentemente associada a cefaleias e dor irradiada para o escalpo e articulações temporomandibulares. A chave para a maioria dos tratamentos é o restabelecimento de uma boa postura craniocervical,<sup>49</sup> obtida através da melhora da percepção postural, do projeto ergonômico do local de trabalho, dos exercícios terapêuticos, do reaprendizado motor ou das

técnicas de terapia manual específicas.\*

---

\* Referências 15, 16, 23, 78, 123, 148.

## **PRODUZINDO MOVIMENTOS EXTENSOS E BEM COORDENADOS DA CABEÇA E DO PESCOÇO: OTIMIZANDO A DISPOSIÇÃO DOS OLHOS, DAS ORELHAS E DO NARIZ**

A região craniocervical permite a maior mobilidade triplanar de qualquer uma das regiões do esqueleto axial. Um movimento amplo é essencial para uma excelente orientação espacial dos olhos, das orelhas e do nariz. Embora todos os planos de movimentos sejam igualmente importantes no que concerne a isto, a seção a seguir destaca os movimentos no plano horizontal.

A Figura 10-32 ilustra um movimento corporal total que exibe uma amostra das interações musculares empregadas para maximizar a amplitude da rotação axial direita da região craniocervical. Observe que a rotação axial completa da região craniocervical proporciona aos olhos bem mais do que 180 graus de escaneamento visual. Conforme apresentado, a rotação para a direita é impulsionada pela ativação simultânea do esternocleidomastóideo esquerdo e do trapézio direito (Fig. 10-32, A); dos esplênios da cabeça e cervical direitos; dos eretores da coluna superiores direito, como o longuíssimo da cabeça; e dos músculos transversoespinais esquerdos como os multífidos (Fig. 10-32, B). Apesar de não serem apresentados, vários músculos suboccipitais (como o reto posterior maior da cabeça direito, o oblíquo da cabeça

inferior direito) controlam ativamente a rotação da articulação atlantoaxial.

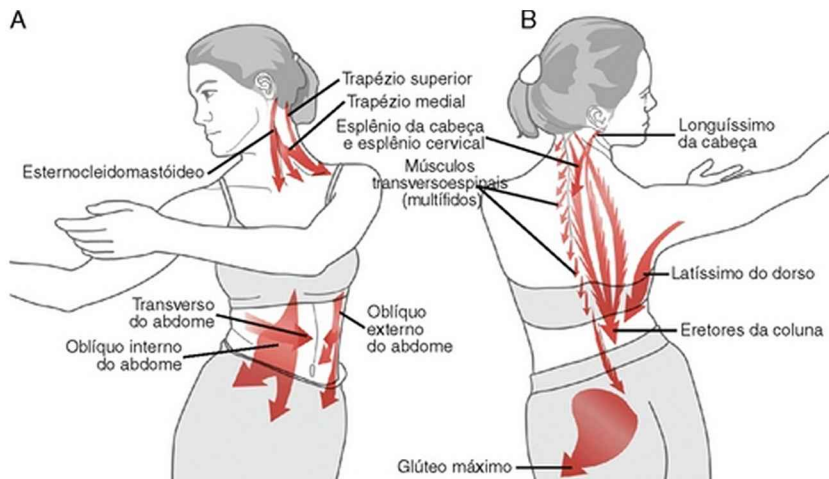


FIGURA 10-32 Um padrão de ativação típico de músculos selecionados da região craniocervical, do tronco e dos quadris à medida que uma pessoa saudável gira o seu corpo todo para a direita dentro do plano horizontal. A, Vista anterior. B, Vista posterior.

A ativação dos músculos listados proporciona a potência rotacional necessária e o controle para a cabeça e o pescoço, assim como a estabilização simultânea da região craniocervical nos planos frontal e sagital. Por exemplo, o potencial para a extensão proporcionado pelos esplênios da cabeça e cervical, o trapézio e o eretor espinal superior é equilibrado pelo potencial de flexão do esternocleidomastóideo. Além do mais, o potencial para a flexão lateral esquerda do esternocleidomastóideo esquerdo e do trapézio esquerdo é equilibrado pelo potencial para flexão lateral direita dos esplênios da cabeça

e cervical direito.

A rotação axial completa da região craniocervical requer interações musculares que se estendem para dentro do tronco e das extremidades inferiores. Considere, por exemplo, a ativação dos músculos oblíquos do abdome direito e esquerdo (Fig. 10-32, A). Eles proporcionam grande parte do torque necessário para rodar a região torácica, que serve como uma fundação estrutural para a região craniocervical. Além do mais, conforme sugerido pela Figura 10-32, B, os músculos eretores da coluna e os transversoespinais estão ativos ao longo da parte posterior do tronco para superar a potente tendência flexora do tronco dos músculos oblíquos do abdome. O latíssimo do dorso é um rotador ipsilateral do tronco quando a articulação glenoumeral está bem estabilizada pelos demais músculos.<sup>12</sup> O glúteo máximo esquerdo é mostrado rodando ativamente a pelve e ancorando a região lombossacra para a direita, relativamente ao fêmur esquerdo fixo.

## QUESTÕES BIOMECÂNICAS SELECIONADAS SOBRE O LEVANTAMENTO DE PESO: UM FOCO NA REDUÇÃO DAS LESÕES DO DORSO

---

Levantar objetos pesados pode gerar grandes forças de compressão, tensão e cisalhamento ao longo do corpo, mais notadamente através da região lombopélvica. A um momento crítico, as forças que agem em uma região podem exceder a tolerância estrutural dos músculos, ligamentos, cápsulas e articulações apofisárias e intervertebrais locais. O levantamento de peso é um dos principais fatores de risco associado à dor lombar nos Estados Unidos e está especialmente relacionado com a função de trabalho.<sup>50,52,74,85</sup> A incapacitação associada à dor lombar é um problema significativo, em termos tanto de custos quanto de sofrimento. Estima-se que 30% da força de trabalho nos Estados Unidos regularmente manuseia materiais de um modo potencialmente prejudicial, inclusive pelo levantamento de peso.<sup>112</sup>

Este tópico sobre a biomecânica do levantamento de peso descreve (1) *por que* a região lombar é vulnerável às lesões relacionadas ao levantamento de peso e (2) *como* as forças na região lombar podem ser minimizadas de modo a reduzir a possibilidade de lesão.

## **Mecanismos Musculares de Extensão da Região Lombar durante o Levantamento de Peso**

As forças geradas pelos músculos extensores da região posterior do tronco durante o levantamento de peso são transferidas direta ou indiretamente para as articulações e tecidos conjuntivos (tendões, ligamentos, fásia, discos) na região lombar. As seções a seguir, portanto, enfocam o papel dos músculos durante o levantamento de peso e como as forças produzidas pelos músculos podem ser modificadas para reduzir o estresse sobre estruturas na região lombar.

### **ESTIMANDO-SE A MAGNITUDE DA FORÇA IMPOSTA À REGIÃO LOMBAR DURANTE O LEVANTAMENTO DE PESO**

Foram realizadas pesquisas consideráveis para quantificar as exigências relativas impostas às diversas estruturas na região lombar durante o levantamento de peso ou desempenho de outras atividades extenuantes.<sup>3,11,30,125,153</sup> Esta pesquisa ajuda clínicos e membros das agências governamentais a desenvolverem diretrizes de segurança e limites para o levantamento de carga, especialmente nos locais de trabalho.\*

De interesse particular no que concerne à lesão por

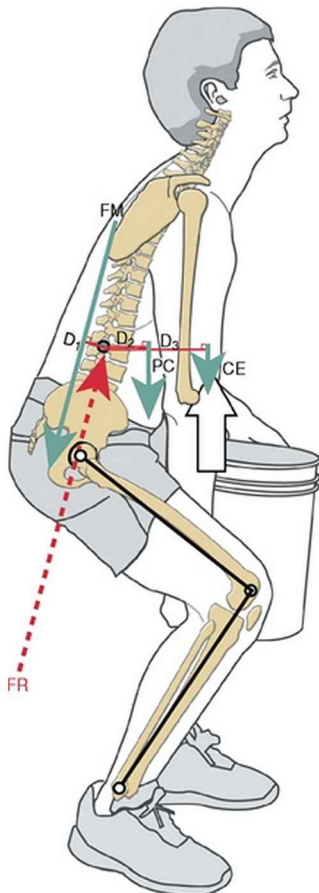


levantamento de peso estão as variáveis de picos de força (ou torque) produzidos pelos músculos; a tensão desenvolvida dentro dos ligamentos estirados; e a compressão e as forças de cisalhamento desenvolvidas contra os discos intervertebrais e as articulações apofisárias. As medidas dessas variáveis em geral não são feitas diretamente, mas estimadas através de modelos matemáticos sofisticados ou com base computadorizada. Um método simples, porém menos preciso, de se estimar as forças impostas sobre a região lombar utiliza cálculos baseados na presunção do equilíbrio estático.

A seção a seguir apresenta os passos utilizados para fazer esses cálculos de modo a estimar a força de compressão aproximada sobre a vértebra L2 enquanto uma carga é erguida no plano sagital. Embora este exemplo forneça um grau limitado de informações sobre um evento biomecânico bastante complexo, ele proporciona uma percepção valiosa quanto à relação entre a força produzida pelo músculo e a força de compressão imposta sobre uma estrutura representativa dentro da região lombar.

A Figura 10-33 (caixa superior) mostra os dados necessários para se fazer uma estimativa aproximada da força de compressão contra a vértebra L2 durante o levantamento de peso. O indivíduo é apresentado no estágio intermediário entre a elevação vertical de uma

carga moderadamente pesada, 25% do seu peso corporal. O eixo de rotação para o movimento no plano sagital é orientado na direção mediolateral, arbitrariamente colocada em L2 (Fig. 10-33, círculo aberto). Estimar a força de compressão é um processo que abrange duas etapas; cada etapa presume uma condição de equilíbrio rotatório e linear estático.



Dados para cálculo:

- Braço de momento interno ( $D_1$ ) = 5 cm
- Peso corporal total = 800 N (aproximadamente 180 lb ou 90 kg)
- Peso corporal (PC) acima de L2 = 65% do peso corporal total ou aproximadamente 520 N
- Braço de momento externo usado pelo PC ( $D_2$ ) = 13 cm
- Carga externa (CE) = 25% do peso corporal total = 200 N (aproximadamente 45 lb ou 22,5 kg)
- Braço de momento externo usado pela CE ( $D_3$ ) = 29 cm

**Passo 1: Força muscular estimada (FM)**

presumindo-se  $\Sigma$  Torques = 0

Torque interno = Torque externo

$$(FM \times D_1) = (PC \times D_2 + CE \times D_3)$$

$$(FM \times 0,05 \text{ m}) = (520 \text{ N} \times 0,13 \text{ m}) + (200 \text{ N} \times 0,29 \text{ m})$$

$$FM = \frac{125,6 \text{ Nm}}{0,05 \text{ m}}$$

$$FM = 2.512 \text{ N (aproximadamente 565,1 lb ou 282,5 kg)}$$

**Passo 2: Estimar a força de reação de compressão (FR)**

sobre  $L_2$  presumindo  $\Sigma$  Forças = 0

Forças direcionadas para cima = Forças direcionadas para baixo

$$FR = FM + PC + CE$$

$$FR = (2.512 \text{ N}) + (520 \text{ N}) + (200 \text{ N})$$

$$FR = 3.232 \text{ N (726,6 lbs ou 363,3 kg); direcionado para cima}$$

---

FIGURA 10-33 Os passos utilizados para se estimar a força de reação (*FR*) compressiva aproximada sobre a vértebra L2 enquanto uma carga é erguida. A biomecânica é limitada ao plano sagital, ao redor de um eixo de rotação arbitrariamente colocado em L2 (*círculo verde*). As soluções matemáticas assumem uma condição de equilíbrio estático. Todas as abreviaturas são definidas nos quadros. (Para simplificar a matemática, os cálculos presumem que todas as forças estão agindo em uma direção vertical. Esta suposição introduz um modesto erro nos resultados. Todas as direções do braço de momento são designadas como positivo.)

O *Passo 1* explica a força muscular extensora presumindo-se que a soma dos torques interno e externo dentro do plano sagital seja igual a zero ( $\Sigma$  Torques = 0). Observe que dois torques externos são descritos; um que resulta da carga externa (CE) e outro que resulta do peso corporal do indivíduo (PC) localizado acima de L2. A força muscular extensora (FM) é definida como a FM gerada na parte posterior (extensor) do eixo de rotação. Presumindo-se que os músculos extensores do dorso tenham um braço de momento médio interno de 5 cm, os músculos extensores devem produzir pelo menos 2.512 N (565,1 lbs; 282,5 kg) de força para levantar a carga.

O *Passo 2* estima a força de reação compressiva (FRC) imposta sobre a vértebra L2 durante o levantamento do peso. (Essa *força de reação* implica que a vértebra L2 deve “empurrar” de volta contra as outras forças descendentes.)

Uma estimativa grosseira desta força pode ser feita presumindo-se um equilíbrio linear estático. (Para simplificar, os cálculos presumem que a força muscular [FM] age totalmente na direção vertical e, portanto, é paralela com o peso corporal e as forças de carga externas). O vetor FR (Fig. 10-33) também é presumido igual em magnitude, mas em direção oposta à soma de FM, PC, e CE.

A solução para esse exemplo sugere que uma força de compressão de aproximadamente 3.232 N (mais de 725 lb ou 325,5 kg) seja exercida sobre L2 enquanto uma carga que pesa 200 N (aproximadamente 45 lb ou 20,5 kg) é levantada. Para colocar esta magnitude de força em perspectivas práticas, considere os seguintes pontos. Primeiro, o National Institute of Occupational Safety and Health (NIOSH) definiu diretrizes para proteger trabalhadores de cargas excessivas sobre a região lombar causada pelo levantamento de peso e manuseio de materiais. O NIOSH recomendou um limite superior de segurança de 3.400 N (764 lb ou 342 kg) de força compressiva sobre a junção L5-S1.<sup>1,151</sup> Segundo, a capacidade máxima de carregamento de carga da coluna lombar é estimada em 6.400 N (1.439 lb ou 299,5 kg),<sup>76</sup> quase duas vezes mais do que a força máxima segura recomendada pelo NIOSH. O limite de 6.400 N aplica-se a

um homem de 40 anos; esse limite diminui em 1.000 N a cada década subsequente. Esses valores de força são diretrizes muito gerais que nem sempre podem aplicar-se a todas as pessoas em todas as situações de levantamento de peso.

O modelo estático provavelmente subestima a força real compressiva sobre a vértebra L2 pelas seguintes razões. Primeiro, o modelo leva em conta a força muscular produzida apenas pelos extensores do dorso. Outros músculos, especialmente aqueles com uma orientação de fibra quase vertical como o reto do abdome e o psoas maior, certamente adicionam à compressão com base muscular sobre a coluna lombar. Segundo, o modelo presume um equilíbrio estático que, deste modo, ignora as forças adicionais necessárias para acelerar o corpo e a carga para adiante. Um levantamento rápido requer forças musculares maiores e impõe uma compressão maior e cisalhamento das articulações e tecidos conjuntivos na região lombar. Por esta razão, geralmente recomenda-se que uma pessoa levante cargas lenta e suavemente, uma condição que nem sempre é prática em todos os contextos.

## **MANEIRAS DE REDUZIR AS DEMANDAS DE FORÇA SOBRE OS MÚSCULOS DO DORSO DURANTE O LEVANTAMENTO DE PESO**

Os cálculos realizados durante o Passo 2 na Figura 10-33 mostram que a força muscular (FM) é, de longe, a variável mais influente para a determinação da magnitude da força compressiva (reação) sobre a coluna lombar. Reduções proporcionais na força muscular, portanto, têm o maior efeito na redução da força compressiva global sobre as estruturas da região lombar.

Um fator importante responsável pelas grandes forças nos músculos da região lombar durante o levantamento de peso é a disparidade no comprimento dos braços de momentos interno e externo associados. O braço de momento interno ( $D_1$ ) apresentado na Figura 10-33 é presumido de 5 cm. Os músculos extensores são, portanto, uma *desvantagem* mecânica considerável e devem produzir uma força muitas vezes maior do que o levantamento de uma carga erguida. Conforme previamente demonstrado, o levantamento de uma carga externa que pesa 25% do peso corporal de alguém produz uma força compressiva sobre L2 de quatro vezes o seu peso corporal!

Programas terapêuticos e educacionais frequentemente são projetados para reduzir a possibilidade de lesão lombar ao minimizar a necessidade de emprego de grandes forças musculares extensoras durante o levantamento de peso. Em teoria, isto pode ser obtido de quatro maneiras. *Primeiro*, reduzindo-se a velocidade do levantamento. Conforme

declarado previamente, ao se reduzir a velocidade de levantamento, diminui-se proporcionalmente o grau de força muscular extensora no dorso.

*Segundo*, reduzir o peso da carga externa. Embora este ponto seja óbvio, isto nem sempre é possível.

*Terceiro*, reduzir o comprimento do braço de momento externo da carga externa. Este é provavelmente o método mais eficaz e mais prático para a redução das forças reativas de compressão sobre a região lombar.<sup>23</sup> Conforme demonstrado na Figura 10-33, idealmente uma carga deve ser elevada entre os joelhos, minimizando-se a distância entre a carga e a região lombar. Com base em cálculos, este método ideal de levantamento de peso produz uma força compressiva sobre a região lombar que permaneceu próxima aos limites superiores de segurança propostos pelo NIOSH. Levantar a mesma carga com um braço de momento externo mais longo pode criar forças de compressão muito grandes e potencialmente perigosas sobre a região lombar. A Figura 10-34 mostra um gráfico de forças de compressão previstas (reação) sobre o disco L5-S1 como uma função tanto do tamanho da carga quanto da distância entre a carga e a parte anterior do tórax.<sup>31</sup> Embora talvez um exemplo extremo e não realista, o gráfico prediz que segurar uma carga externa que pesa 200 N (45 lb ou 22,5 kg) 50 cm à frente do corpo cria

aproximadamente 4.500 N de força de compressão, excedendo enormemente o limite superior de segurança de 3.400 N.

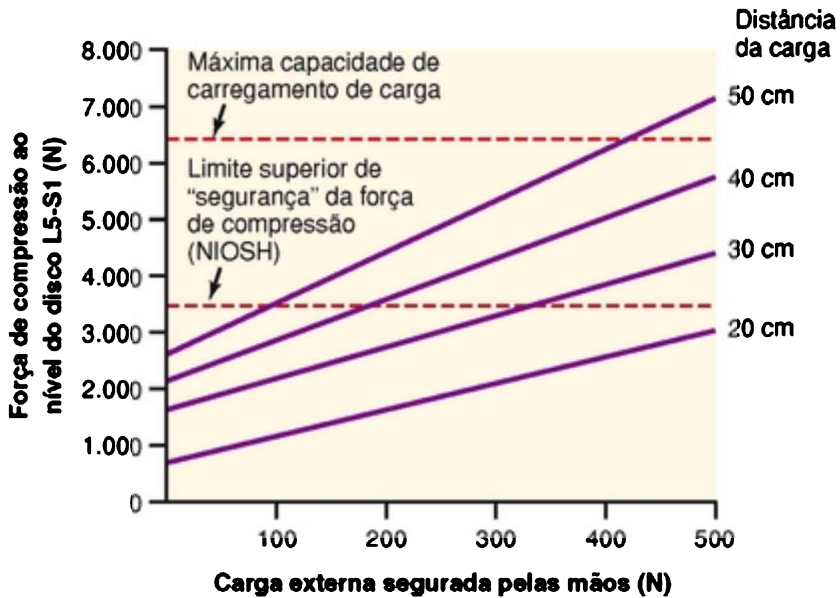


FIGURA 10-34 O gráfico mostra a força de compressão predita ao nível do disco L5-S1 como uma função do tamanho da carga e da distância que as cargas são seguradas na frente do corpo (1 lb = 0,5 kg = 4.448 N). As duas linhas vermelhas horizontais indicam (1) a capacidade máxima de carregamento da região lombar antes de uma falha estrutural e (2) os limites superiores de segurança da força de compressão sobre a coluna lombar conforme determinados pelo National Institute of Occupational Safety and Health.

(Gráfico modificado de Chaffin DB, Andersson GBJ: *Occupational biomechanics* Ed 2, Nova York, 1991, John Wiley & Sons.)

Na vida cotidiana o levantamento de um objeto por



entre os joelhos ou de um modo similar nem sempre é prático. Considere o ato de mobilizar um paciente grande na direção da cabeceira de uma cama hospitalar. A incapacidade de se reduzir a distância entre o centro de massa do paciente (localizado anteriormente à S2) e a pessoa que o levanta pode comprometer dramaticamente a segurança da pessoa que executa o levantamento.

*Quarto*, aumentar o braço de momento *interno* disponível para os músculos extensores da região lombar. Um braço de momento interno maior para a extensão permite que um determinado torque de extensão seja gerado com menor força muscular. Conforme declarado, menos força muscular é tipicamente igual a menos força sobre os elementos vertebrais. Um aumento na lordose lombar realmente aumenta o braço de momento interno disponível aos músculos eretores da coluna lombar.<sup>10,140</sup> Levantar um peso com uma acentuada lordose lombar, no entanto, nem sempre é possível ou desejável. Levantar um peso muito grande acima do chão, por exemplo, tipicamente requer uma coluna lombar flexionada, o que reduz o braço de momento dos músculos extensores.<sup>81</sup> (Biomecanicamente, esta situação necessitaria de maior força muscular para um determinado torque de extensão.) Mesmo se fosse possível, a manutenção de uma lordose lombar exagerada pode ter as consequências negativas de

gerar cargas de compressão excessivas sobre as articulações apofisárias e outros elementos posteriores da coluna.

### **Quatro Maneiras de Reduzir a Quantidade de Força Necessária dos Músculos Extensores do Dorso durante o Levantamento de Peso**

- Reduzir a velocidade de levantamento.
- Reduzir a magnitude da carga externa.
- Reduzir o comprimento do braço de momento externo.
- Aumentar o comprimento do braço de momento interno.

### **PAPEL DO AUMENTO NA PRESSÃO INTRA-ABDOMINAL DURANTE O LEVANTAMENTO DE PESO**

Bartelink primeiramente introduziu a noção de que a manobra de Valsalva, tipicamente empregada enquanto grandes cargas são levantadas, pode ajudar na descarga e, portanto, protege a coluna lombar.<sup>17</sup> A manobra de Valsalva descreve a ação de um aumento na pressão intra-abdominal voluntariamente pela vigorosa contração dos músculos do abdome contra uma glote fechada. A manobra de Valsalva cria uma coluna rígida de pressão alta dentro do abdome que empurra para cima contra o diafragma, anteriormente contra os músculos do abdome mais profundos (transverso do abdome e oblíquo interno do

abdome), posteriormente contra a coluna lombar, e para baixo contra os músculos do assoalho pélvico. Com esta coluna agindo como um “balão intra-abdominal” inflado, Bartelink propôs que a realização da manobra de Valsalva durante o levantamento de peso criaria um torque de *extensão* sobre a coluna lombar, deste modo reduzindo as exigências sobre os músculos extensores lombares e, por fim, reduzindo as forças de compressão com base muscular sobre a coluna lombar.

Embora a noção de uma pressão intra-abdominal fortemente intensificada como um modo de *reduzir* as forças de compressão sobre a coluna seja intrigante, estudos geralmente têm refutado a validade biomecânica global do conceito.<sup>10,13,105,111</sup> Embora existam evidências de que a manobra de Valsalva realmente gera um modesto torque de extensão lombar,<sup>67</sup> a potente ativação dos músculos do abdome realmente cria um *aumento* líquido nas forças compressivas sobre a coluna lombar. Pelo fato de que todos os músculos do abdome (exceto pelo transversos do abdome) são fortes flexores do tronco e da coluna lombar, a sua potente ativação requer forças de contrapeso ainda maiores provenientes dos músculos extensores antagonistas. O aumento na ativação resultante de virtualmente *todos* os músculos do tronco cria um aumento global nas forças de compressão com base

muscular sobre a coluna lombar.<sup>11</sup>

No entanto, a maioria das pessoas provavelmente se beneficia da manobra de Valsalva enquanto levantam peso. Em uma pessoa saudável sem patologia lombar, o aumento resultante na força de compressão sobre a coluna lombar pode ser uma fonte útil e relativamente segura de estabilidade para a região. Uma forte contração dos músculos do abdome também proporciona um importante efeito de cinta para a região lombopélvica, que é útil para resistir a torções indesejáveis criados pelo levantamento assimétrico de cargas externas.<sup>38,55</sup> As forças produzidas pelo transverso do abdome podem ser particularmente eficazes na estabilização da região lombopélvica durante o levantamento de peso por pelo menos duas razões. Primeiro, o transverso do abdome apresenta extensas inserções dentro da fáscia toracolombar. As forças produzidas pela ativação muscular geram um efeito circunferencial como um espartilho ao redor de toda a região lombar. Segundo, ao agir primariamente na direção transversal, o transverso do abdome pode aumentar a pressão intra-abdominal *sem* criar um torque de flexão associado ou um aumento na força de compressão vertical sobre a coluna lombar.<sup>11,90</sup> As fibras transversais dos músculos oblíquos internos são capazes de auxiliar ao transverso do abdome com as funções anteriormente

mencionadas.

## **FONTES ADICIONAIS DE TORQUE DE EXTENSÃO USADO PARA O LEVANTAMENTO DE PESO**

A máxima capacidade de geração de força dos músculos extensores da região lombar em um típico adulto jovem é estimada em aproximadamente 4.000 N (900 lb ou 450 kg).<sup>23</sup> Supondo um braço de momento interno médio de 5 cm, então pode se esperar que este grupo muscular produza aproximadamente 200 Nm de torque de extensão do tronco (*i. e.*, 4.000 N  $\times$  0,05 m). No entanto, o que nos torna perplexos é o fato de que o esforço máximo de elevação requer torques extensores que podem *exceder* consideravelmente 200 Nm. Por exemplo, a pessoa apresentada levantando uma carga na Figura 10-33 teria excedido o seu limite de força teórico de 200 Nm se a carga externa fosse aumentada para aproximadamente 80% do seu peso corporal. Embora este seja um peso considerável, não é incomum que uma pessoa levante com sucesso cargas ainda maiores, como aquelas regularmente encontradas por trabalhadores em cargas pesadas e pelos “levantadores de peso” (halterofilistas) de campeonatos. Em tentativas de se explicar esta aparente discrepância, são propostas duas fontes secundárias de torque de extensão: (1) tensão passiva gerada pelo estiramento do sistema

ligamentar posterior e (2) tensão muscular gerada transferida através da fáscia toracolombar.

### **Tensão Passiva Gerada pelo Estiramento do Sistema Ligamentar Posterior**

Quando estirados, os ligamentos e a fáscia saudáveis exibem certo grau de elasticidade natural. Esta característica permite ao tecido conjuntivo armazenar temporariamente uma pequena parte da força que inicialmente causou o alongamento. A inclinação para adiante na preparação para o levantamento do peso progressivamente alonga vários tecidos conjuntivos na região lombar e, presumivelmente, a tensão passiva desenvolvida nesses tecidos pode auxiliar com um torque de extensão.<sup>10,45</sup> Esses tecidos conjuntivos, coletivamente conhecidos como *sistema ligamentar posterior*, incluem o ligamento longitudinal posterior, o ligamento amarelo, a cápsula articular apofisária, o ligamento interespinoso e a camada posterior da fáscia toracolombar.<sup>53</sup>

Em teoria, aproximadamente 72 Nm de torque extensor passivo total são produzidos pelo estiramento máximo do sistema ligamentar posterior (Tabela 10-6).<sup>23</sup> Ao adicionar este torque passivo aos hipotéticos 200 Nm de torque ativo fornecemos um total de 272 Nm de torque de extensão disponível para o levantamento de uma carga.

Um sistema ligamentar completamente engajado (estirado), portanto, pode gerar aproximadamente 25% do torque total de extensão para o levantamento de peso. Observe, no entanto, que esta reserva de 25% de torque passivo está disponível apenas após a coluna lombar estar maximamente flexionada, o que na realidade é raro durante o levantamento de peso. Mesmo alguns halterofilistas de campeonatos, que parecem levantar pesos com uma região lombar completamente arredondada, evitam os extremos da flexão.<sup>34</sup> Geralmente supõe-se que a flexão máxima ou quase máxima da coluna lombar deveria ser evitada durante o levantamento de peso.<sup>23,104</sup> A região lombar deve ser mantida em uma posição quase neutra.<sup>104</sup> Essa posição favorece uma área de contato quase máxima dentro das articulações apofisárias, o que pode ajudar a reduzir o estresse articular. Além do mais, manter a posição neutra durante o levantamento de peso pode alinhar os músculos extensores locais, o que os tornam mais eficazes para resistir ao cisalhamento anterior.<sup>102</sup>

**TABELA 10-6 Torque Extensor Passivo Máximo Produzido pelos Tecidos Conjuntivos Estirados na Região Lombar**

Tecido Conjuntivo	Tensão Máxima Média (N) <sup>a</sup>	Braço de Momento Extensor (m) <sup>b</sup>	Torque Extensor Passivo Máximo (Nm) <sup>c</sup>
Ligamento longitudinal posterior	90	0,02	1,8
Ligamento amarelo	244	0,03	7,3
Cápsula das articulações apofisárias	680	0,04	27,2
Ligamento interespinhoso	107	0,05	5,4
Camada posterior da físcia toracolombar, incluindo os ligamentos supraespinhosos e a aponeurose que recobre os músculos eretores da coluna	500	0,06	30,0
Total			71,7

Dados extraídos de Bodjok N, Twomey L: *Clinical anatomy of the lumbar spine*, ed 4, New York Churchill Livingstone.

<sup>a</sup>Tensão máxima média é a tensão dentro de cada tecido atingido no ponto de ruptura.

<sup>b</sup>Braço de momento extensor é a distância perpendicular entre os eixos de fixação dos ligamentos e o eixo mediodorsal de rotação dentro de uma vértebra lombar representativa.

<sup>c</sup>Torque extensor passivo máximo é estimado pelo produto da tensão máxima (força) e o braço de momento da musculatura extensora.

Embora a posição neutra da coluna lombar enquanto se levanta um peso possa reduzir a chance de uma lesão à região lombar, ela emprega apenas uma pequena porção da reserva total passiva de torque disponível para auxiliar a extensão. A maior parte do torque de extensão deve, portanto, ser gerada pela contração ativa dos músculos em contração.<sup>121</sup> Portanto, é importante que os músculos extensores sejam fortes o suficiente para satisfazer as potencialmente grandes demandas impostas à região lombar pelo levantamento de grandes pesos. Uma força adequada dos multífidos lombares é particularmente crítico neste caso.<sup>21,47,57</sup> Sem uma força adequada desses músculos, a coluna lombar pode ser tracionada para flexões excessivas pelo torque externo imposto pela grande carga. A flexão excessiva na região lombar enquanto pesos são levantados geralmente *não* é considerada uma boa técnica de levantamento de peso.

**Tensão Gerada pelos Músculos Transferida ao longo da**



## Fáscia Toracolombar

A fáscia toracolombar é a mais espessa e a mais desenvolvida na região lombar (Fig. 9-72). Grande parte do tecido insere-se na coluna lombar, no sacro e na pelve em uma posição bem *posterior* ao eixo de rotação na região lombar. Teoricamente, portanto, a tensão passiva dentro da fáscia toracolombar estirada pode produzir um torque de extensão na região lombar e, deste modo, aumentar o torque criado pela musculatura da região lombar.

De modo que a fáscia toracolombar gere uma tensão útil, ela primeiro precisa ser estirada e ficar tensa. Isto pode ocorrer de duas maneiras. Primeiramente, a fáscia é estirada simplesmente quando alguém se dobra para a frente e flexiona a coluna lombar em preparação para o levantamento do peso. Segundo, a fáscia é estirada pela contração ativa dos músculos que se inserem diretamente dentro da fáscia toracolombar. A direção horizontal das fibras prevalecte da maior parte da fáscia toracolombar, no entanto, limita o grau de torque de extensão que pode ser produzido na coluna lombar.<sup>24</sup> Teoricamente, a força transferida para a fáscia toracolombar pela contração do transverso do abdome e do oblíquo interno do abdome pode contribuir com 6 Nm de torque extensor através da coluna lombar (comparada com aproximadamente 200 Nm

de torque ativo gerado pelos músculos extensores da região lombar.<sup>99)</sup> Embora o torque extensor real seja pequeno, a tensão transferida através da fáscia toracoabdominal proporciona um elemento adicional de estabilização à região.

O latíssimo do dorso e o glúteo máximo também podem contribuir indiretamente para o torque extensor lombar via suas extensas fixações à fáscia toracolombar. Ambos são ativos durante o levantamento de peso, mas por motivos diferentes (Fig. 10-35). O glúteo máximo estabiliza e controla os quadris. O latíssimo do dorso ajuda a transferir a carga externa que é levantada pelos braços para o tronco. Além de estar inserido na fáscia toracolombar, o latíssimo do dorso também se insere no aspecto posterior da pelve, do sacro e da coluna. Com base nessas inserções e no braço de momento relativo para a produção da extensão lombar (Fig. 10-16), o latíssimo do dorso tem todos os atributos de um respeitável extensor da região lombar. A direção oblíqua das fibras do músculo conforme ele ascende pelo tronco também pode proporcionar estabilidade torcional ao esqueleto axial, especialmente quando ativo bilateralmente. Essa estabilidade pode ser especialmente útil quando grandes cargas são manuseadas de modo assimétrico.

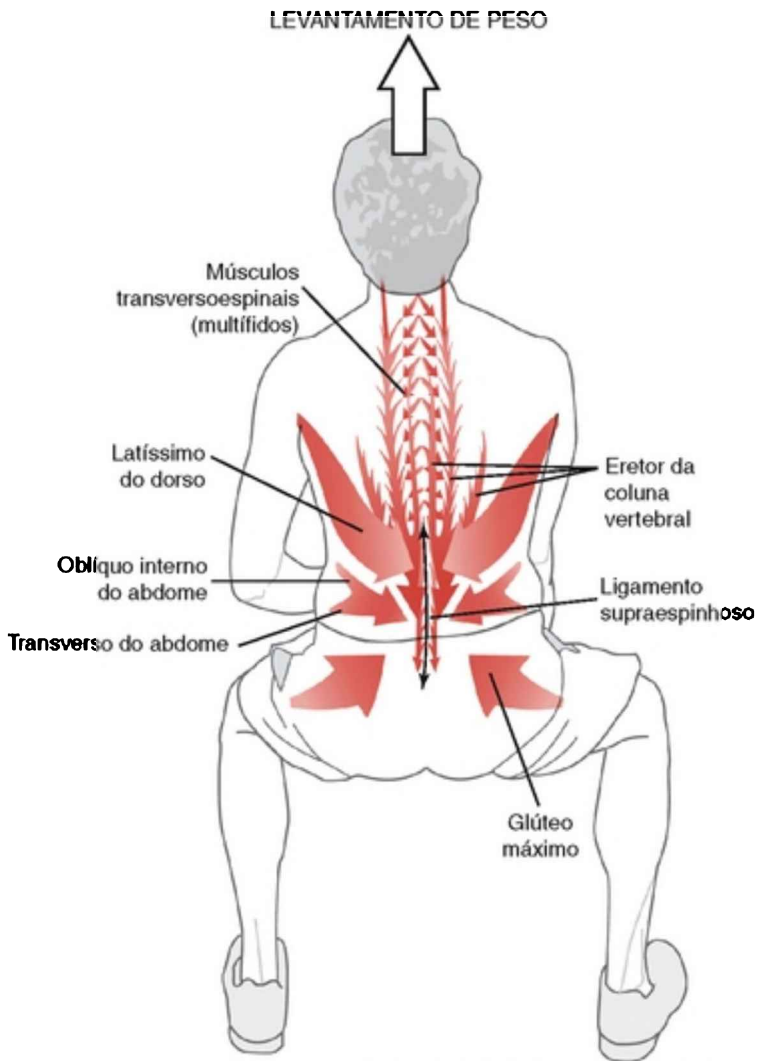


FIGURA 10-35 Uma vista posterior de um padrão típico de ativação dos músculos esqueléticos à medida que uma pessoa saudável levanta um peso com as mãos. O ligamento supraespinhoso é mostrado como alongado e sujeito a uma maior tensão.

## ENFOQUE ESPECIAL 10-7 Duas Técnicas Contrastantes de Levantamento de Peso: O Levantamento com Inclinação Anterior do Tronco *versus* o Levantamento com Agachamento

A elevação de peso com inclinação anterior do tronco e com o agachamento representa os extremos biomecânicos de um *continuum* amplo de possíveis estratégias de levantamento de peso (Fig. 10-36). A compreensão de algumas das diferenças biomecânicas e fisiológicas entre esses métodos de levantamento de peso pode proporcionar um *insight* quanto às vantagens e desvantagens de outras técnicas de levantamento de pesos mais comuns.

O levantamento de peso com inclinação anterior do tronco



A

O levantamento de peso com agachamento



B

FIGURA 10-36 Dois estilos contrastantes de levantamento de peso. A, O início do levantamento de peso com inclinação anterior do

tronco. **B**, O início do levantamento de peso com agachamento. Os eixos da rotação são mostrados no quadril e nas articulações dos joelhos.

O *levantamento de pesos com inclinação anterior de tronco* é realizado principalmente pela extensão dos quadris e da região lombar enquanto os joelhos permanecem ligeiramente flexionados (Fig. 10-36, A). Esta estratégia de levantamento está associada a uma maior flexão da região lombar, especialmente ao se iniciar o levantamento. Por necessidade, a elevação de pesos com curvatura da coluna cria um braço de momento externo longo entre o tronco (e a carga) e a região lombar. O maior torque externo requer forças de extensão maiores provenientes dos músculos extensores da região lombar e do tronco. Em combinação com uma coluna lombar acentuadamente flexionada, o levantamento de peso com inclinação anterior de tronco pode criar forças de compressão e de cisalhamento grandes e potencialmente lesivas sobre os discos.

O *levantamento com agachamento*, em contraste, tipicamente co-meça com os joelhos quase maximamente flexionados (Fig. 10-36, B). Os joelhos e quadris estendem-se durante o levantamento de peso, impulsionados pelos músculos quadríceps e extensores do quadril. Dependendo das características físicas da carga e do grau inicial de agachamento, a região lombar pode permanecer estendida, em uma posição neutra ou parcialmente flexionada durante o levantamento do peso. Talvez a maior vantagem do levantamento de peso com o agachamento é que tipicamente

permite que a carga seja levantada mais naturalmente entre os joelhos. O levantamento de peso com agachamento pode, em teoria, reduzir o braço de momento externo da carga e do tronco, e, como consequência, diminuir as demandas do torque extensor sobre a musculatura do dorso.

O levantamento de peso com agachamento é mais frequentemente preconizado como a mais segura das duas técnicas em termos de produção de menor estresse sobre a região lombar e, portanto, previne lesões na região lombar.<sup>18</sup> Entretanto, existem poucas provas contundentes para apoiar esta crença clínica mantida com firmeza.<sup>10,23,143</sup> Conforme acontece com muitos princípios clínicos sustentados, a vantagem de um conceito ou de uma técnica em particular frequentemente é ao menos superado por uma desvantagem. Isto é, também verdadeiro para a aparente vantagem do levantamento de peso com agachamento em relação ao levantamento com inclinação anterior de tronco. Embora o levantamento de peso com agachamento reduza as demandas sobre os músculos extensores e outros tecidos na região lombar, ele geralmente cria maiores demandas sobre os joelhos.<sup>129</sup> O grau extremo de flexão inicial dos joelhos com o agachamento completo impõe grandes exigências de força sobre os músculos quadríceps para estender os joelhos. As forças impõem pressões muito grandes através das articulações tibiofemorais e patelofemorais. As pessoas saudáveis podem tolerar pressões altas nessas articulações sem consequências negativas; porém, aquelas com joelhos doloridos ou artríticos não podem. O adágio de que o levantamento de peso com os

membros inferiores “poupa o dorso e estraga os joelhos” realmente tem certa validade.

Outro fator a ser considerado quando se comparam os benefícios do levantamento de peso com agachamento em relação ao levantamento de peso com inclinação anterior de tronco é o trabalho total necessário para erguer o peso. O trabalho mecânico desempenhado pelo levantamento de peso é igual ao peso corporal e da carga multiplicada pelo deslocamento vertical do corpo e da carga. O levantamento de peso com inclinação anterior de tronco é 23% a 34% mais metabolicamente “eficiente” do que o levantamento de peso com agachamento em termos de trabalho realizado em relação ao nível de oxigênio consumido.<sup>152</sup> O levantamento de peso com agachamento requer um maior trabalho, pois uma maior proporção de massa corporal total precisa ser movida através do espaço.

Em vez de se realizar um levantamento de peso com agachamento ou com inclinação anterior de tronco, na verdade a maioria das pessoas escolhe uma técnica de levantamento individualizado ou estilo livre. Uma técnica de estilo livre permite ao levantador combinar alguns dos benefícios do levantamento de peso com o agachamento e do levantamento de peso com inclinação anterior de tronco, mais metabolicamente eficiente. Os trabalhadores relataram um limite de segurança autoestimado maior quando se permitia que eles levantassem o peso com uma técnica de estilo livre em vez de uma técnica predeterminada. <sup>134</sup>

## Resumo dos Fatores que Provavelmente Contribuem para um Levantamento Seguro de Cargas

A técnica de levantamento de carga utilizada na Figura 10-33 ilustra duas características fundamentais que provavelmente contribuem para uma técnica segura de levantamento de carga: (1) a coluna lombar é mantida em uma posição lordótica neutra e (2) a carga é levantada por entre os joelhos. Os argumentos para estes e outros fatores considerados contribuidores para um levantamento seguro de carga são listados na Tabela 10-7. Outras considerações mais gerais incluem (1) conhecimento dos seus próprios limites físicos, (2) pensar no levantamento do peso cuidadosamente antes do evento e, (3) dentro de limites práticos e de saúde, permanecer em excelentes condições físicas e cardiovasculares.

**TABELA 10-7** Fatores Considerados Contribuintes para as Técnicas Seguras de Levantamento de Peso

Consideração	Argumento	Comentário
Uma carga para ser erguida deve ser leve o bastante para	Minimiza o torque externo da carga e, deste modo,	Levantar uma carga externa por entre os joelhos é um modo eficaz de reduzir o braço de momento da carga externa,



<p>ser prática e mantida o mais próximo do corpo possível</p>	<p>minimiza as exigências de força sobre os músculos do dorso</p>	<p>embora nem sempre prática de ser implementada</p>
<p>Levantar o peso com a coluna lombar o mais próximo possível da sua posição neutral (lordótica) (i. e., evitar extremos de flexão e extensão)</p>	<p>A contração vigorosa dos músculos extensores do dorso com a coluna lombar <i>maximamente flexionada</i> pode danificar os discos intervertebrais. Em contraste, a contração vigorosa dos músculos extensores do dorso com a coluna lombar <i>maximamente estendida</i> pode danificar as articulações apofisárias</p>	<p>O levantamento de pesos com flexão ou extensão limitada pode ser aceitável para algumas pessoas, dependendo da saúde e da experiência do levantador. Graus variáveis de flexão ou de extensão têm vantagens biomecânicas</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Levantar um peso com a coluna lombar em flexão mínima a moderada aumenta a tensão passiva gerada pelo sistema ligamentar posterior, possivelmente reduzindo as exigências de força sobre os músculos extensores</li> <li>• Levantar um peso com a coluna lombar com extensão quase completa pode aumentar o braço de momento para alguns</li> </ul>

		<p>dos músculos extensores enquanto as articulações apofisárias permanecem ou se aproximam da posição de compactação/fechamento máximo</p>
<p>Quando levantar um peso, use completamente os músculos extensores do quadril e dos joelhos para minimizar as demandas de força sobre os músculos da região lombar</p>	<p>Forças muito grandes produzidas pelos músculos extensores na região lombar podem lesar os próprios músculos, os discos intervertebrais, as placas terminais vertebrais ou as articulações apofisárias</p>	<p>Uma pessoa com artrite do quadril ou do joelho pode ser incapaz de usar com eficácia a musculatura do dorso. O levantamento com agachamento pode encorajar o uso dos músculos dos membros inferiores, mas também aumentar as exigências globais de trabalho sobre o corpo</p>
<p>Minimize a distância vertical e horizontal na qual uma carga precisa ser</p>	<p>Ao se minimizar a distância de mobilização da carga reduz-se o trabalho</p>	<p>A utilização de alças ou de uma plataforma ajustada para a altura pode ser útil</p>

<p>erguida</p>	<p>total do levantamento e, deste modo, reduz-se a fadiga; ao se minimizar a distância pela qual a carga é movida, reduz-se os extremos de movimento sobre a coluna lombar e as extremidades inferiores</p>	
<p>Evite dobrar o corpo enquanto está levantando o peso</p>	<p>As forças de torção aplicadas às vértebras podem predispor a pessoa a uma lesão do disco intervertebral</p>	<p>Um ambiente de trabalho bem projetado pode reduzir a necessidade de se dobrar o corpo durante o levantamento de peso</p>
<p>Levante o peso o mais lenta e delicadamente que as condições</p>	<p>Um levantamento de peso lento e suave reduz o pico de força</p>	

<p>permitirem</p>	<p>gerado nos músculos e nos tecidos conjuntivos</p>	
<p>Levante o peso com uma base moderadamente alargada e ligeiramente cambaleante proporcionada pelas pernas</p>	<p>Uma base de apoio relativamente ampla permite maior estabilidade global sobre o corpo e, deste modo, reduz a chance de uma queda ou escorregão</p>	
<p>Quando possível, use a assistência de um dispositivo mecânico ou mais pessoas para levantar alguma coisa</p>	<p>A utilização de auxílio durante o levantamento de pesos pode reduzir o esforço sobre o dorso da pessoa que está erguendo a carga primariamente</p>	<p>A utilização de um guincho mecânico (elevador de Hoyer) ou uma transferência com “dois homens” pode ser prudente em muitos contextos</p>

## RESUMO

---

Nesta visão geral, os músculos das regiões do tronco e craniocervical têm pelo menos três funções intercorrelacionadas: movimento, estabilização e assistência em atividades como ventilação, mastigação e deglutição, defecação e durante o trabalho de parto. Este capítulo enfoca principalmente o movimento e a estabilização.

Por fim, os músculos que controlam o movimento das regiões do tronco e craniocervical o fazem contraindo-se ou resistindo ao alongamento por uma força mais dominante. A especificidade de tal controle pode ser enormemente intensificada pelas características anatômicas singulares dos músculos, como formato, tamanho, orientação das fibras e inervação. Considere, por exemplo, o músculo reto lateral da cabeça, muito curto e vertical, na região craniocervical superior. A contração desse músculo é projetada para fazer ajustes pequenos e precisos à articulação atlanto-occipital, talvez para manter o controle de um objeto à medida que ele cruza o campo visual. Tal ação é primariamente de natureza reflexa e está ligada a centros neurais que ajudam a coordenar a visão e as reações de correção postural associadas da cabeça e do pescoço. O sistema nervoso provavelmente proporciona

amplas conexões neurais entre o reto lateral da cabeça e um grupo de outras estruturas, inclusive outros músculos craniocervicais, as articulações apofisárias e o aparato vestibulo-ocular. A lesão aos pequenos músculos profundos da região craniocervical pode potencialmente perturbar este fluxo de sinalização neurológica. Em casos de propriocepção craniocervical reduzida, os movimentos podem se tornar ligeiramente descoordenados e subsequentemente impõem um estresse maior do que o normal sobre as articulações locais. Esse estresse pode prolongar a dor após uma lesão, conforme frequentemente ocorre no caso de trauma por chicotada.

Em contraste com os músculos pequenos como o reto lateral da cabeça, considere o oblíquo interno do abdome, muito maior, que faz um trajeto obliquamente através do abdome médio e inferior. Esse músculo estende-se entre a linha alba anteriormente e a fásia toracolombar posteriormente. Durante uma corrida rápida de 100 metros, por exemplo, esse músculo é repetitiva e fortemente ativado, pois ele acelera e desacelera a rotação do tronco. A inervação altamente segmentar desse músculo pode permitir uma ativação mais sequencial ao longo de todo o músculo, o que talvez facilite uma “onda” de força contrátil que é transmitida ao longo do abdome e da região lombar. Durante a forte ativação dos músculos do abdome

ao longo da corrida, o músculo diafragma deve se contrair e descer contra uma pressão intra-abdominal muito alta. Este tópico é mais bem discutido no próximo capítulo.

Além de gerar as forças necessárias para o movimento, os músculos no tronco e da região craniocervical também têm a responsabilidade primária de estabilizar o eixo da coluna. Essa estabilidade deve ocorrer nas três dimensões, através de múltiplos segmentos e por um número infinito de situações ambientais antecipadas e inesperadas. Considere, por exemplo, a necessidade de se estabilizar o tronco antes de se chegar ao chão após um salto ou enquanto se tenta ficar ereto em um barco que está balançando. Um benefício primário dessa estabilização é proteger as articulações, os discos e os ligamentos dentro do eixo da coluna e, talvez, mais importante a delicada medula óssea e as raízes dos nervos espinais que saem dela.

A estabilização muscular pode ser proporcionada simplesmente através de um grande volume muscular. Isto se torna particularmente evidente nas regiões craniocervical e lombossacra, em que as áreas de secção transversal dos músculos paravertebrais são as maiores. Na região lombossacra, por exemplo, a coluna vertebral é rodeada de perto pelos espessos músculos orientados oblíqua e verticalmente, como o psoas maior, o quadrado

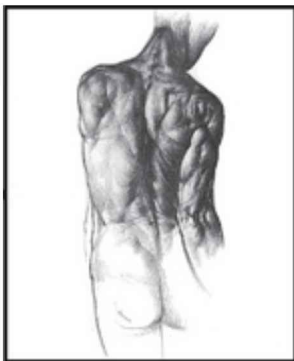
lombar, os multífidos e os eretores espinais inferiores.

Outros métodos mais complexos de estabilidade muscular existem ao longo do eixo da coluna, muitos dos quais são “pré-programados” dentro do sistema nervoso. Por exemplo, certos músculos do tronco subconscientemente contraem-se ligeiramente antes dos movimentos ativos dos membros superiores, especialmente quando estes são realizados rapidamente. Esta atividade preparatória ajuda a estabilizar o tronco contra movimentos reativos indesejáveis que possam, com o passar do tempo, danificar a coluna vertebral. Além do mais, durante os movimentos das extremidades inferiores, a ativação dos músculos do tronco é essencial para estabilizar e fixar as inserções proximais de diversos músculos que cruzam os quadris e os joelhos. A importância desta estabilização muscular é frequentemente evidente em pessoas com músculos do abdome enfraquecidos secundários a uma patologia, como em uma criança com distrofia muscular. Neste caso, uma potente contração dos músculos flexores do quadril, por exemplo, produz uma excessiva e indesejável inclinação anterior da pelve em relação às articulações do quadril. Esta posição da pelve, por sua vez, cria uma lordose exagerada na região lombar. Com o passar do tempo, a postura anormal pode aumentar o desgaste nas articulações apofisárias e



aumentar o cisalhamento anterior através da junção lombossacra.

Ao finalizarmos, os pacientes com lesão e doença que envolvem a coluna vertebral axial frequentemente demonstram um grupo complicado de sintomas musculoesqueléticos, que tipicamente afetam a sua capacidade de se mover livre e confortavelmente e de limitar o estresse imposto sobre as suas vértebras e tecidos neurais. A complexidade e frequente incerteza do mecanismo patológico subjacente nestas condições é parcialmente responsável por diversos tratamentos e opções de reabilitação empregados para tratar as patologias associadas, especialmente àquelas que envolvem a dor crônica. O grau de incerteza pode ser minimizado apenas pela continuada e focada pesquisa clínica e laboratorial nesta área.



ADICIONAIS

CONEXÕES

CLÍNICAS

## CONEXÃO CLÍNICA 10-1 Um Olhar mais de Perto das Funções de Estabilização da Coluna Vertebral dos Músculos Esqueléticos do Abdome e dos Multífidos Lombares

A discussão a seguir destaca exemplos de funções de estabilização da coluna vertebral desempenhadas pelos músculos do abdome (mais notavelmente o transverso e o oblíquo interno do abdome) e os multífidos. Esses músculos são apresentados primeiro devido ao grande volume de pesquisas que enfocaram na sua capacidade (ou falta) de estabilizar a região lombopélvica do tronco (o que inclui a coluna lombar, a junção lombossacra e as articulações sacroilíacas).<sup>4,142</sup> O tópico da estabilização muscular lombopélvica atraiu a atenção de pesquisadores e clínicos principalmente em virtude da elevada incidência de instabilidade e de degeneração relacionada ao estresse nesta região.

**MÚSCULOS DO ABDOME:** Muito do que se sabe sobre a cinesiologia dos estabilizadores musculares da região lombopélvica baseia-se nas pesquisas eletromiográficas (EMG), frequentemente com o emprego de eletrodos de fios finos (agulhas). Uma metodologia comum empregada nesta pesquisa envolve o registro da ordem na qual os diversos músculos do tronco respondem às perturbações de todo o corpo, esperadas ou inesperadas. Como exemplo, a Figura 10-37, A, mostra o início das respostas EMG de um grupo selecionado de músculos do abdome à medida que uma pessoa saudável, sem dor, flexiona rapidamente o seu membro superior após um estímulo visual.<sup>142</sup> O sinal EMG no alto (apresentado em vermelho) provém de um flexor do ombro – o deltoide anterior – e os sinais EMG remanescentes são do oblíquo externo, das regiões média e inferior do oblíquo interno e das regiões superior, média e inferior do transverso do abdome. Todos

os músculos registrados deste único indivíduo responderam a tempos ligeiramente diferentes (indicados pelas flechas verticais) relativamente ao início do sinal EMG do deltoide (linha vermelha pontilhada). A Figura 10-37, B, mostra os dados globais do experimento, com base em 11 indivíduos saudáveis.<sup>72</sup>

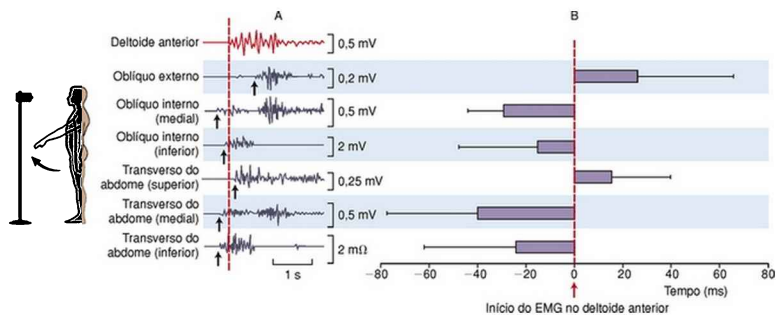


FIGURA 10-37 A, As respostas eletromiográficas (EMG) são mostradas a partir de músculos do abdome selecionados à medida que uma pessoa saudável flexiona rapidamente o seu membro superior após um estímulo visual. Os tempos de início diferentes dos sinais de EMG provenientes dos músculos do abdome (*setas pretas verticais*) são comparados com o início do sinal EMG proveniente do deltoide anterior (*vermelho*) um músculo flexor do ombro. B, Os resultados globais do experimento são mostrados, em média de 110 estudos em 11 indivíduos saudáveis.

(Dados foram redesenhados de Urquhart DM, Hodges PW, Story IH:

*Postural activity of the abdominal muscles varies between regions of these muscles and between body positions, Gait Posture 22: 295, 2005.)*

Conforme previamente descoberto em pesquisas nesta área, as fibras inferiores e mediais dos músculos transverso e oblíquo interno do abdome consistentemente ativam-se *antes* da ativação do músculo deltoide.<sup>141</sup> Supõe-se que esta resposta muscular antecipatória seja um mecanismo subconsciente, de *feedback* empregado pelo sistema nervoso para minimizar contramovimentos do tronco.<sup>142</sup> Apesar de sutil e não completamente compreendida, essa resposta muscular antecipatória pode ajudar a proteger a região lombopélvica das

forças de cisalhamento potencialmente danosas.<sup>5</sup>

É interessante que múltiplas regiões do transverso e do oblíquo interno do abdome atuem-se em diferentes momentos em resposta ao membro superior em rápida elevação. Supõe-se que diferentes regiões dentro desses músculos respondam a entidades anatômicas distintas. Apesar de separados por apenas um curto período de tempo, as respostas musculares sequenciais fornecem um *insight* sobre a complexa função estabilizadora desses músculos. Considere, no que diz respeito a isto, as seguintes funções propostas para cada uma das três regiões do transverso do abdome.<sup>124,131,142</sup> A contração das *fibras superiores* do transverso do abdome pode ajudar a estabilizar a caixa torácica e a linha alba. As *fibras inferiores* supostamente comprimem e, portanto ajudam a estabilizar as articulações sacroilíacas.<sup>68</sup> A contração das *fibras médias* do transverso do abdome transfere a tensão diretamente para os processos espinhosos lombares e para o sacro pelas conexões dentro da fáscia toracolombar (Cap. 9). Esta ação é parte do efeito “espartilho” descrito previamente neste capítulo para este músculo.

Além do mais, a contração bilateral das *fibras médias* do transverso do abdome é particularmente eficaz (conjuntamente com outros músculos do abdome) na compressão da cavidade abdominal e, deste modo, aumenta a pressão intra-abdominal (descrita previamente como a manobra de Valsalva). Existem evidências de que a elevação na pressão intra-abdominal não só exerce um modesto torque extensor sobre a coluna lombar, mas também estabiliza a região.<sup>67,68</sup> Para uma estabilização mais eficaz, a cavidade abdominal, semelhante a um cilindro, também deve ser simultaneamente comprimida a partir das suas extremidades cranial e caudal. Isto geralmente é conseguido pela ativação associada e descida do músculo diafragma – o teto da cavidade abdominal – e a ativação e ascensão dos músculos do assoalho pélvico – o assoalho

final da cavidade abdominal. Apesar de esparsas, existem evidências provenientes tanto de experimentos em humanos quanto em animais de que estas interações musculares realmente ocorrem de um modo coordenado, com um resultante aumento na rigidez na coluna lombar.<sup>70</sup>

A metodologia experimental ilustrada na Figura 10-37 também foi utilizada para estudar a ativação sequencial dos músculos do abdome em resposta a uma flexão rápida do membro *inferior*.<sup>72</sup> Consistentemente, os músculos do abdome (inclusive o reto do abdome) respondem *antes* da ativação dos músculos flexores do quadril. É interessante que o transverso e o oblíquo interno do abdome sejam consistentemente os primeiros dos músculos do tronco a responderem, em média 50 a 100 ms antes dos músculos flexores do quadril. Este padrão de ativação dos músculos do abdome, como um grupo, reflete a sua necessidade de estabilizar a parte inferior do tronco durante o movimento do membro inferior, assim como de fixar a região lombopélvica contra o empuxo dos músculos flexores do quadril em contração. Os músculos transverso e oblíquo do abdome também respondem antes da *abdução* rápida ativa do quadril e aos movimentos de *extensão*. Estes músculos do abdome parecem “dedicados” a estabilizar a parte inferior do tronco, independentemente da direção das forças produzidas pela musculatura do quadril em contração.

Hodges e colegas usaram um protocolo experimental similar para estudar a ativação muscular sequencial em pessoas com dor lombar crônica.<sup>71,110,123</sup> Notavelmente esta pesquisa mostrou um atraso consistente e curto no início dos sinais EMG provenientes do transverso do abdome – a ativação deste músculo ocorre mais frequentemente *após* a ativação dos mobilizadores primários do movimento rápido do membro. Não se sabe se um atraso curto na ativação dos músculos do abdome pode criar um estresse reativo suficiente na região lombopélvica para, por fim, criar dor lombar,

embora essa seja uma questão intrigante. Estudos em cadáveres realmente mostraram que a rotação axial de pouco mais de 2 a 3 graus por junção lombar intervertebral pode potencialmente lesar as articulações apofisárias e intervertebrais (Cap. 9). Um único evento estressor “desprotegido” pode não ser significativo; no entanto, múltiplos eventos que se acumulam ao longo de muitos anos podem predispor a região às lesões.

**MULTÍFIDOS LOMBARES:** A pesquisa mostrou que em acréscimo aos músculos transverso e oblíquo interno do abdome, os *multífidos lombares* são consistentemente recrutados precocemente em pessoas saudáveis em resposta a diversas perturbações impostas contra o corpo.<sup>27,57,88,89,154</sup> Os multífidos são estabilizadores extremamente capazes da coluna lombar, especialmente nos segmentos inferiores.<sup>21,149</sup> A força extensora regional dos músculos é ampliada pelo seu tamanho relativamente grande; eles são responsáveis por pelo menos um terço da área de secção transversal total de todos os músculos paraespinais profundos ao nível de L4.<sup>23,98</sup> Além da sua espessura, os multífidos também têm uma morfologia e inervação altamente segmentada, e são ricos em fusos musculares.<sup>103,123,154</sup> Estas características anatômicas favorecem um controle preciso e, quando necessário, autoritário sobre a estabilidade lombar intersegmentar.\*

Os multífidos lombares consistentemente têm mostrado uma atrofia preferencial e persistente em pessoas com dor lombar aguda ou crônica.<sup>63,96</sup> Este achado é digno de nota, em virtude da importância proposta dos músculos na estabilização da região lombar. O grau de atrofia nos multífidos lombares é marcante; foi relatada uma redução de 30% na área de secção transversal<sup>64</sup> em alguns casos dias após o início dos sintomas dolorosos.<sup>66</sup> A razão para a atrofia preferencial nesses músculos é incerta. No entanto, evidências sugerem várias explicações, que variam desde a

denervação em seguida a uma lesão da raiz nervosa após o trauma ao disco ou à cápsula das articulações apofisárias.<sup>21</sup>

Uma atrofia acentuada e persistente dos multífidos lombares também foi demonstrada em indivíduos saudáveis e *sem dores* submetidos a oito semanas de repouso restrito no leito.<sup>16,123</sup> De interesse particular, foi a resposta de um subgrupo de indivíduos que, enquanto permaneciam em repouso restrito no leito, receberam a permissão de se exercitarem duas vezes ao dia (realizando um exercício de resistência em conjunção com o recebimento de vibrações no corpo todo). Esses indivíduos demonstraram estatisticamente menos atrofia dos multífidos, e a atrofia não persistiu tanto tempo quanto no grupo controle de indivíduos inativos. Parece que os multífidos lombares são particularmente sensíveis à patologia musculoesquelética na região lombar, assim como a uma redução no suporte do peso ao longo do esqueleto axial. Independentemente do mecanismo subjacente, é razoável presumir-se que uma atrofia acentuada e prolongada desses músculos reduz a estabilidade mecânica da coluna lombar, potencialmente deixando-a vulnerável às lesões relacionadas ao estresse. Por este motivo, exercícios projetados para o tratamento de pessoas com dor lombar frequentemente incorporam exercícios específicos para fortalecimento dos multífidos lombares.<sup>14,47,63</sup>

---

\* Referências 21, 40, 62, 66, 75, 91.

## **CONEXÃO CLÍNICA 10-2** Exercício Terapêutico como um Modo de Melhorar a Estabilidade Pélvica: Uma Breve Revisão

Uma porcentagem significativa de patologias musculoesqueléticas relacionadas ao estresse ocorre na região lombopélvica. Essa região

inclui a coluna lombar, a junção lombossacra e as articulações sacroilíacas. O termo *instabilidade lombopélvica* evoluiu para descrever uma patologia dolorosa, geralmente inespecífica, que está associada à hiper mobilidade em um ou mais segmentos articulados.<sup>156</sup> O grau de hiper mobilidade pode ser leve e difícil de ser quantificado por meio da avaliação clínica rotineira. Esta patologia, no entanto, supostamente é capaz de gerar um excessivo estresse sobre as estruturas relacionadas à coluna, incluindo os corpos intervertebrais, as articulações apofisárias e as articulações sacroilíacas, os ligamentos da coluna vertebral e os tecidos neurais. Pessoas frequentemente procuram atenção médica quando ocorre dor com o movimento nesta região. O quadro clínico dessa patologia frequentemente é complicado pela incerteza concernente ao fato de a instabilidade lombopélvica ser a *causa* ou o *efeito* de outras limitações na região lombar, como uma doença degenerativa do disco.\*

A fraqueza, a fadiga ou a incapacidade de controlar especificamente o momento correto ou a magnitude das forças produzidas pelos músculos do tronco há muito tem sido suspeitado como uma causa potencial, ou pelo menos um fator associado, na patogênese da instabilidade lombopélvica. Por esta razão, exercícios específicos com base muscular são frequentemente considerados um componente essencial do tratamento conservador para essa patologia. Está além do escopo deste capítulo descrever os detalhes ou a eficácia variável dos muitos tipos de exercício projetados para melhorar a estabilidade lombopélvica de base muscular; esta informação pode ser encontrada em outras fontes.†

O quadro seguinte, entretanto, enumera quatro temas a serem ressaltados com essa abordagem terapêutica. É importante observar que nem todo tipo de exercício será apropriado aos casos de instabilidade estrutural específica da região lombopélvica (tal como



aguda ou espondilolistese significativa), hérnia de disco aguda ou quaisquer condições envolvendo dor acentuada ou sintomas de deterioração neurológica. Torcicolo (do latim *tortus*, torcido + *collum*, pescoço) tipicamente descreve uma condição patológica de encurtamento crônico do músculo esternocleidomastóideo. A patologia, geralmente identificada em uma criança pequena ou em um bebê, pode ser congênita ou adquirida. Uma criança ou bebê com torcicolo tipicamente tem uma postura craniocervical assimétrica que reflete as ações primárias do músculo contraído. A criança ilustrada na Figura 10-38 tem um esternocleidomastóideo esquerdo contraído (observe a flecha), com uma postura correspondente de ligeira flexão lateral esquerda combinada com rotação axial direita da sua região craniocervical.



FIGURA 10-38 Torcicolo que afeta o esternocleidomastóideo esquerdo

de um menino pequeno (*flecha*). Observe a postura de ligeira flexão lateral esquerda combinada com uma rotação axial direita da região craniocervical.

(De Herring, JA. *Tachdjian's pediatric orthopaedics*, Ed 3, Philadelphia, 2002, Saunders.)

Os quatro temas a seguir tendem a ser enfatizados ao se projetar os exercícios a fim de melhorar a estabilidade de base muscular da região lombopélvica.

1. Treinar as pessoas a *seletivamente ativar os estabilizadores mais profundos* do tronco, mais notadamente os multífidos lombares, o transverso e o oblíquo interno do abdome. A ativação desses músculos parece particularmente importante para o estabelecimento de uma estabilidade basal na região lombopélvica, especialmente na previsão de movimentos inesperados ou súbitos do tronco ou das extremidades.<sup>71, 72 123</sup> A literatura sugere que algumas pessoas com dor lombar têm dificuldade em ativar seletivamente esses músculos, especialmente enquanto mantêm a coluna lombar em uma posição neutra.<sup>61</sup> Como parte do tratamento inicial, alguns clínicos tentam instruir as pessoas a “encolher” o abdome, uma ação realizada quase que exclusivamente pela contração bilateral do transverso abdominal e do oblíquo interno.<sup>26, 59, 60, 115, 144</sup> Ensinar os pacientes a ativar seletivamente esses músculos mais profundos pode ser intensificado com a utilização de opinião suprida pelas imagens de ultrassom em tempo real da reabilitação.<sup>16, 60, 123, 137</sup> Uma vez que os pacientes tenham aprendido a ativar seletivamente esses músculos, o próximo passo é manter a ativação durante o desempenho de outros exercícios abdominais ou durante as atividades da vida cotidiana – um conceito denominado “conscientização central”.<sup>28, 35, 36, 138, 148</sup> Tal conscientização precisa ser mantida à medida que mais exercícios de resistência desafiadores são aplicados a outros músculos estabilizadores importantes do tronco e das extremidades inferiores.<sup>130</sup>

2. Projetar exercícios de resistência que *abranjam amplamente* os músculos do tronco. Uma ótima estabilidade do tronco baseia-se na interação dos

estabilizadores do tronco intrínsecos e extrínsecos.<sup>15 47</sup> A estabilidade lombopélvica, em particular, requer a ativação de músculos segmentares mais profundos, mas também do transverso e do oblíquo interno do abdome e dos músculos mais superficiais como o quadrado lombar, o psoas maior, o reto do abdome e os oblíquos do abdome.

3. Projetar exercícios contra uma resistência que favoreçam um aumento não apenas na força muscular (*i. e.*, produção de um pico de força) mas também de *resistência muscular*. Durante a maior parte das atividades de rotina, apenas níveis modestos de força muscular são necessários para estabelecer uma estabilidade central da região lombopélvica.<sup>102</sup> Embora este nível de esforço muscular possa ser relativamente baixo, ele tipicamente precisa ser mantido durante várias horas. As lesões à coluna ocorrem mais frequentemente se os músculos circunjacentes estiverem fatigados.
4. Proporcionar exercícios que desafiem o *controle postural, o equilíbrio e a percepção posicional do corpo como um todo*.<sup>46</sup> Algumas pessoas com dor lombar crônica mostraram uma propriocepção reduzida (senso de posição) da região lombopélvica e uma redução no balanço em pé, comparados com controles saudáveis. Se estes déficits estão relacionados uns com os outros, e com a causa da dor lombar, ainda não se sabe. Alguns autores frisam que os déficits podem estar relacionados com os tempos retardados de reação muscular acoplados a um *feedback* neuromuscular prejudicado.<sup>48</sup>

### CONEXÃO CLÍNICA 10-3 Torcicolo e Posição de Dormir:

Existe um Elo?

A incidência de torcicolo é de 0,4 a 3,9% dos recém-nascidos nos Estados Unidos.<sup>32,43</sup> A variação destas estimativas reflete os diferentes métodos para a detecção dessa patologia. A causa subjacente do torcicolo envolve mais frequentemente o tecido muscular, embora ela possa envolver sistemas não musculares. O

torcicolo de origem muscular mais comum geralmente envolve proliferação fibrosa dentro do esternocleidomastóideo – uma patologia denominada *fibrose muscular idiopática*.<sup>43</sup> Embora a causa exata seja desconhecida, ela frequentemente está associada a um trabalho de parto difícil, parto de nádegas ou mau posicionamento intrauterino ou espaço apertado no útero.<sup>32</sup> O torcicolo mais sério, sem origem muscular, envolve uma patologia associada ao sistema nervoso (incluindo a visão) ou ao sistema esquelético (tipicamente associado à displasia cervical).<sup>43</sup>

Aproximadamente um terço dos bebês com torcicolo também desenvolve *plagiocefalia*.<sup>43</sup> Esta patologia é uma moldagem anormal com subsequente distorção do formato do crânio naturalmente macio do bebê pequeno. O formato distorcido é tipicamente causado em virtude de a cabeça do bebê permanecer em uma única posição prolongadamente contra outra superfície. Alguns autores supõem que um bebê com um torcicolo já existente possa desenvolver uma *plagiocefalia secundária* (que envolve o crânio posterolateral) antes ou logo após o nascimento como resultado de um contato prolongado e concentrado contra o crânio rodado do bebê. Alternativamente, outros autores frisam que um bebê que nasce *sem* torcicolo pode eventualmente desenvolver *plagiocefalia* com um torcicolo secundário simplesmente em virtude de uma posição viciosa da cabeça mantida enquanto o bebê dorme em uma posição de decúbito dorsal.<sup>2</sup> Uma vez desenvolvida, a *plagiocefalia* posicional fortemente reforça a posição da cabeça assimétrica (rodada) estabelecida para o sono. A posição constantemente rodada da cabeça produz um afrouxamento crônico do esternocleidomastóideo contralateral, que, eventualmente, desenvolve-se em uma contratura e na clássica expressão do torcicolo. De acordo com deChalain, muitos bebês que desenvolvem torcicolo após a *plagiocefalia* não têm alterações fibróticas no

músculo esternocleidomastóideo contraído; a deformidade desenvolve-se puramente como consequência da contração muscular causada pelo posicionamento craniocervical anormal.<sup>43,155</sup>

A noção de que a plagiocefalia pode, em alguns casos, levar a um torcicolo posicional foi reforçada por uma série de eventos que ocorreram na década de 1990. Nessa década, a American Academy of Pediatrics publicou recomendações que os bebês saudáveis fossem colocados em uma posição em decúbito dorsal como um modo de reduzir a incidência da síndrome de morte súbita infantil (SMSI).<sup>155</sup> A chamada recomendação “de costas para dormir” teve um efeito dramático no padrão de sono de muitos bebês nos Estados Unidos. A incidência de bebês colocados em decúbito ventral para dormir diminuiu em 66% de 1992 a 1996.<sup>9, 139</sup> Embora uma relação causa-efeito direta não possa ser declarada inequivocamente, a taxa de SMSI declinou em aproximadamente 38% durante este mesmo período de tempo.<sup>43</sup> O notável e simultâneo declínio na incidência de SMSI, no entanto, fortemente reforçou a premissa fundamental da campanha “de costas para dormir”. Evidências subsequentes fortemente sugerem que o aumento na frequência de posicionamento apenas em decúbito dorsal para dormir também levou a um aumento na incidência de plagiocefalia posicional, mais notavelmente afetando o crânio posterolateral.<sup>79</sup> Além do mais, dados adicionais mostram que o aumento dramático na plagiocefalia posicional levou a um aumento paralelo no torcicolo posicional.<sup>119</sup>

Sem dúvida alguma, o grande sucesso salvador de vidas da campanha “de costas para dormir” da década de 1990 supera muito a consequência negativa em potencial causada pelo aumento na incidência de plagiocefalia e torcicolo secundário. Estão em andamento esforços para minimizar a incidência das duas últimas patologias. Os clínicos têm recomendado aos pais ou guardiões legais que alternem a posição da cabeça do bebê posicionado em

decúbito dorsal.<sup>41, 54, 77, 126</sup> Os clínicos também advogam que os pais ou guardiões legais tenham tempos curtos de “brincadeira de bruços” supervisionados e interativos (ou “tempo de dormir de barriga para baixo”) com o bebê acordado, enquanto se adere estritamente ao princípio “de costas para dormir”.<sup>33</sup> Encorajar o bebê a ficar de bruços durante mais tempo enquanto ele está acordado provavelmente reduzirá a probabilidade de desenvolvimento de plagiocefalia (e torcicolo secundário) e também pode facilitar o desenvolvimento motor natural do bebê.<sup>33</sup>

Independentemente da causa exata do torcicolo, os pais ou guardiões legais de uma criança com torcicolo precisam ser instruídos sobre como estirar o músculo contraído e como posicionar e manusear a criança a fim de promover o alongamento do músculo envolvido. Em casos graves de contratura, o músculo pode ser liberado cirurgicamente.

## REFERÊNCIAS

---

- 1 National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH): Work Practices Guide for Manual Lifting, Report No. 81-122, Cincinnati, Ohio, NIOSH 1992.
- 2 American Academy of Pediatrics Task Force on Infant Positioning and SIDS. Positioning and sudden infant death syndrome (SIDS): update. *Pediatrics*. 1996;98:1216-1218.
- 3 Adams MA, Dolan P. A technique for quantifying the bending moment acting on the lumbar spine in vivo. *J Biomech*. 1991;24:117-126.
- 4 Akuthota V, Ferreiro A, Moore T, Fredericson M. Core stability exercise principles. *Curr Sports Med Rep*. 2008;7:39-44.
- 5 Allison GT, Morris SL, Lay B. Feedforward responses of transversus abdominis are directionally specific and act asymmetrically:

implications for core stability theories. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38:228-237.

- 6 Anderson JS, Hsu AW, Vasavada AN. Morphology, architecture, and biomechanics of human cervical multifidus. *Spine.* 2005;30:E86-E91.
- 7 Andersson EA, Grundstrom H, Thorstensson A. Diverging intramuscular activity patterns in back and abdominal muscles during trunk rotation. *Spine.* 2002;27:E152-E160.
- 8 Andersson EA, Nilsson J, Ma Z, Thorstensson A. Abdominal and hip flexor muscle activation during various training exercises. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1997;75:115-123.
- 9 Argenta LC, David LR, Wilson JA, Bell WO. An increase in infant cranial deformity with supine sleeping position. *J Craniofac Surg.* 1996;7:5-11.
- 10 Arjmand N, Shirazi-Adl A. Biomechanics of changes in lumbar posture in static lifting. *Spine.* 2005;30:2637-2648.
- 11 Arjmand N, Shirazi-Adl A. Role of intra-abdominal pressure in the unloading and stabilization of the human spine during static lifting tasks. *Eur Spine J.* 2006;15:1265-1275.
- 12 Arjmand N, Shirazi-Adl A, Parnianpour M. Trunk biomechanics during maximum isometric axial torque exertions in upright standing. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2008;23:969-978.
- 13 Aspden RM. Intra-abdominal pressure and its role in spinal mechanics. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1987;2:168-174.
- 14 Ballock RT, Song KM. The prevalence of nonmuscular causes of torticollis in children. *J Pediatr Orthop.* 1996;16:500-504.
- 15 Barr KP, Griggs M, Cadby T. Lumbar stabilization: core concepts and current literature, Part 1. *Am J Phys Med Rehabil.* 2005;84:473-480.
- 16 Barr KP, Griggs M, Cadby T. Lumbar stabilization: a review of core concepts and current literature, Part 2. *Am J Phys Med Rehabil.* 2007;86:72-80.
- 17 Bartelink DL. The role of abdominal pressure in relieving the pressure on

- the lumbar intervertebral discs. *J Bone Joint Surg Br.* 1957;39:718-725.
- 18 Bazrgari B, Shirazi-Adl A, Arjmand N. Analysis of squat and stoop dynamic liftings: muscle forces and internal spinal loads. *Eur Spine J.* 2007;16:687-699.
- 19 Beattie PF. Current understanding of lumbar intervertebral disc degeneration: a review with emphasis upon etiology, pathophysiology, and lumbar magnetic resonance imaging findings. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38:329-340.
- 20 Beimborn DS, Morrissey MC. A review of the literature related to trunk muscle performance. *Spine.* 1988;13:655-660.
- 21 Belavý DL, Hides JA, Wilson SJ, et al. Resistive simulated weightbearing exercise with whole body vibration reduces lumbar spine deconditioning in bed-rest. *Spine.* 2008;33:E121-E131.
- 22 Bergmark A. Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta Orthop Scand Suppl.* 1989;230:1-54.
- 23 Bogduk N. *Clinical Anatomy of the Lumbar Spine and Sacrum*, ed 4. New York: Churchill Livingstone, 2005.
- 24 Bogduk N, Macintosh JE. The applied anatomy of the thoracolumbar fascia. *Spine.* 1984;9:164-170.
- 25 Boyd-Clark LC, Briggs CA, Galea MP. Muscle spindle distribution, morphology, and density in longus colli and multifidus muscles of the cervical spine. *Spine.* 2002;27:694-701.
- 26 Brenner AK, Gill NW, Buscema CJ, Kiesel K. Improved activation of lumbar multifidus following spinal manipulation: a case report applying rehabilitative ultrasound imaging. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007;37:613-619.
- 27 Briggs AM, Greig AM, Bennell KL, Hodges PW. Paraspinal muscle control in people with osteoporotic vertebral fracture. *Eur Spine J.* 2007;16:1137-1144.
- 28 Brown SH, Vera-Garcia FJ, McGill SM. Effects of abdominal muscle



- coactivation on the externally preloaded trunk: variations in motor control and its effect on spine stability. *Spine*. 2006;31:E387-E393.
- 29 Buford JA, Yoder SM, Heiss DG, Chidley JV. Actions of the scalene muscles for rotation of the cervical spine in macaque and human. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2002;32:488-496.
- 30 Butler HL, Hubley-Kozey CL, Kozey JW. Changes in trunk muscle activation and lumbar-pelvic position associated with abdominal hollowing and reach during a simulated manual material handling task. *Ergonomics*. 2007;50:410-425.
- 31 Chaffin DB, Andersson GBJ. Occupational Biomechanics, 2nd ed. New York: John Wiley and Sons, 1991.
- 32 Chen MM, Chang HC, Hsieh CF, et al. Predictive model for congenital muscular torticollis: analysis of 1021 infants with sonography. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005;86:2199-2203.
- 33 Cheng JC, Wong MW, Tang SP, et al. Clinical determinants of the outcome of manual stretching in the treatment of congenital muscular torticollis in infants. A prospective study of eight hundred and twenty-one cases. *J Bone Joint Surg Am*. 2001;83:679-687.
- 34 Cholewicki J, McGill SM. Lumbar posterior ligament involvement during extremely heavy lifts estimated from fluoroscopic measurements. *J Biomech*. 1992;25:17-28.
- 35 Cholewicki J, Reeves NP. All abdominal muscles must be considered when evaluating the intra-abdominal pressure contribution to trunk extensor moment and spinal loading. *J Biomech*. 2004;37:953-954.
- 36 Cholewicki J, VanVliet JJ. Relative contribution of trunk muscles to the stability of the lumbar spine during isometric exertions. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2002;17:99-105.
- 37 Cook TM, Neumann DA. The effects of load placement on the EMG activity of the low back muscles during load carrying by men and women. *Ergonomics*. 1987;30:1413-1423.

- 38 Cresswell AG, Grundstrom H, Thorstensson A. Observations on intra-abdominal pressure and patterns of abdominal intra-muscular activity in man. *Acta Physiol Scand*. 1992;144:409-418.
- 39 Cutter N. *Handbook of Manual Muscle Testing*. St Louis: McGraw-Hill, 1999.
- 40 Danneels LA, Vanderstraeten GG, Cambier DC, et al. CT imaging of trunk muscles in chronic low back pain patients and healthy control subjects. *Eur Spine J*. 2000;9:266-272.
- 41 Davis BE, Moon RY, Sachs HC, Ottolini MC. Effects of sleep position on infant motor development. *Pediatrics*. 1998;102:1135-1140.
- 42 Dawson AP, McLennan SN, Schiller SD, et al. Interventions to prevent back pain and back injury in nurses: a systematic review. *Occup Environ Med*. 2007;64:642-650.
- 43 de Chalain TM, Park S. Torticollis associated with positional plagiocephaly: a growing epidemic. *J Craniofac Surg*. 2005;16:411-418.
- 44 Deng YC, Goldsmith W. Response of a human head/neck/upper-torso replica to dynamic loading—I. *Physical model*. *J Biomech*. 1987;20:471-486.
- 45 Dolan P, Mannion AF, Adams MA. Passive tissues help the back muscles to generate extensor moments during lifting. *J Biomech*. 1994;27:1077-1085.
- 46 Ebenbichler GR, Oddsson LI, Kollmitzer J, Erim Z. Sensory-motor control of the lower back: implications for rehabilitation. *Med Sci Sport Exerc*. 2001;33:1889-1898.
- 47 Ekstrom RA, Osborn RW, Hauer PL. Surface electromyographic analysis of the low back muscles during rehabilitation exercises. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2008;38:736-745.
- 48 Escamilla RF, Babb E, DeWitt R, et al. Electromyographic analysis of traditional and nontraditional abdominal exercises: implications for

rehabilitation and training. *Phys Ther.* 2006;86:656-671.

- 49 Falla D, Jull G, Russell T, et al. Effect of neck exercise on sitting posture in patients with chronic neck pain. *Phys Ther.* 2007;87:408-417.
- 50 Ferguson SA, Marras WS. A literature review of low back disorder surveillance measures and risk factors. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1997;12:211-226.
- 51 Ferreira PH, Ferreira ML, Maher CG, et al. Specific stabilisation exercise for spinal and pelvic pain: a systematic review. *Aust J Physiother.* 2006;52:79-88.
- 52 Fujishiro K, Weaver JL, Heaney CA, et al. The effect of ergonomic interventions in healthcare facilities on musculoskeletal disorders. *Am J Ind Med.* 2005;48:338-347.
- 53 Gracovetsky S, Farfan HF, Lamy C. The mechanism of the lumbar spine. *Spine.* 1981;6:249-262.
- 54 Graham JMJr. Tummy time is important. *Clin Pediatr.* 2006;45:119-121.
- 55 Grenier SG, McGill SM. Quantification of lumbar stability by using 2 different abdominal activation strategies. *Arch Phys Med Rehabil.* 2007;88:54-62.
- 56 Halpern AA, Bleck EE. Sit-up exercises: an electromyographic study. *Clin Orthop Relat Res.* 1979;145:172-178.
- 57 Hansen L, de ZM, Rasmussen J, et al. Anatomy and biomechanics of the back muscles in the lumbar spine with reference to biomechanical modeling. *Spine.* 2006;31:1888-1899.
- 58 Hayden JA, van Tulder MW, Malmivaara A, Koes BW. Exercise therapy for treatment of non-specific low back pain. *Cochrane Database Syst Rev.* 20(3), 2005 Jul. CD000335
- 59 Henry SM, Teyhen DS. Ultrasound imaging as a feedback tool in the rehabilitation of trunk muscle dysfunction for people with low back pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007;37:627-634.
- 60 Herbert WJ, Heiss DG, Basso DM. Influence of feedback schedule in

motor performance and learning of a lumbar multifidus muscle task using rehabilitative ultrasound imaging: a randomized clinical trial. *Phys Ther.* 2008;88:261-269.

- 61 Hides J, Wilson S, Stanton W, et al. An MRI investigation into the function of the transversus abdominis muscle during “drawing-in” of the abdominal wall. *Spine.* 2006;31:E175-E178.
- 62 Hides JA, Richardson CA, Jull GA. Multifidus muscle recovery is not automatic after resolution of acute, first-episode low back pain. *Spine.* 1996;21:2763-2769.
- 63 Hides JA, Stanton WR, McMahon S, et al. Effect of stabilization training on multifidus muscle cross-sectional area among young elite cricketers with low back pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38:101-108.
- 64 Hides JA, Stokes MJ, Saide M, et al. Evidence of lumbar multifidus muscle wasting ipsilateral to symptoms in patients with acute/subacute low back pain. *Spine.* 1994;19:165-172.
- 65 Hislop HJ, Montgomery J. Daniel’s and Worthingham’s Muscle Testing, 6th ed. Philadelphia: Saunders, 1995.
- 66 Hodges P, Holm AK, Hansson T, Holm S. Rapid atrophy of the lumbar multifidus follows experimental disc or nerve root injury. *Spine.* 2006;31:2926-2933.
- 67 Hodges P, Kaigle HA, Holm S, et al. Intervertebral stiffness of the spine is increased by evoked contraction of transversus abdominis and the diaphragm: in vivo porcine studies. *Spine.* 2003;28:2594-2601.
- 68 Hodges PW, Cresswell AG, Daggfeldt K, Thorstensson A. In vivo measurement of the effect of intra-abdominal pressure on the human spine. *J Biomech.* 2001;34:347-353.
- 69 Hodges PW, Cresswell AG, Thorstensson A. Perturbed upper limb movements cause short-latency postural responses in trunk muscles. *Exp Brain Res.* 2001;138:243-250.
- 70 Hodges PW, Richardson CA. Contraction of the abdominal muscles

associated with movement of the lower limb. *Phys Ther.* 1997;77:132-142.

- 71 Hodges PW, Richardson CA. Feedforward contraction of transversus abdominis is not influenced by the direction of arm movement. *Exp Brain Res.* 1997;114:362-370.
- 72 Hodges PW, Richardson CA. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine.* 1996;21:2640-2650.
- 73 Hoek van Dijke GA, Snijders CJ, Stoeckart R, Stam HJ. A biomechanical model on muscle forces in the transfer of spinal load to the pelvis and legs. *J Biomech.* 1999;32:927-933.
- 74 Hoogendoorn WE, Bongers PM, de Vet HC, et al. Flexion and rotation of the trunk and lifting at work are risk factors for low back pain: results of a prospective cohort study. *Spine.* 2000;25:3087-3092.
- 75 Hyun JK, Lee JY, Lee SJ, Jeon JY. Asymmetric atrophy of multifidus muscle in patients with unilateral lumbosacral radiculopathy. *Spine.* 2007;32:E598-E602.
- 76 Jager M, Luttmann A. The load on the lumbar spine during asymmetrical bi-manual materials handling. *Ergonomics.* 1992;35:783-805.
- 77 Jantz JW, Blosser CD, Fruechting LA. A motor milestone change noted with a change in sleep position. *Arch Pediatr Adolesc Med.* 1997;151:565-568.
- 78 Johnston V, Jull G, Souvlis T, Jimmieson NL. Neck movement and muscle activity characteristics in female office workers with neck pain. *Spine.* 2008;33:555-563.
- 79 Jones MW. The other side of "back to sleep.". *Neonatal Netw.* 2003;22:49-53.
- 80 Jordan A, Mehlsen J, Bülow PM, et al. Maximal isometric strength of the cervical musculature in 100 healthy volunteers. *Spine.* 1999;24:1343-

1348.

- 81 Jorgensen MJ, Marras WS, Gupta P, Waters TR. Effect of torso flexion on the lumbar torso extensor muscle sagittal plane moment arms. *Spine*. 2003;3:363-369.
- 82 Juker D, McGill S, Kropf P, Steffen T. Quantitative intramuscular myoelectric activity of lumbar portions of psoas and the abdominal wall during a wide variety of tasks. *Med Sci Sports Exerc*. 1998;30:301-310.
- 83 Kapandji IA. The physiology of the joints, 5 ed. Edinburgh: Churchill Livingstone, 1982.
- 84 Kavcic N, Grenier S, McGill SM. Determining the stabilizing role of individual torso muscles during rehabilitation exercises. *Spine*. 2004;29:1254-1265.
- 85 Kelsey JL. The epidemiology of diseases of the hip: a review of the literature. *Int J Epidemiol*. 1977;6:269-280.
- 86 Kendall FP, McCreary AK, Provance PG. Muscles: Testing and function, 4th ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1993.
- 87 Kettler A, Hartwig E, Schultheiss M, et al. Mechanically simulated muscle forces strongly stabilize intact and injured upper cervical spine specimens. *J Biomech*. 2002;35:339-346.
- 88 Kiefer A, Shirazi-Adl A, Parnianpour M. Stability of the human spine in neutral postures. *Eur Spine J*. 1997;6:45-53.
- 89 Kiefer A, Shirazi-Adl A, Parnianpour M. Synergy of the human spine in neutral postures. *Eur Spine J*. 1998;7:471-479.
- 90 Kingma I, Faber GS, Suwarganda EK, et al. Effect of a stiff lifting belt on spine compression during lifting. *Spine*. 2006;31:E833-E839.
- 91 Kjaer P, Bendix T, Sorensen JS, et al. Are MRI-defined fat infiltrations in the multifidus muscles associated with low back pain? *BMC Medicine*. 2007;5:2.
- 92 Koumantakis GA, Watson PJ, Oldham JA. Trunk muscle stabilization

training plus general exercise versus general exercise only:  
randomized controlled trial of patients with recurrent low back pain.  
*Phys Ther.* 2005;85:209-225.

- 93 Krakenes J, Kaale BR. Magnetic resonance imaging assessment of craniovertebral ligaments and membranes after whiplash trauma. *Spine.* 2006;31:2820-2826.
- 94 Kuijer W, Dijkstra PU, Brouwer S, et al. Safe lifting in patients with chronic low back pain: comparing FCE lifting task and NIOSH lifting guideline. *J Occup Rehabil.* 2006;16:579-589.
- 95 Kumar S. Moment arms of spinal musculature determined from CT scans. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1988;3:137-144.
- 96 Laasonen EM. Atrophy of sacrospinal muscle groups in patients with chronic, diffusely radiating lumbar back pain. *Neuroradiology.* 1984;26:9-13.
- 97 Liddle SD, Baxter GD, Gracey JH. Exercise and chronic low back pain: what works? *Pain.* 2004;107:176-190.
- 98 Macintosh JE, Bogduk N. The biomechanics of the lumbar multifidus. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1986;1:205-213.
- 99 Macintosh JE, Bogduk N, Gracovetsky S. The biomechanics of the thoracolumbar fascia. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1987;2:78-83.
- 100 Macintosh JE, Valenica F, Bogduk N. The morphology of the human lumbar multifidus. *Clin Biomech.* 1986;1:196-204.
- 101 Martimo KP, Verbeek J, Karppinen J, et al. Manual material handling advice and assistive devices for preventing and treating back pain in workers. *Cochrane Database Syst Rev.* 3, 2007. CD005958
- 102 McGill SM. Biomechanics of the thoracolumbar spine. In: Dvir Z, editor. *Clinical biomechanics.* Philadelphia: Churchill Livingstone, 2000.
- 103 McGill SM. Kinetic potential of the lumbar trunk musculature about three orthogonal orthopaedic axes in extreme postures. *Spine.*

1991;16:809-815.

- 104 McGill SM, Hughson RL, Parks K. Changes in lumbar lordosis modify the role of the extensor muscles. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2000;15:777-780.
- 105 McGill SM, Norman RW. Reassessment of the role of intra-abdominal pressure in spinal compression. *Ergonomics*. 1987;30:1565-1588.
- 106 McGill SM, Patt N, Norman RW. Measurement of the trunk musculature of active males using CT scan radiography: implications for force and moment generating capacity about the L4/L5 joint. *J Biomech*. 1988;21:329-341.
- 107 McGill SM, Santaguida L, Stevens J. Measurement of the trunk musculature from T5 to L5 using MRI scans of 15 young males corrected for muscle fibre orientation. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1993;8:171-178.
- 108 McLean L. The effect of postural correction on muscle activation amplitudes recorded from the cervicobrachial region. *J Electromyogr Kinesiol*. 2005;15:527-535.
- 109 Moroney SP, Schultz AB, Miller JA. Analysis and measurement of neck loads. *J Orthop Res*. 1988;6:713-720.
- 110 Moseley GL, Hodges PW, Gandevia SC. External perturbation of the trunk in standing humans differentially activates components of the medial back muscles. *J Physiol*. 2003;547:581-587.
- 111 Nachemson AL, Andersson BJ, Schultz AB. Valsalva maneuver biomechanics. Effects on lumbar trunk loads of elevated intraabdominal pressures. *Spine*. 1986;11:476-479.
- 112 National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH). The National Occupational Exposure Survey. Report No. 89-103. 1989. Cincinnati: NIOSH, 1989.
- 113 Nitz AJ, Peck D. Comparison of muscle spindle concentrations in large and small human epaxial muscles acting in parallel combinations. *Am*



*Surg.* 1986;52:273-277.

- 114 Nordin M, Kahanovitz N, Verderame R, et al. Normal trunk muscle strength and endurance in women and the effect of exercises and electrical stimulation. Part 1: Normal endurance and trunk muscle strength in 101 women. *Spine.* 1987;12:105-111.
- 115 Oh JS, Cynn HS, Won JH, et al. Effects of performing an abdominal drawing-in maneuver during prone hip extension exercises on hip and back extensor muscle activity and amount of anterior pelvic tilt. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007;37:320-324.
- 116 Panjabi MM, Cholewicki J, Nibu K, et al. Critical load of the human cervical spine: an in vitro experimental study. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1998;13:11-17.
- 117 Panjabi MM, Ivancic PC, Maak TG, et al. Multiplanar cervical spine injury due to head-turned rear impact. *Spine.* 2006;31:420-429.
- 118 Patwardhan AG, Havey RM, Ghanayem AJ, et al. Load-carrying capacity of the human cervical spine in compression is increased under a follower load. *Spine.* 2000;25:1548-1554.
- 119 Persing J, James H, Swanson J, et al. Prevention and management of positional skull deformities in infants. American Academy of Pediatrics Committee on Practice and Ambulatory Medicine, Section on Plastic Surgery and Section on Neurological Surgery. *Pediatrics.* 2003;112:199-202.
- 120 Porterfield JA, DeRosa C. Mechanical low back pain: perspectives in functional anatomy. Philadelphia: Saunders, 1998.
- 121 Potvin JR, McGill SM, Norman RW. Trunk muscle and lumbar ligament contributions to dynamic lifts with varying degrees of trunk flexion. *Spine.* 1991;16:1099-1107.
- 122 Reese NB. Muscle and sensory testing. Philadelphia: Saunders, 1999.
- 123 Richardson C, Hodges PW, Hides JA. Therapeutic exercise for lumbopelvic stabilization, ed 2. St. Louis: Churchill Livingstone, 2004.

- 124 Richardson CA, Snijders CJ, Hides JA, et al. The relation between the transversus abdominis muscles, sacroiliac joint mechanics, and low back pain. *Spine*. 2002;27:399-405.
- 125 Rohlmann A, Graichen F, Bergmann G. Loads on an internal spinal fixation device during physical therapy. *Phys Ther*. 2002;82:44-52.
- 126 Saeed NR, Wall SA, Dhariwal DK. Management of positional plagiocephaly. *Arch Dis Child*. 2008;93:82-84.
- 127 Santaguida PL, McGill SM. The psoas major muscle: a three-dimensional geometric study. *J Biomech*. 1995;28:339-345.
- 128 Sato H, Kikuchi S. The natural history of radiographic instability of the lumbar spine. *Spine*. 1993;18:2075-2079.
- 129 Schipplein OD, Trafimow JH, Andersson GB, Andriacchi TP. Relationship between moments at the L5/S1 level, hip and knee joint when lifting. *J Biomech*. 1990;23:907-912.
- 130 Smith CE, Nyland J, Caudill P, et al. Dynamic trunk stabilization: a conceptual back injury prevention program for volleyball athletes. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2008;38:703-720.
- 131 Snijders CJ, Ribbers MT, de Bakker HV, et al. EMG recordings of abdominal and back muscles in various standing postures: validation of a biomechanical model on sacroiliac joint stability. *J Electromyogr Kinesiol*. 1998;8:205-214.
- 132 Standring S. Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice, ed 40. St Louis: Elsevier, 2009.
- 133 Stemper BD, Yoganandan N, Pintar FA, Rao RD. Anterior longitudinal ligament injuries in whiplash may lead to cervical instability. *Med Eng Phys*. 2006;28:515-524.
- 134 Stevenson J, Bryant T, Greenhorn D, et al. The effect of lifting protocol on comparisons with isoinertial lifting performance. *Ergonomics*. 1990;33:1455-1469.
- 135 Tarnanen SP, Ylinen JJ, Siekkinen KM, et al. Effect of isometric upper-

- extremity exercises on the activation of core stabilizing muscles. *Arch Phys Med Rehabil.* 2008;89:513-521.
- 136 Tesh KM, Dunn JS, Evans JH. The abdominal muscles and vertebral stability. *Spine.* 1987;12:501-508.
- 137 Teyhen DS, Gill NW, Whittaker JL, et al. Rehabilitative ultrasound imaging of the abdominal muscles. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007;37:450-466.
- 138 Teyhen DS, Rieger JL, Westrick RB, et al. Changes in deep abdominal muscle thickness during common trunk-strengthening exercises using ultrasound imaging. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38:596-605.
- 139 Turk AE, McCarthy JG, Thorne CH, Wisoff JH. The “back to sleep campaign” and deformational plagiocephaly: is there cause for concern? *J Craniofac Surg.* 1996;7:12-18.
- 140 Tveit P, Daggfeldt K, Hetland S, Thorstensson A. Erector spinae lever arm length variations with changes in spinal curvature. *Spine.* 1994;19:199-204.
- 141 Urquhart DM, Hodges PW. Differential activity of regions of transversus abdominis during trunk rotation. *Eur Spine J.* 2005;14:393-400.
- 142 Urquhart DM, Hodges PW, Story IH. Postural activity of the abdominal muscles varies between regions of these muscles and between body positions. *Gait Posture.* 2005;22:295-301.
- 143 van Dieen JH, Hoozemans MJ, Toussaint HM. Stoop or squat: a review of biomechanical studies on lifting technique. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1999;14:685-696.
- 144 Van K, Hides JA, Richardson CA. The use of real-time ultrasound imaging for biofeedback of lumbar multifidus muscle contraction in healthy subjects. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2006;36:920-925.
- 145 Vasavada AN, Li S, Delp SL. Influence of muscle morphometry and moment arms on the moment-generating capacity of human neck

- muscles. *Spine*. 1998;23:412-422.
- 146 Vasseljen O, Dahl HH, Mork PJ, Torp HG. Muscle activity onset in the lumbar multifidus muscle recorded simultaneously by ultrasound imaging and intramuscular electromyography. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2006;21:905-913.
- 147 Vera-Garcia FJ, Brown SH, Gray JR, McGill SM. Effects of different levels of torso coactivation on trunk muscular and kinematic responses to posteriorly applied sudden loads. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2006;21:443-455.
- 148 Vera-Garcia FJ, Elvira JL, Brown SH, McGill SM. Effects of abdominal stabilization maneuvers on the control of spine motion and stability against sudden trunk perturbations. *J Electromyogr Kinesiol*. 2007;17:556-567.
- 149 Ward SR, Kim CW, Eng CM, et al. Architectural analysis and intraoperative measurements demonstrate the unique design of the multifidus muscle for lumbar spine stability. *J Bone Joint Surg Am*. 2009;91:176-185.
- 150 Waters TR, Lu ML, Occhipinti E. New procedure for assessing sequential manual lifting jobs using the revised NIOSH lifting equation. *Ergonomics*. 2007;50:1761-1770.
- 151 Waters TR, Putz-Anderson V, Garg A, Fine LJ. Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks. *Ergonomics*. 1993;36:749-776.
- 152 Welbergen E, Kemper HC, Knibbe JJ, et al. Efficiency and effectiveness of stoop and squat lifting at different frequencies. *Ergonomics*. 1991;34:613-624.
- 153 Wilke HJ, Rohlmann A, Neller S, et al. ISSLS prize winner: A novel approach to determine trunk muscle forces during flexion and extension—a comparison of data from an in vitro experiment and in vivo measurements. *Spine*. 2003;28:2585-2593.

- 154 Wilke HJ, Wolf S, Claes LE, et al. Stability increase of the lumbar spine with different muscle groups. A biomechanical in vitro study. *Spine*. 1995;20:192-198.
- 155 Willinger M, Hoffman HJ, Wu KT, et al. Factors associated with the transition to nonprone sleep positions of infants in the United States: the National Infant Sleep Position Study. *JAMA*. 1998;280:329-335.
- 156 Zhao F, Pollintine P, Hole BD, et al. Discogenic origins of spinal instability. *Spine*. 2005;30:2621-2630.

### QUESTÕES PARA ESTUDO

- 1 Descreva a postura craniocervical mais provável resultante de (a) espasmo (ou encurtamento) unilateral e (b) espasmo bilateral no(s) músculo(s) esternocleidomastóideo(s).
- 2 Por que os músculos superficiais e intermediários da parte posterior do dorso são classificados como músculos “extrínsecos”? Descreva como a inervação específica desses músculos está associada a esta classificação
- 3 Liste estruturas que recebem inervação sensorial a partir do nervo meníngeo recorrente. Quais nervos fornecem uma inervação sensorial para a cápsula das articulações apofisárias?
- 4 Justifique por que uma contração forte isolada do semiespinal torácico provavelmente produziria uma rotação axial *contralateral* enquanto uma contração isolada forte do longuíssimo cervical ou do longuíssimo da cabeça produziria uma rotação axial *ipsilateral*. Utilize as Figuras 10-7 e 10-9 como referências para responder a esta questão.
- 5 Presuma que uma pessoa tenha uma lesão completa da medula espinal ao nível de T8. Com base no seu conhecimento da

inervação muscular, faça uma previsão de quais músculos do tronco não seriam afetados e quais estariam parcial ou completamente paralisados. Considere apenas os músculos do abdome, os multifídeos e os eretores da coluna na sua resposta.

- 6 Liste três músculos que se insiram nos tubérculos *anteriores* e três que se insiram nos tubérculos *posteriores* dos processos transversais das vértebras cervicais. Qual estrutura importante passa entre estas inserções musculares?
- 7 Como um grupo, os músculos extensores do tronco produzem maior esforço de torque do que os músculos flexores do tronco (abdominais). Cite dois fatores que possam ser responsáveis por esta diferença na força.
- 8 Quais os músculos principais do tronco que experimentaríamos o estiramento (alongamento) mais significativo após um movimento de extensão completa do tronco, flexão lateral direita e rotação axial direita?
- 9 Com base na Figura 10-16, que músculo tem o maior braço de momento para (a) flexão e (b) flexão lateral em L3?
- 10 Descreva como um músculo ilíaco excessivamente encurtado (contraído) pode causar um aumento na lordose lombar enquanto uma pessoa está em pé. Qual efeito poderia esta postura ter sobre o estresse na junção lombossacra?
- 11 Ao nível da terceira vértebra lombar, quais tecidos conjuntivos formam a bainha anterior do reto (da parede abdominal)?
- 12 Qual é a principal diferença entre um ramo dorsal de uma raiz nervosa espinal e um nervo da raiz dorsal?

- 13 Usando a Figura 10-23 como uma referência, que músculo, com base unicamente no seu tamanho, teoricamente produziria a maior força de extensão através das articulações atlanto-occipitais?
- 14 Descreva as semelhanças e as diferenças na estrutura dos multífidos e dos músculos semiespinais.
- 15 Conforme indicado na Figura 10-30, por que a função de rotação axial do músculo reto posterior maior da cabeça é limitada apenas à articulação atlantoaxial?

*As respostas a essas questões para estudo podem ser encontradas no final do livro.*

---

\* Referências 12, 31, 42, 74, 94, 101, 150.

# CAPÍTULO 11

## Cinesiologia da Mastigação e da Ventilação

DONALD A. NEUMANN, PT, PhD,  
FAPTA

### VISÃO GERAL DO CAPÍTULO

#### *Parte 1: Mastigação,*

#### **OSTEOLOGIA E DENTES,**

**Anatomia Regional das Superfícies,**

**Ossos Individuais,**

Mandíbula,

Maxila,

Ossos Temporais,

Ossos Zigomáticos,

Ossos Esfenoides,

Ossos Hioideos,

**Dentes,**

#### **ARTROLOGIA**

**DA**

#### **ARTICULAÇÃO**

#### **TEMPOROMANDIBULAR,**

**Estruturas Ósseas,**

Côndilo Mandibular,

Fossa Mandibular,



**Disco Articular,  
Estruturas Capsulares e Ligamentosas,**

Cápsula Fibrosa,  
Ligamento Lateral,  
Ligamentos Acessórios,

**Osteocinemática,**

Protrusão e Retrusão,  
Excursão Lateral,  
Depressão e Elevação,

**Artrocinemática,**

Protrusão e Retrusão,  
Excursão Lateral,  
Depressão e Elevação,

**INTERAÇÃO MÚSCULO E ARTICULAÇÃO,**

**Inervação dos Músculos e Articulações,**

**Anatomia e Função Muscular,**

Músculos Primários da Mastigação,  
Músculos Secundários da Mastigação,  
Resumo da Ação Muscular Individual,  
Controle Muscular da Abertura e do Fechamento da  
Boca,

**DESORDENS TEMPOROMANDIBULARES,**

**RESUMO,**

***Parte 2: Ventilação,***

**ARTROLOGIA,**

**Tórax,**

**Articulações dentro do Tórax,**

Articulação Manubriosternal,  
Articulações Esternocostais,  
Articulações Intercondrais,  
Articulações Costocorporais e

Costotransversas,  
Articulações Torácicas Intervertebrais,  
**Mudanças no Volume Intratorácico durante  
a Ventilação,**

Mudanças Verticais,  
Mudanças Anteroposteriores e  
Mediolaterais,

**AÇÕES MUSCULARES DURANTE A  
VENTILAÇÃO,**

**Músculos da Inspiração Silenciosa,**

Músculo Diafragma,  
Músculos Escalenos,  
Músculos Intercostais,

**Músculos da Inspiração Forçada,**

**Músculos da Expiração Forçada,**

Músculos Abdominais,  
Transverso do Tórax e Intercostais  
Internos,

**RESUMO,**

**CONEXÕES CLÍNICAS ADICIONAIS,**

**REFERÊNCIAS,**

**QUESTÕES PARA ESTUDO,**

## **PARTE 1: MASTIGAÇÃO**

A mastigação é o processo de morder, despedaçar e triturar o alimento com os dentes. Este processo envolve uma interação entre o sistema nervoso central e os músculos da mastigação, os dentes, a língua e o par de articulações temporomandibulares (ATMs). As articulações formam o ponto pivô entre o maxilar inferior (mandíbula) e a base do crânio. A ATM é uma

das articulações mais usadas continuamente no corpo, não apenas durante a mastigação, mas também durante a deglutição e a fala. A primeira parte deste capítulo enfoca a cinesiologia da ATM durante a mastigação.

## **OSTEOLOGIA E DENTES**

### **Anatomia Regional das Superfícies**

A Figura 11-1 destaca algumas das superfícies anatômicas associadas à ATM. O *côndilo mandibular* encaixa-se dentro da fossa mandibular do osso temporal. O côndilo pode ser palpado exatamente anterior ao *meato auditivo externo* (i. e., a abertura dentro da orelha). A inserção cranial do músculo temporal preenche uma ampla região levemente côncava, no crânio, conhecida como *fossa temporal*. Os ossos temporal, parietal, frontal, esferoide e zigomático contribuem para a formação da fossa temporal.

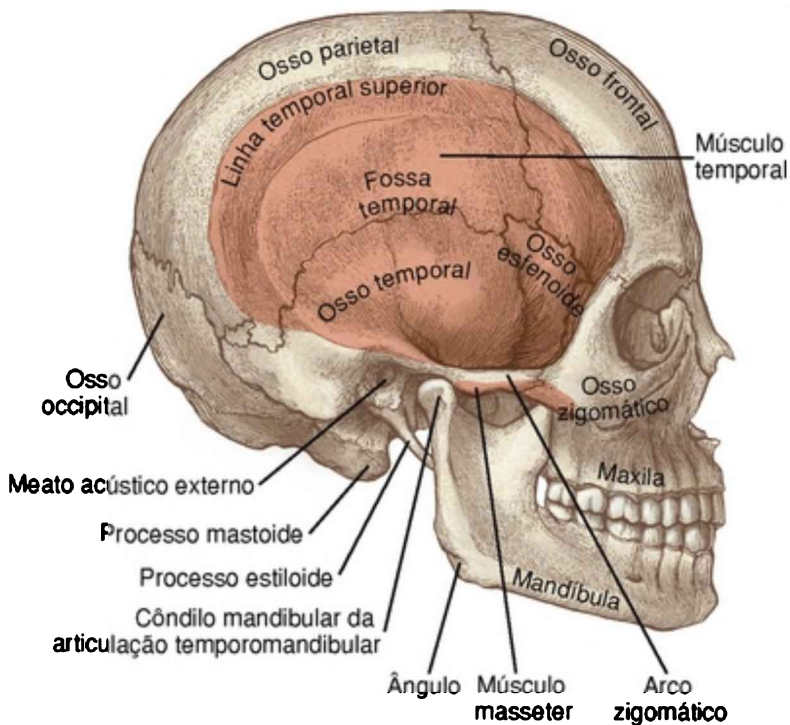


FIGURA 11-1 Vista lateral do crânio com ênfase nos acidentes ósseos associados à articulação temporomandibular. As inserções proximais dos músculos temporal e masseter estão indicadas em ocre.

Superfícies anatômicas adicionais associadas à ATM incluem o *processo mastoide* do osso temporal, o *ângulo da mandíbula* e o *arco zigomático*. O arco zigomático é formado pela união do processo zigomático do osso temporal e o processo temporal do osso zigomático.

### Ossos Individuais

Os ossos da mandíbula, da maxila, temporal,

zigomático, esfenóide e hioide são todos relacionados à estrutura ou à função da ATM.

## MANDÍBULA

A mandíbula é o maior dos ossos faciais (Fig. 11-1). É um osso muito móvel, suspenso pelo crânio por músculos, ligamentos e cápsula da ATM. Os músculos da mastigação inserem-se tanto direta quanto indiretamente na mandíbula. A contração muscular posiciona firmemente os dentes incorporados à mandíbula contra os dentes incorporados à maxila fixada.

### Aspectos Osteológicos Relevantes da Mandíbula

- Corpo
- Ramo
- Ângulo
- Processo coronoide
- Cântilo
- Incisura
- Istmo
- Fossa pterigoide

As duas partes principais da mandíbula são o corpo e os dois ramos (Fig. 11-2). O *corpo*, a porção horizontal do osso, acolhe os 16 dentes inferiores (Fig. 11-3). Os *ramos* da mandíbula projetam-se verticalmente do aspecto posterior do corpo (Fig. 11-2). Cada ramo tem uma superfície externa e interna e

quatro bordas. As bordas posterior e inferior do ramo aderem-se ao facilmente palpável *ângulo* da mandíbula. Os músculos masseter e pterigoide medial – dois potentes músculos da mastigação – compartilham inserções similares na região do ângulo da mandíbula.

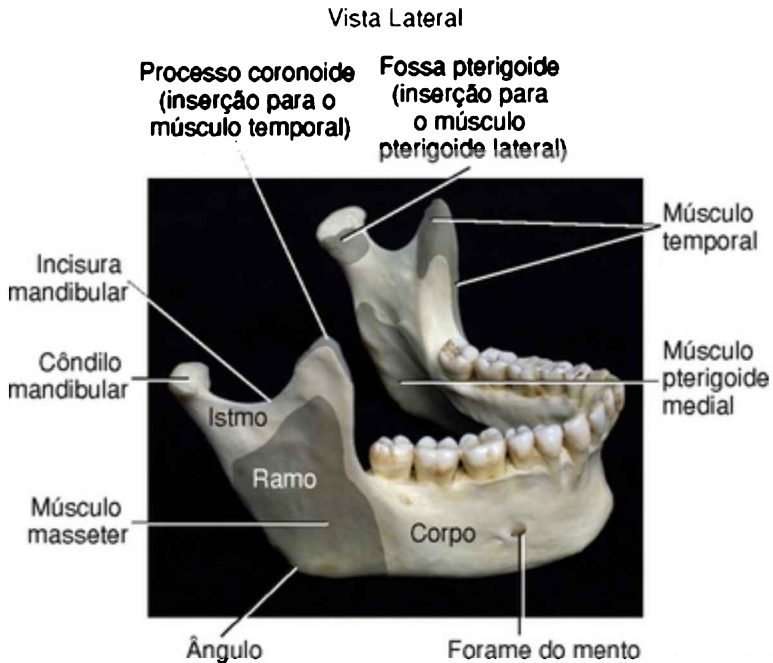


FIGURA 11-2 Vista lateral da mandíbula. Inserções distais dos músculos estão mostradas.

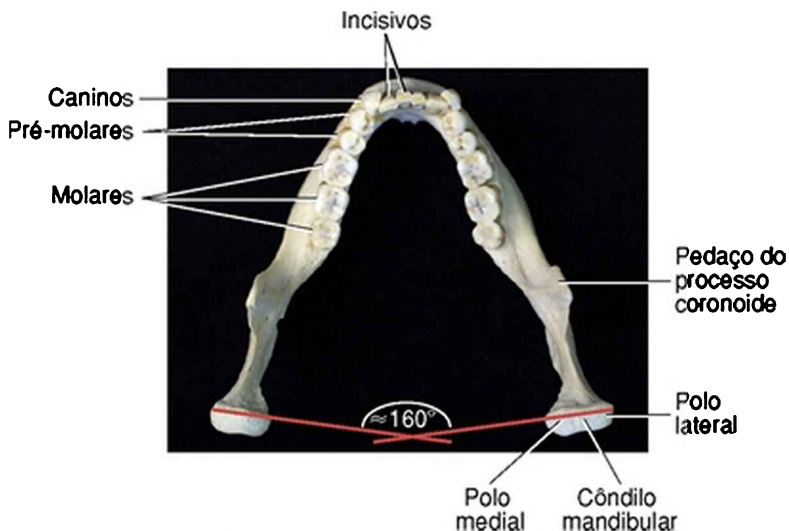
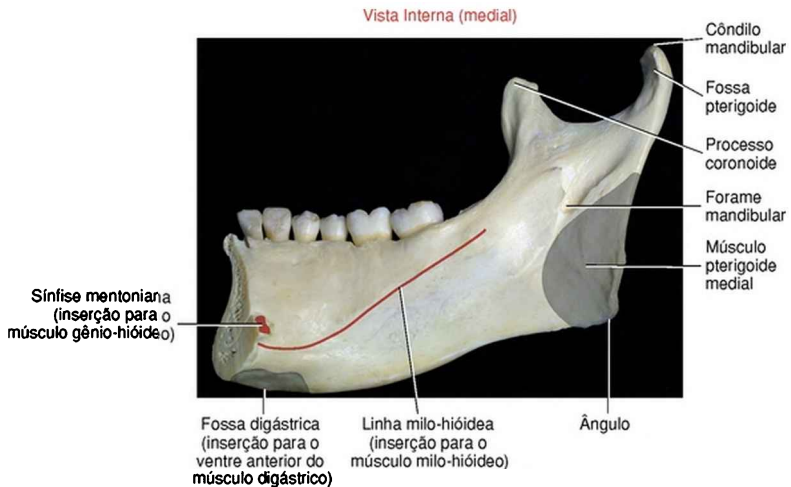


FIGURA 11-3 A mandíbula vista de cima. Os nomes dos dentes permanentes estão indicados. O eixo longo (lado a lado) através de cada côndilo mandibular intersecta a um ângulo de aproximadamente 160 graus.

No ponto final superior do ramo estão o processo coronoide, o côndilo mandibular e o encaixe mandibular. O *processo coronoide* é uma projeção triangular de osso fino que se estende para cima da borda anterior do ramo. Esse processo é a inserção inferior primária do músculo temporal. O *côndilo mandibular* estende-se para cima da borda posterior do ramo. O côndilo forma o componente ósseo convexo da ATM. Estendendo-se entre o processo coronoide e o côndilo mandibular está a *incisura* mandibular. O *istmo mandibular* é uma região levemente constricta localizada imediatamente abaixo do côndilo. O músculo pterigoide lateral insere-se na superfície anteromedial do istmo mandibular, dentro de uma depressão

chamada *fossa pterigoide* (Figs. 11-2 e 11-4).



**FIGURA 11-4** Vista interna do lado direito da mandíbula. O osso é bisseccionado no plano sagital próximo. As inserções dos músculos milo-hióideo e do gênio-hióideo estão indicadas em vermelho; as inserções do ventre anterior do músculo digástrico e do músculo pterigoide medial estão indicadas em cinza. Observe que falta um terceiro molar (“dente siso”).

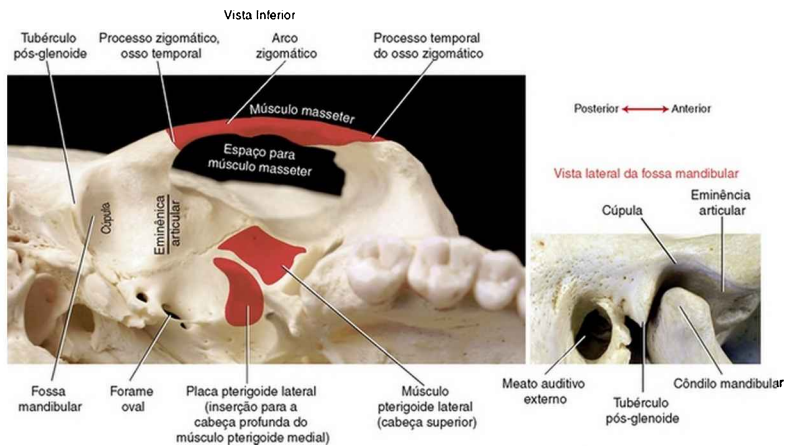
## MAXILA

As maxilas direita e esquerda fundem-se para formarem um único maxilar, ou mandíbula superior. A maxila está fixada ao crânio através de articulações rígidas a ossos adjacentes (Fig. 11-1). As maxilas estendem-se superiormente e formam o assoalho da cavidade nasal e as órbitas oculares. As porções horizontais inferiores das maxilas abrigam os dentes superiores.

## OSSO TEMPORAL



Existem dois ossos temporais – um em cada lado do crânio. A *fossa mandibular* forma a concavidade óssea da ATM, destacada em uma vista lateral da parte inferior da Figura 11-5. O ponto mais alto da fossa é a *cúpula*, geralmente muito delgada e membranosa (ilustração principal na Fig. 11-5). A fossa é limitada anteriormente pela *eminência articular* e posteriormente pelo *tubérculo pós-glenoide* e a parte timpânica do osso temporal. Na abertura completa da boca, os côndilos da mandíbula deslizam anterior e inferiormente através do par de eminências articulares inclinadas.



**FIGURA 11-5** Fotografia principal: vista inferior do crânio com destaque para a fossa mandibular direita, placa pterigoide lateral e arco zigomático. As inserções proximais do masseter, os músculos pterigoide medial (cabeça profunda) e pterigoide lateral (cabeça superior) estão mostrados em vermelho. A fotografia pequena na direita mostra uma vista de perto, uma perspectiva lateral da fossa mandibular e características ósseas adjacentes. O disco não está presente.

## Aspectos Osteológicos Relevantes do Osso Temporal

- Fossa mandibular
- Cúpula
- Eminência articular
- Tubérculo pós-glenoide
- Processo estiloide
- Processo zigomático

O *processo estiloide* é uma extensão óssea muito fina que se protrai do aspecto inferior do osso temporal (Fig. 11-1). O processo apontado serve como uma inserção para o ligamento estilomandibular (discutido adiante) e três pequenos músculos (estiloglosso, estilo-hioide e estilofaríngeo). O *processo zigomático* do osso temporal forma a metade posterior do arco zigomático. (Consulte a ilustração principal na Fig. 11-5.)

### **OSSO ZIGOMÁTICO**

Os ossos zigomáticos direito e esquerdo constituem a maior parte das bochechas e das órbitas laterais dos olhos (Fig. 11-1). O *processo temporal* de um osso zigomático contribui para a metade anterior do arco zigomático (Fig. 11-5). Uma grande parte do músculo masseter se insere no osso zigomático e no arco zigomático adjacente.

### **OSSO ESFENOIDE**

Embora o osso esfenoide não contribua para a estrutura

da ATM, ele fornece inserções proximais para os músculos pterigoide medial e lateral. Quando articulado com o crânio, o osso esfenóide localiza-se transversalmente através da base do crânio. Os aspectos osteológicos relevantes do osso esfenóide são sua *asa maior*, a *placa pterigoide medial* e a *placa pterigoide lateral* (Fig. 11-6). Quando uma seção do arco zigomático é removida, as superfícies laterais da asa maior e da placa pterigoide lateral são reveladas (Fig. 11-7).

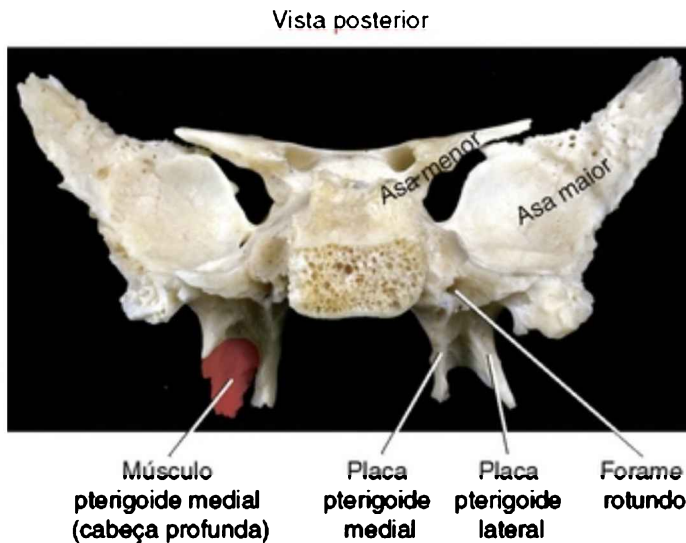


FIGURA 11-6 Vista posterior de um osso esfenóide removido do crânio. A inserção proximal do músculo pterigoide medial (cabeça profunda) está indicada em vermelho.

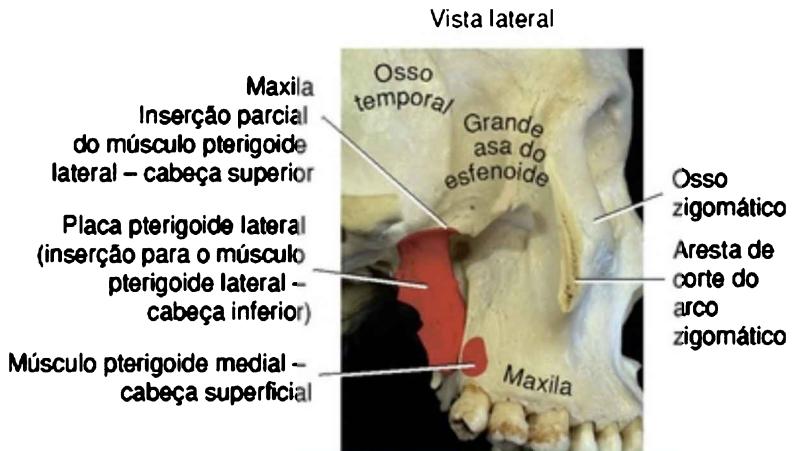


FIGURA 11-7 Vista lateral do lado direito do crânio com uma seção do arco zigomático removida. A asa maior e a parte lateral da placa pterigoide lateral estão visíveis. Observe as inserções em vermelho para os músculos pterigoides.

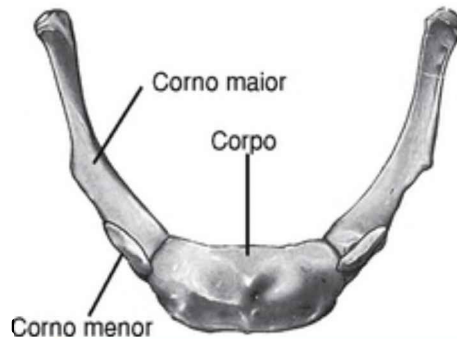
### Aspectos Osteológicos Relevantes do Osso Esfenoide

- Asa maior
- Placa pterigoide medial
- Placa pterigoide lateral

### OSSO HIOIDE

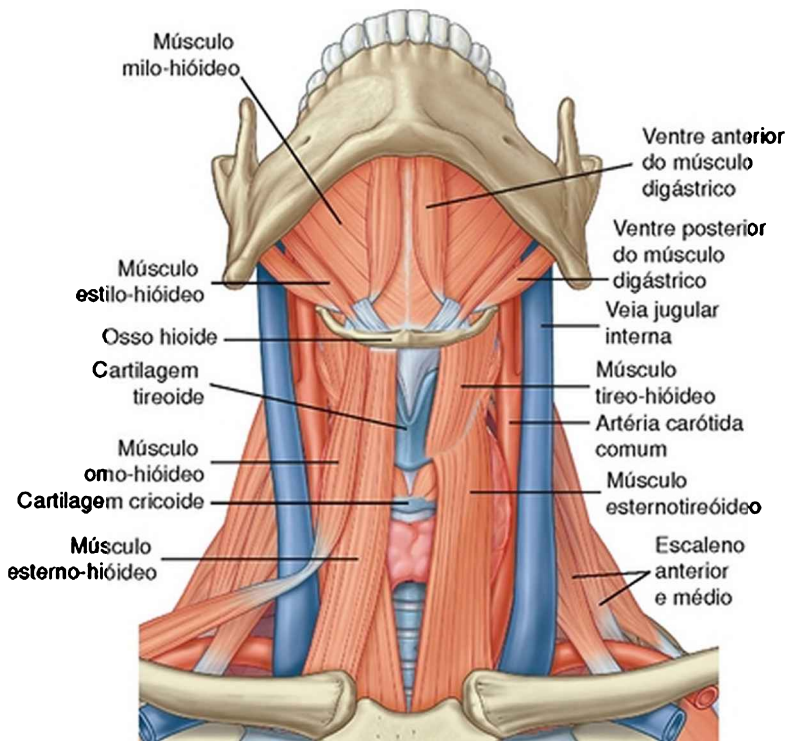
O hioide é um osso em forma de U que pode ser palpado na base da garganta, exatamente anterior ao corpo da terceira vértebra cervical (Fig. 11-8). O *corpo* do hioide é convexo anteriormente. Os *grandes cornos* bilaterais formam seus lados levemente curvados. O osso é suspenso primariamente por um par bilateral de

ligamentos estilo-hioideos. Muitos músculos que estão envolvidos nas funções de mover a língua, mastigar e falar inserem-se no osso hioide (Fig. 11-21).



**FIGURA 11-8** Vista superior do osso hioide, localizado na base da garganta.

*(De Standring S: Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice, ed 39, St Louis, 2005, Elsevier.)*



**FIGURA 11-21** Os músculos supra-hióideos e infra-hióideos são mostrados inseridos no osso hioide. O gênio-hióideo localiza-se profundamente em relação ao milo-hióideo e não está visível.

*(De Drake RL, Vogl W, Mitchell AWM: Gray's anatomy for students, St Louis, 2005, Churchill Livingstone.)*

## Dentes

A maxila e a mandíbula contêm 16 dentes permanentes cada (Fig. 11-3 para nomes de dentes inferiores). A estrutura da cada dente reflete sua função na mastigação (Tabela 11-1).

TABELA 11-1 Dentes Permanentes

Nomes	Funções	Números	Características Estruturais
Incisivos	Cortar o alimento	Maxilares, 4 Mandibulares, 4	Bordas afiadas
Caninos	Perfurar o alimento	Maxilares, 2 Mandibulares, 2	Maiores dentes permanentes; a coroa tem uma cúspide única
Pré-molares	Esmagar o alimento	Maxilares, 4 Mandibulares, 4	A coroa tem duas cúspides (bicúspide); os segundos pré-molares inferiores podem ter três cúspides
Molares	Triturar o alimento em partículas pequenas para a deglutição	Maxilares, 6 Mandibulares, 6	A coroa tem quatro ou cinco cúspides

Cada dente tem duas partes básicas: coroa e raiz (Fig. 11-9). Normalmente, a *coroa* é coberta por esmalte e está localizada acima da gengiva (presa). A *raiz* de cada dente é acomodada no osso alveolar. Os *ligamentos periodontais* auxiliam na inserção das raízes dos dentes dentro de seus encaixes.

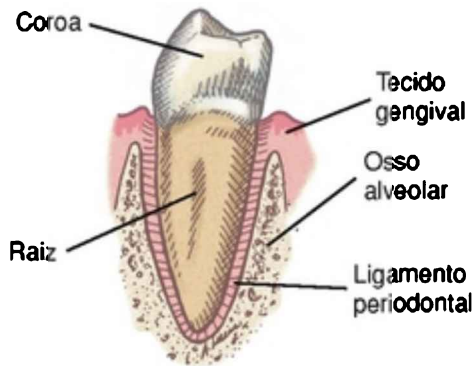


FIGURA 11-9 O dente e as suas estruturas periodontais de apoio. A largura dos ligamentos periodontais é bem exagerada para propósito de ilustração.

(De Okeson JP: *Management of temporomandibular disorders and occlusion*, ed 6, Chicago, 2005, Mosby.)

Cúspides são elevações cônicas que surgem na

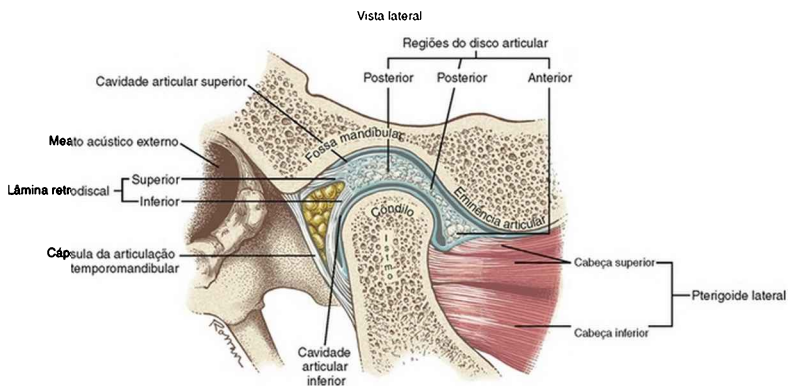
superfície de um dente. A *intercuspidação máxima* descreve a posição da mandíbula quando as cúspides do dente oposto estão em contato máximo. O termo é usado frequentemente em alternância com *relação cêntrica*, especialmente na descrição da posição relativa das superfícies articulares dentro da ATM. A *posição postural* relaxada da mandíbula permite um espaço levemente livre (separação interoclusal) entre os dentes superiores e inferiores. Normalmente os dentes fazem contato (ocluem) apenas durante a mastigação e a deglutição.

## **ARTROLOGIA DA ARTICULAÇÃO TEMPOROMANDIBULAR**

---

A articulação temporomandibular (ATM) é uma articulação livremente apropriada formada entre o côndilo mandibular e a fossa mandibular do osso temporal (Figs. 11-1 e 11-5). Ela é uma articulação sinovial que permite um largo arco de rotação, assim como de translação. Um *disco articular* acolchoa as grandes e repetitivas forças inerentes à mastigação. O disco separa a articulação em duas cavidades articulares sinoviais (Fig. 11-10). A *cavidade articular inferior* está entre o aspecto inferior do disco e o côndilo mandibular. A *cavidade articular superior* está entre a superfície superior do disco e o segmento ósseo formado pela fossa mandibular e a eminência articular.





**FIGURA 11-10** Vista lateral através de uma secção transversa no plano sagital de uma articulação temporomandibular direita normal. A mandíbula está em uma posição de intercuspidação máxima, com o disco em sua posição ideal relativa ao côndilo e ao osso temporal.

Embora as ATM direita e esquerda trabalhem juntas, cada uma retém sua habilidade para funcionar relativamente de forma independente. A mastigação é tipicamente realizada assimetricamente, com um lado da mandíbula que exerce uma força cortante maior que o outro. O lado dominante é geralmente referido como o lado “trabalhador”, enquanto o lado não dominante é referido como o lado “balanceador”.<sup>24</sup> Demandas diferentes são colocadas nos músculos e nas articulações dos lados trabalhador e balanceador.

## Estrutura Óssea

### CÔNDILO MANDIBULAR

O côndilo mandibular é achatado da frente para trás, com o comprimento mediolateral duas vezes tão grande quanto seu comprimento anteroposterior (Fig. 11-3). O

côndilo é geralmente convexo, possuindo pequenas projeções conhecidas como *polos medial e lateral*. O polo medial é mais proeminente que o lateral. Enquanto a boca está abrindo e fechando, a borda exterior do polo lateral pode ser palpada como um ponto embaixo da pele exatamente anterior ao meato auditivo externo.

A superfície articular do côndilo mandibular está alinhada com uma camada fina, mas densa, de *fibrocartilagem*. Este tecido absorve melhor as forças associadas à mastigação que a cartilagem hialina, e tem um processo reparador superior.<sup>65</sup> Ambas as funções são importantes, dadas as demandas extraordinárias colocadas na ATM.

## FOSSA MANDIBULAR

A fossa mandibular do osso temporal é dividida em duas superfícies: articular e não articular. A *superfície articular* da fossa é formada pela eminência articular e ocupa a parede inclinada anterior da fossa (Fig. 11-5). Esta superfície espessa e macia de suporte de carga é revestida por uma grossa camada de fibrocartilagem. A abertura completa da boca requer que cada côndilo deslize para a frente da eminência articular. O declive da eminência articular é, em média, a 55 graus do plano horizontal.<sup>29</sup> A magnitude do declive determina parcialmente o caminho cinemático do côndilo durante a abertura e o fechamento da boca.

A *superfície não articular* da fossa mandibular consiste em uma camada muito fina de osso e fibrocartilagem que ocupa grande parte das paredes superior (cúpula) e posterior da fossa (Fig. 11-5). Esta

fina região não é uma superfície adequada de suporte de carga. Uma força grande aplicada em direção à frente do queixo pode fraturar esta região da fossa, possivelmente quando direciona os fragmentos ósseos para dentro do crânio.

## **Disco Articular**

O disco articular dentro da ATM consiste principalmente em densa fibrocartilagem que, com exceção da sua periferia, é carente de suprimento de sangue e inervação sensorial. A histologia deste tecido é geralmente similar àquela de outros discos intra-articulares do corpo que suportam peso, tais como os discos dentro da articulação radioulnar distal e os meniscos do joelho. A fibrocartilagem na ATM é flexível, mas firme, por causa de seu rico conteúdo colagenoso. A periferia inteira do disco se insere na cápsula circundante da articulação.

O disco divide-se em três regiões: posterior, intermediária e anterior (Fig. 11-10). A forma de cada região permite ao disco acomodar-se aos vários contornos do côndilo e da fossa. A *região posterior* do disco é convexa superiormente e côncava inferiormente. A concavidade acomoda a maior parte do côndilo, bem como uma articulação bola-e-soquete. A região extremamente posterior acomoda-se à levemente organizada *lâmina retrodiscal*, que contém fibras de colágeno e elastina. As conexões feitas pela lâmina ancoram o disco posteriormente ao osso. Uma rede de trabalho que contém gordura, vasos sanguíneos e nervos sensoriais preenche o espaço entre a lâmina

superior e a inferior.

A *região posterior* do disco articular insere-se nas seguintes estruturas:

- *Lâmina retrodiscal inferior* rica em colágeno, a qual por sua vez insere-se à periferia do istmo superior da mandíbula junto à cápsula da ATM.
- *Lâmina retrodiscal superior* rica em elastina, a qual por sua vez insere-se na placa timpânica do osso temporal exatamente posterior à fossa mandibular.

A *região intermediária* do disco é côncava inferiormente e geralmente plana superiormente. A *região anterior* é quase plana inferiormente e levemente côncava superiormente para acomodar a convexidade da eminência articular. A região anterior do disco insere-se em muitos tecidos.

A *região anterior* do disco articular insere-se nas seguintes estruturas:

- Periferia do istmo superior da mandíbula, ao longo com a cápsula superior da ATM.
- Tendão da cabeça superior do músculo pterigoide lateral.
- Osso temporal exatamente anterior à eminência articular.

A espessura do disco varia entre sua região anterior e posterior. A região intermediária mais fina tem apenas 1 mm de espessura.<sup>36</sup> As regiões anterior e posterior, no entanto, são quase duas ou três vezes mais espessas. O disco é constricto em sua região

intermediária.<sup>55</sup> A constrição, ladeada pelas regiões anterior e posterior adjacentes mais grossas, forma uma ondulação na superfície inferior do disco. Na intercuspidação máxima, a região intermediária ondulada deveria adaptar-se entre a borda anterossuperior do côndilo e a eminência articular da fossa. A posição do disco protege o côndilo na forma de como ele desliza para a frente através da eminência articular durante a fase tardia da abertura completa da boca.

O disco articular maximiza a congruência dentro da ATM para reduzir a pressão do contato. O disco também adiciona estabilidade à articulação e ajuda a guiar o côndilo da mandíbula durante o movimento. Em uma ATM saudável, o disco desliza com o côndilo em translação. O movimento é governado por pressão intra-articular, forças musculares e ligamentos colaterais que inserem a periferia do disco ao côndilo.

## **Estruturas Capsulares e Ligamentosas**

### **CÁPSULA FIBROSA**

A ATM e o disco são circundados por uma frouxa *cápsula fibrosa*. As superfícies internas da cápsula são forradas por uma membrana sinovial. Superiormente, a cápsula insere-se na margem da fossa mandibular, tanto na anterior como na eminência articular. Inferiormente a cápsula insere-se na periferia do disco articular e no istmo superior da mandíbula. Anteriormente a cápsula e parte da borda anterior do disco inserem-se no tendão da cabeça superior do músculo pterigoide lateral (Fig. 11-10).

A cápsula da ATM fornece um suporte significativo para a articulação. Medial e lateralmente a cápsula é relativamente firme e fornece estabilidade à articulação durante movimentos laterais tais como os produzidos durante a mastigação. Anterior e posteriormente, no entanto, a cápsula é relativamente frouxa, permitindo a translação do côndilo e do disco para a frente quando a boca está aberta.

### **LIGAMENTO LATERAL**

O ligamento primário no reforço da ATM é o *ligamento lateral (temporomandibular)* (Fig. 11-11, A). O ligamento lateral foi descrito como uma combinação de fibras horizontais e oblíquas (Fig. 11-11, B).<sup>71</sup> As *fibras oblíquas* mais superficiais seguem na direção anterossuperior do istmo posterior da mandíbula para as margens laterais da eminência articular e do arco zigomático. As *fibras horizontais* mais profundas compartilham inserções temporais similares. Elas seguem horizontal e posteriormente para se inserir dentro do mastro lateral do côndilo mandibular.

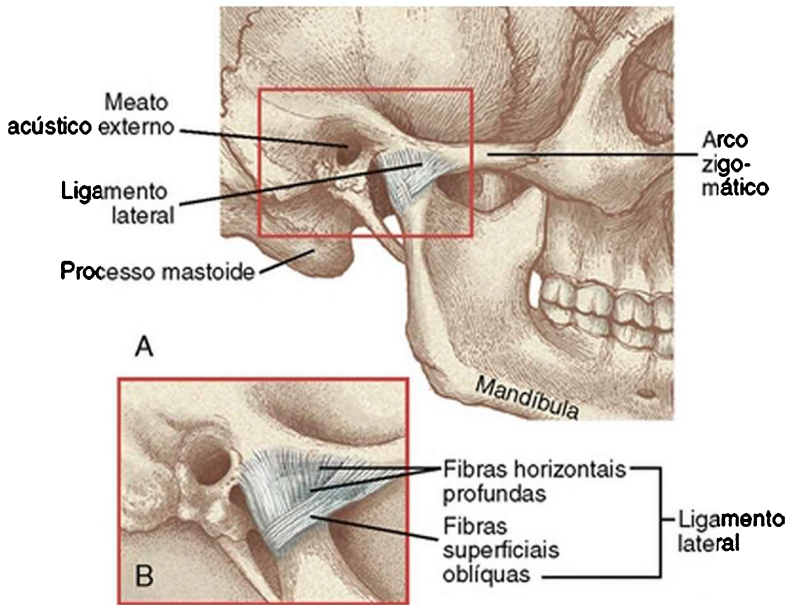


FIGURA 11-11 A, Ligamento lateral da articulação temporomandibular. B, As fibras principais do ligamento lateral: oblíquas e horizontais.

A função primária do ligamento lateral é estabilizar o lado lateral da cápsula. O desgaste ou o alongamento excessivo do ligamento lateral podem causar a migração do disco medialmente por um empuxo não oposto da cabeça superior do músculo pterigoide lateral. Como descrito na discussão de artrocinemática, as fibras oblíquas do ligamento lateral têm uma função especial ao guiar o movimento do côndilo durante a abertura da boca.<sup>55</sup>

## LIGAMENTOS ACESSÓRIOS

Os ligamentos *estilomandibulares* e *esfenomandibulares* são os ligamentos acessórios da ATM. Ambos são

localizados medialmente à cápsula articular (Fig. 11-12). Os ligamentos ajudam na suspensão da mandíbula pelo crânio e provavelmente têm apenas uma limitada função dinâmica na mastigação.

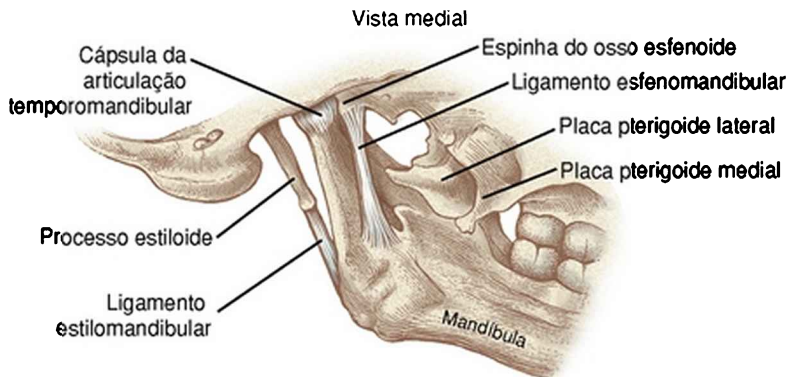


FIGURA 11-12 Uma vista medial da cápsula da articulação temporomandibular mostra os ligamentos estilomandibular e esfeno-mandibular.

### Tecidos Conjuntivos de Suporte dentro da Articulação Temporomandibular

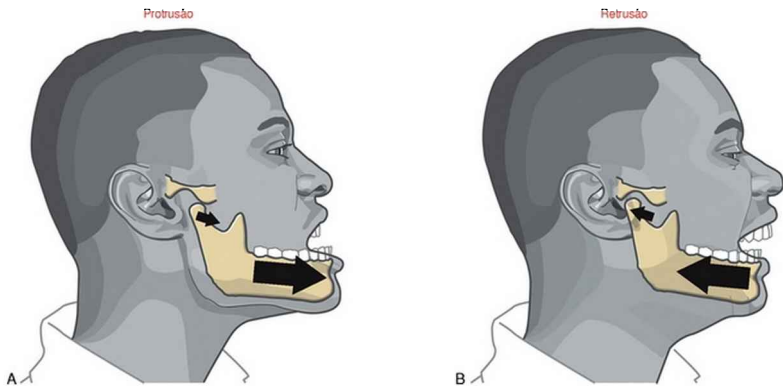
- Disco articular
- Cápsula fibrosa
- Ligamento articular temporomandibular lateral
- Ligamento esfenomandibular
- Ligamento estilomandibular

### Osteocinemática

A osteocinemática da mandíbula é geralmente mais



descrita como protrusão e retrusão, excursão lateral e depressão e elevação (Figs. 11-13 a 11-15). Todos esses movimentos ocorrem em variados graus durante a mastigação. Para uma análise mais detalhada dos movimentos mandibulares, o leitor é encorajado a consultar o trabalho clássico de Posselt,<sup>61</sup> completamente resumido por Okeson.<sup>55</sup>



**FIGURA 11-13** Protrusão (A) e retrusão (B) da mandíbula.

Excursão lateral

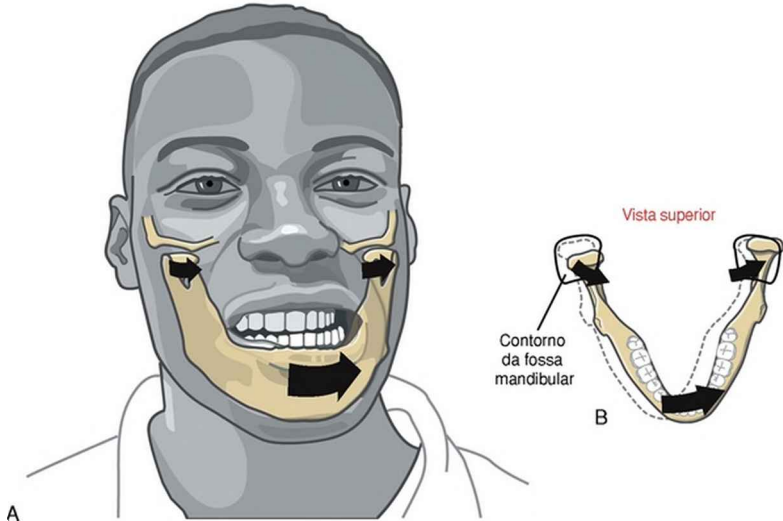


FIGURA 11-14 Excursão lateral da mandíbula. (A) mostrada em combinação com a rotação no plano horizontal (B).

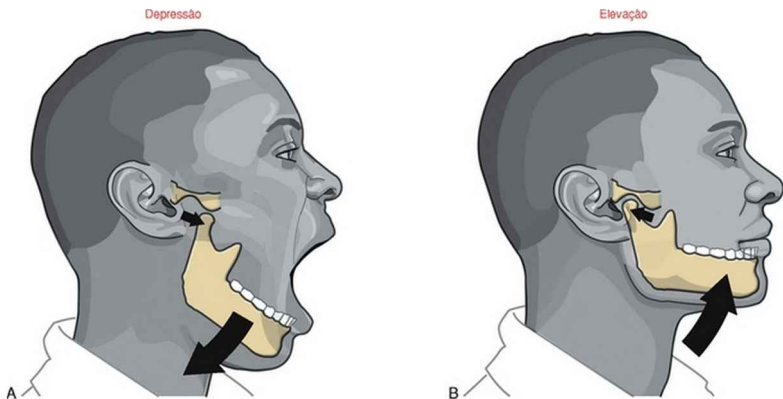


FIGURA 11-15 Depressão (A) e elevação (B) da mandíbula.

## PROTRUSÃO E RETRUSÃO

A *protrusão* da mandíbula ocorre como uma translação *anterior* da mesma sem rotação significativa (Fig. 11-13, A). A protrusão é um componente importante da abertura máxima da boca. A *retrusão* da mandíbula ocorre na direção reversa (Fig. 11-13, B). A retrusão fornece um importante componente de fechamento da boca totalmente aberta e protrusa.

### EXCURSÃO LATERAL

A *excursão lateral* da mandíbula ocorre primariamente como uma translação lado a lado (Fig. 11-14, A). A direção (direita ou esquerda) da excursão lateral ativa pode ser descrita tanto como contralateral quanto ipsilateral ao lado da ação muscular primária. No adulto, uma média de 11 mm (quase ½ polegada) da excursão unilateral máxima é considerada normal.<sup>74</sup> A excursão lateral da mandíbula é geralmente combinada com outras rotações e translações relativamente delicadas. Normalmente, o meio específico de movimento é guiado pela forma da fossa mandibular e pela posição do disco articular.

### DEPRESSÃO E ELEVAÇÃO

A *depressão* da mandíbula causa a *abertura* da boca, um componente fundamental da mastigação (Fig. 11-15, A). A abertura máxima da boca geralmente ocorre durante ações como o bocejo e o canto. No adulto, a boca pode ser aberta em uma média de 50 mm, medindo entre as margens incisais dos dentes frontais superiores e inferiores.<sup>2,35,74</sup> A abertura interincisal é tipicamente grande o suficiente para acomodar três

“dedos” (articulações interfalangeanas proximais). A mastigação típica, no entanto, requer uma abertura máxima média de 18 mm – quase 36 % do máximo (suficiente para aceitar um dedo adulto). Estar apto para acomodar dois dedos entre as bordas dos incisivos superiores e inferiores é considerado anormal nos adultos de tamanho médio. A *elevação* da mandíbula fecha a boca – uma ação usada para triturar a comida durante a mastigação (Fig. 11-15, B).

### **Artrocinemática**

O movimento da mandíbula tipicamente envolve a ação bilateral das ATM. A função anormal de uma articulação naturalmente interfere na função da outra. Dependente da osteocinemática, a artrocinemática da ATM normalmente envolve tanto a rotação quanto a translação. Em geral, durante o *movimento rotacional*, o côndilo mandibular rola em relação à superfície inferior do disco, e durante o *movimento translacional* o côndilo mandibular e o disco deslizam essencialmente juntos. O disco geralmente se move na direção do côndilo em translação.

### **PROTRUSÃO E RETRUSÃO**

Durante a protrusão e a retrusão, o côndilo mandibular e o disco transladam anterior e posteriormente, respectivamente, em relação à fossa (Fig. 11-13). O côndilo e o disco seguem o declive para baixo da eminência articular. A mandíbula desliza ligeiramente para baixo durante a protrusão e para cima durante a retrusão. O caminho do movimento varia dependendo

do grau de abertura da boca.

### **EXCURSÃO LATERAL**

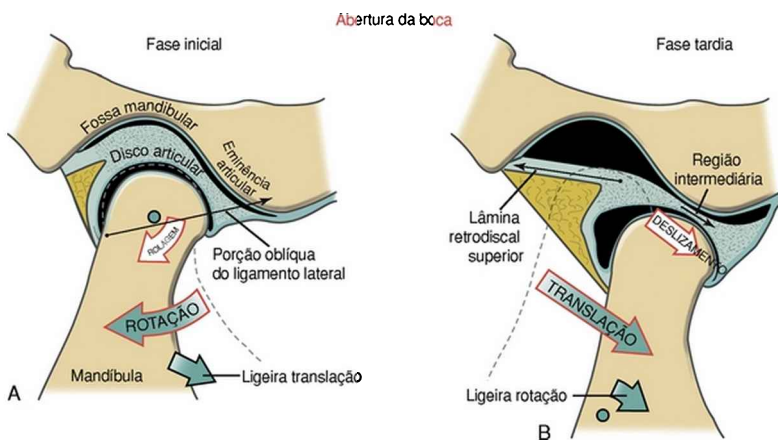
A excursão lateral envolve principalmente uma translação lado a lado do côndilo e do disco dentro da fossa. Ligeiras rotações multiplanares são tipicamente combinadas com a excursão lateral.<sup>55</sup> A Figura 11-14, *B* mostra um exemplo de excursão lateral combinada com uma leve rotação no plano horizontal. O côndilo esquerdo forma um ponto pivô dentro da fossa, assim como o côndilo direito roda levemente, anterior e medialmente.

### **DEPRESSÃO E ELEVAÇÃO**

A abertura e o fechamento da boca ocorrem por depressão e elevação da mandíbula, respectivamente. Durante esses movimentos, cada ATM experimenta uma combinação de rotação e translação entre o côndilo mandibular, o disco articular e a fossa. Nenhuma outra articulação no corpo vivencia proporção tão grande de translação e rotação. Pelo fato de a rotação e a translação ocorrerem simultaneamente, o eixo de rotação está em constante movimento. No caso ideal, os movimentos dentro das duas ATM resultam em um arco máximo de abertura da boca com um estresse mínimo colocado sobre as superfícies articulares.

A artrocinemática de abertura da boca é demonstrada em uma fase inicial e uma fase tardia na Figura 11-16. A *fase inicial*, constituinte dos primeiros 35% aos 50 % do arco de movimento, envolve principalmente a *rotação* da mandíbula relativa ao

crânio.<sup>66,88</sup> Como representado na Figura 11-16, A, o côndilo rola posteriormente dentro da superfície côncava inferior do disco. (A direção da rolagem é descrita em relação à rotação de um ponto do ramo da mandíbula.) O movimento de rolagem balança o corpo da mandíbula inferior e posteriormente. O eixo de rotação não está fixado, mas migra dentro da vizinhança dos côndilos.<sup>24,60</sup>



**FIGURA 11-16** Artrocinemática da abertura da boca, ilustrada para a articulação temporomandibular direita apenas: fase inicial (A) e fase tardia (B).

O movimento de rolagem do côndilo alonga a porção oblíqua do ligamento lateral. A tensão aumentada no ligamento auxilia o início da fase tardia da abertura da boca.<sup>57,71</sup>

A *fase tardia* da abertura da boca consiste nos 50% aos 65% finais do arco total de movimento. Esta fase é marcada por uma transição gradual da rotação primária à translação primária. A transição pode ser

rapidamente apreciada pela palpação do côndilo da mandíbula durante a abertura total da boca. Durante a translação, o côndilo e o disco deslizam juntos em uma direção para a frente e inferior contra o declive da eminência articular (Fig. 11-16, B). No final da abertura, o eixo de rotação desloca-se inferiormente. O ponto exato do eixo é difícil de ser definido porque isso depende da razão rotação-translação do indivíduo, que é única. Na fase tardia da abertura, o eixo está geralmente abaixo do istmo da mandíbula.<sup>24</sup>

A abertura completa da boca alonga-se maximamente e puxa o disco anteriormente. A extensão da translação para a frente (protrusão) é limitada, em parte, pela tensão da lâmina retrodiscal superior alongada. A região intermediária do disco translada-se para a frente enquanto permanece entre o aspecto superior do côndilo e a eminência articular. Esta colocação do disco maximiza a congruência articular e reduz o estresse intra-articular.

A artrocinemática do *fechamento da boca* ocorre em ordem reversa daquela descrita para a abertura. Quando a boca está completamente aberta e preparada para o fechamento, a tensão na lâmina retrodiscal superior começa a retrain o disco, o que origina a fase translacional inicial do fechamento. A fase tardia é dominada pela rotação do côndilo dentro da concavidade do disco, terminada quando o contato é feito entre os dentes superiores e inferiores.

## **INTERAÇÃO MÚSCULO E ARTICULAÇÃO**

### **Inervação dos Músculos e Articulações**

Os músculos da mastigação e sua inervação estão listados na Tabela 11-2. Baseados primariamente no tamanho, os músculos da mastigação são divididos em dois grupos: primários e secundários. Os músculos primários são o masseter, temporal, pterigoide medial e pterigoide lateral. Os músculos secundários são bem menores. Os músculos primários da mastigação são inervados pelo nervo mandibular, uma divisão do *nervo trigêmeo* (V nervo craniano). Esse nervo sai do crânio pelo forame oval, que é exatamente medial e levemente anterior à fossa mandibular (Fig. 11-5).

**TABELA 11-2** Músculos Primários ou Secundários da Mastigação e sua Inervação

Músculos	Inervação
<b>Músculos Primários</b>	
Masseter	Ramo do nervo mandibular, uma divisão do V nervo craniano
Temporal	Ramo do nervo mandibular, uma divisão do V nervo craniano
Pterigoide Medial	Ramo do nervo mandibular, uma divisão do V nervo craniano
Pterigoide Lateral	Ramo do nervo mandibular, uma divisão do V nervo craniano
<b>Músculos Secundários</b>	
<i>Grupo Supra-</i>	



<i>hióideo</i>	
Digástrico (vente posterior)	Nervo facial (VII nervo craniano)
Digástrico (ventre anterior)	Nervo inferior alveolar (ramo do nervo mandibular, uma divisão do V nervo craniano)
Gênio-hióideo	C1 por meio do nervo hipoglosso (XII nervo craniano)
Milo-hióideo	Nervo inferior alveolar (ramo do nervo mandibular, uma divisão do V nervo craniano)
Estilo-hióideo	Nervo facial (VII nervo craniano)
<i>Grupo Infra-hióideo</i>	
Omo-hióideo	Ramo ventral de C1-C3
Esterno-hióideo	Ramo ventral de C1-C3
Esternotireóideo	Ramo ventral de C1-C3
Tireo-hióideo	Ramo ventral de C1 (por meio do XII nervo craniano)

A parte central do disco dentro da ATM carece de inervação sensorial. A periferia do disco, a cápsula, o ligamento lateral e os tecidos retrodisciais, no entanto, possuem fibras de dor e mecanorreceptores.<sup>75,87</sup> Além disso, os mecanorreceptores e os nervos sensoriais da

mucosa oral, os ligamentos periodontais e os músculos abastecem o sistema nervoso com uma rica fonte de propriocepção. Esta informação sensorial ajuda na proteção de tecidos orais macios, tais como a língua e as bochechas, de traumas causados pelos dentes durante a mastigação ou a fala. Ademais, a sensação auxilia a coordenar os reflexos neuromusculares e sincronizar a interação funcional entre os músculos da ATM e a regulação craniocervical. A inervação sensorial da ATM é transportada através de dois ramos do nervo mandibular: o auriculotemporal e o massetérico.<sup>75</sup>

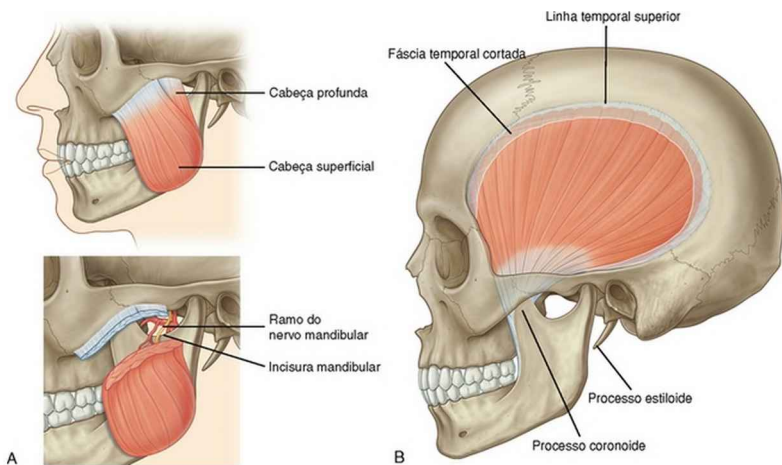
## **Anatomia e Função Muscular**

### **MÚSCULOS PRIMÁRIOS DA MASTIGAÇÃO**

Os músculos primários da mastigação são o masseter, o temporal, o pterigoide medial e o pterigoide lateral. Dirija-se ao Apêndice III, Parte C, para um resumo de inserções musculares.

#### **Masseter**

O masseter é um músculo espesso e forte, facilmente palpável exatamente abaixo do ângulo da mandíbula (Fig. 11-17, A). O músculo como um todo origina-se do arco zigomático e do osso zigomático (Figs. 11-1 e 11-5) e se insere inferiormente na superfície externa do ramo da mandíbula (Fig. 11-2).



**FIGURA 11-17** Ilustração sinaliza os músculos masseter esquerdo (intacto e espécime de corte) **(A)** e temporal esquerdo **(B)**

(De Drake RL, Vogl W, Mitchell AWM: *Gray's anatomy for students*, St Louis, 2005, Churchill Livingstone.)

O masseter tem cabeças superficial e profunda (Fig. 11-17, A). As fibras da maior cabeça, a mais *superficial*, seguem inferior e posteriormente, inserindo-se inferiormente próximas ao ângulo da mandíbula. As fibras da menor cabeça, a mais *profunda*, inserem-se inferiormente na região superior do ramo da mandíbula, próximas à base do processo coronóide.

As ações de ambas as cabeças do masseter são essencialmente as mesmas. A contração bilateral *eleva* a mandíbula para manter os dentes em contato durante a mastigação.<sup>55,75</sup> A linha de força do músculo é quase perpendicular à superfície cortante dos molares. A principal função do masseter, portanto, é desenvolver grandes forças entre os molares para despedaçar e

triturar de forma eficaz a comida. A ação bilateral dos masseteres também *protrai* a mandíbula levemente. A contração unilateral do masseter, no entanto, causa *excursão ipsilateral* leve da mandíbula. Tal ação pode ocorrer durante um movimento de mastigação lateral (Fig. 11-18). As ações múltiplas do masseter são necessárias para a mastigação efetiva.

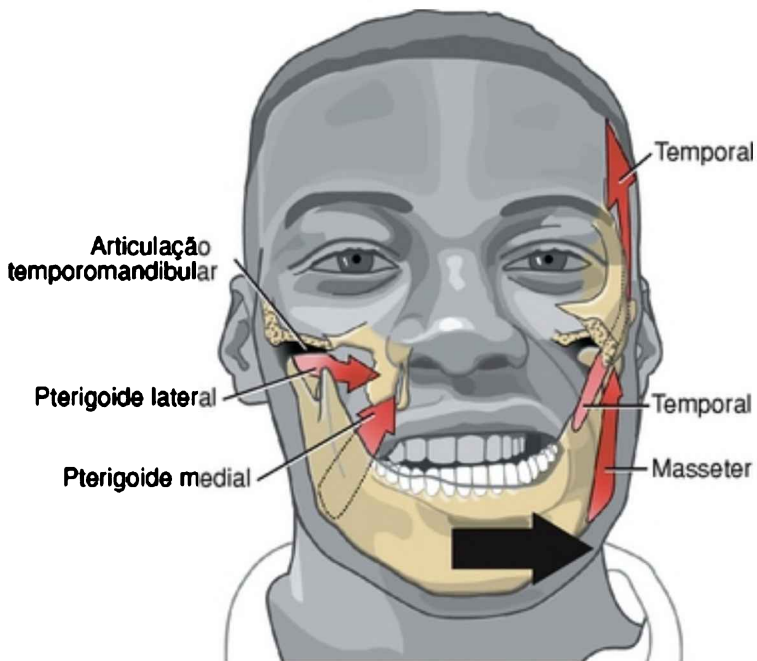


FIGURA 11-18 Vista do plano frontal mostra a interação muscular durante a excursão lateral esquerda da mandíbula. Esta ação pode ocorrer durante um movimento de trituração lado a lado enquanto se está mastigando. Os músculos envolvidos na produção do movimento estão indicados em vermelho.

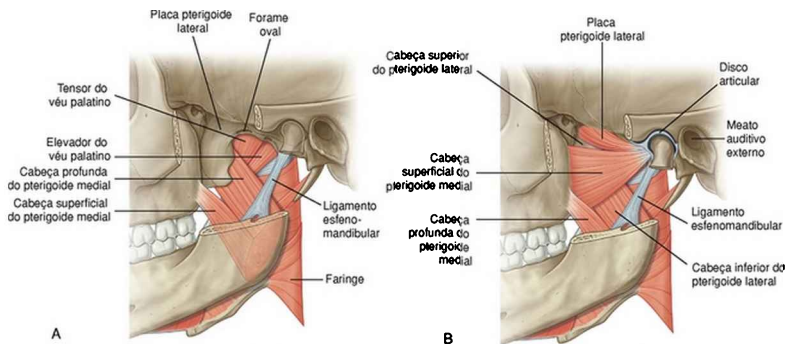
**Temporal**

O temporal é um músculo plano, em forma de leque, que preenche muito da concavidade da fossa temporal do crânio (Figura 11-17, B). De sua inserção cranial, o músculo forma um amplo tendão que se estreita distalmente quando passa através de um espaço formado entre o arco zigomático e a parte lateral do crânio (Fig. 11-5). O músculo insere-se distalmente no processo coronoide e na margem anterior e superfície medial do ramo da mandíbula (Fig. 11-2). As contrações bilaterais dos músculos temporais *elevam* a mandíbula. As fibras posteriores mais oblíquas *elevam e retraem* a mandíbula.<sup>55</sup>

De forma similar ao masseter, o temporal segue superficial e medialmente à medida que se aproxima de sua inserção distal. A contração unilateral do temporal, portanto, ocorre quando se mastiga de maneira lado a lado, o que causa leve *excursão ipsilateral* da mandíbula (Fig. 11-18).

### **Pterigoide Medial**

O músculo pterigoide medial surge a partir de duas cabeças (Fig. 11-19, A). A *cabeça maior e profunda* insere-se na superfície medial da placa pterigoide lateral do osso esfenóide (Figs. 11-5 e 11-6). A *cabeça superficial* menor insere-se em uma região do lado posterior da maxila, exatamente acima do terceiro molar (Fig. 11-7).<sup>75</sup> Ambas as cabeças seguem paralelas ao músculo masseter e inserem-se na face interna do ramo, próximo ao ângulo da mandíbula (Figs. 11-2 e 11-4).



**FIGURA 11-19** Ilustração destaca os músculos pterigoide medial esquerdo (A) e pterigoide lateral (B). A mandíbula e o arco zigomático foram cortados para melhor exposição dos músculos pterigoides.

(De Drake RL, Vogl W, Mitchell AWM: *Gray's anatomy for students*, St Louis, 2005, Churchill Livingstone.)

As ações das duas cabeças do pterigoide medial são essencialmente idênticas. Ao atuar bilateralmente, o pterigoide medial *eleva* e, em uma extensão limitada, *protrai* a mandíbula. Por causa da linha oblíqua de força do músculo em relação ao plano frontal, uma contração unilateral do pterigoide medial produz uma *excursão contralateral* muito efetiva da mandíbula (Fig. 11-18).

### Pterigoide Lateral

O músculo pterigoide lateral é geralmente descrito como um músculo bipenado com duas cabeças distintas (Fig. 11-19, B).<sup>20,52,55,75</sup> A *cabeça superior* surge a partir da asa maior do osso esfenóide (Figs. 11-5 e 11-7). A *cabeça inferior*, maior e mais considerável, surge a partir da superfície lateral da placa pterigoide lateral e da região contígua da maxila (Fig. 11-7).

Como um todo, o músculo pterigoide lateral atravessa quase horizontalmente para inserir-se (1) no istmo da mandíbula e na fossa pterigoide, (2) no disco articular e (3) na cápsula da ATM (Fig. 11-10).<sup>\*</sup> Embora o assunto continue a ser debatido, muitas fontes declaram que quase 65% das fibras da *cabeça superior* inserem-se na fossa pterigoide (Fig. 11-2), enquanto as fibras remanescentes inserem-se na parede medial da cápsula e parte do lado medial do disco articular. A *cabeça inferior* insere-se na fossa pterigoide e no istmo adjacente da mandíbula.

A ação precisa e a função das duas cabeças do músculo pterigoide durante a mastigação são controversas e não são completamente entendidas.<sup>52,53,82</sup> A falta de entendimento reflete parcialmente a localização profunda do músculo e o subsequente desafio técnico ao estudo eletromiográfico.<sup>20</sup> A maioria dos autores, no entanto, acredita que a contração unilateral de ambas as cabeças do pterigoide lateral produz *excursão contralateral* da mandíbula (Fig. 11-18). A contração unilateral do músculo também faz a rotação ipsilateral do côndilo anteromedialmente dentro do plano horizontal. Normalmente, um dado músculo pterigoide lateral direito ou esquerdo contrai-se sinergicamente com outros músculos durante a mastigação. Por exemplo, como demonstrado na Figura 11-18, um movimento de mordida que envolva excursão lateral esquerda é controlado pelos músculos pterigoides direitos lateral e medial e pelo masseter e temporal esquerdos.

A contração bilateral de ambas as cabeças do músculo pterigoide lateral produz uma potente

*protrusão* da mandíbula. <sup>42</sup> Como completamente descrito na discussão do controle muscular de abertura e fechamento da boca, as duas cabeças dos músculos pterigoides laterais são ativas em diferentes fases da abertura e do fechamento da boca. (Para esta e outras considerações morfológicas, muitos autores têm argumentado que as duas cabeças do pterigoide lateral são realmente músculos separados.<sup>20</sup>) Muitas fontes sugerem que a *cabeça inferior* é o depressor primário da mandíbula, especialmente durante a abertura resistida da boca.<sup>44,52,55,59</sup> A *cabeça superior*, em contraste, ajuda a controlar a tensão do disco e a sua posição durante o fechamento resistido da mandíbula.<sup>44,52</sup> Esta ação é especialmente importante durante o fechamento resistido e unilateral da mandíbula, tal como quando se morde um pedaço duro de doce.

### MÚSCULOS SECUNDÁRIOS DA MASTIGAÇÃO

Os músculos supra e infra-hióideos são considerados músculos secundários da mastigação (Fig. 11-21). Esses músculos estão listados na Tabela 11-2. As forças produzidas por esses músculos são transferidas tanto direta quanto indiretamente para a mandíbula. Os músculos *supra-hióideos* inserem-se entre a base do crânio, o osso hioide e a mandíbula; os músculos *infra-hióideos* inserem-se superiormente ao hioide e inferiormente à cartilagem tireoide, ao esterno e à escápula. As inserções mandibulares de três dos músculos supra-hióideos – ventre anterior do digástrico, gênio-hióideo, e milo-hióideo – são mostradas na Figura 11-4. O Apêndice III, Parte C,



inclui as inserções dos músculos supra e infra-hióideos.

Com o osso hioide estabilizado pela ativação suficiente dos músculos infra-hióideos, os músculos supra-hióideos podem ajudar na depressão da mandíbula e, deste modo, na abertura da boca.<sup>8</sup> Os músculos supra e infra-hióideos estão também envolvidos na fala, no movimento da língua, na deglutição e no controle de bolos de comida antes da deglutição.

## RESUMO DA AÇÃO MUSCULAR INDIVIDUAL

A Tabela 11-3 fornece um resumo das ações individuais dos músculos da mastigação.

**TABELA 11-3** Ações dos Músculos da Mastigação

Músculo	Elevação (Fechamento da Boca)	Depressão (Abertura da Boca)	Excursão Lateral	Protrusão	Retrusão
Masseter	XXX	–	X (IL)	X	–
Pterigoide medial	XXX	–	XXX (CL)	X	–
Pterigoide lateral (cabeça superior)	*	–	XXX (CL)	XXX	–
Pterigoide Lateral (cabeça inferior)	–	XXX	XXX (CL)	XXX	–
Temporal	XXX	–	X (IL)	–	XXX (Fibras Posteriores)
Grupo muscular supra-hióideo	–	XXX	–	–	X <sup>†</sup>

CL, excursão contralateral; L, excursão ipsilateral.

\* Estabiliza ou ajusta a posição do disco articular.

† Por ação direta do glúteo-hióideo, mio-hióideo e digástrico (ventre anterior) apenas.

O potencial relativo de um músculo para mover a mandíbula está assinalado com uma das pontuações: X = mínimo, XX = moderado e XXX = máximo. Um traço significa nenhuma ação muscular efetiva.

### ENFOQUE ESPECIAL 11-1 Interações Funcionais entre o Masseter e os Músculos Pterigoídeos Mediais

Os músculos pterigoide medial e masseter formam uma alça funcional em volta do ângulo da mandíbula (Fig. 11-20). As contrações simultâneas desses músculos podem

exercer uma força cortante poderosa que é direcionada através da mandíbula e ultimamente entre os molares superiores e inferiores. A força cortante máxima nestas regiões tem uma média de 422 N (43,09 kg) no adulto, duas vezes maior do que a gerada entre os incisivos.<sup>42</sup>

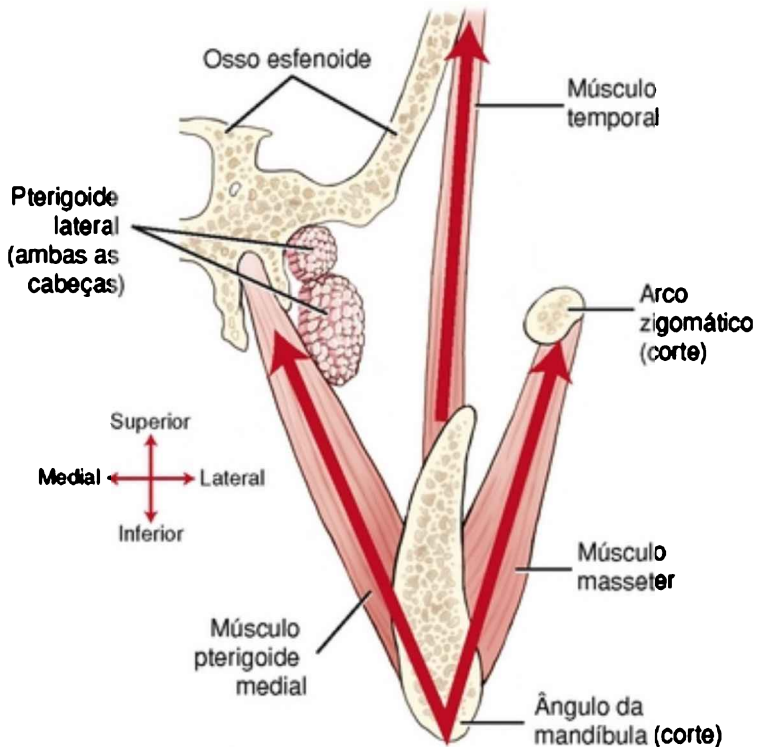


FIGURA 11-20 Um plano frontal, uma perspectiva de secção transversal do crânio é mostrada através da região média do arco zigomático. A perspectiva de secção transversal inclui os músculos primários da mastigação (lado esquerdo apenas). As linhas de força estão indicadas para os músculos primários que fecham a boca: masseter, temporal e pterigoide medial. Observe a alça funcional formada ao redor do ângulo da mandíbula pelos músculos masseter e pterigoide medial.

Atuando nos lados interno e externo da mandíbula, o masseter e o pterigoide medial também produzem uma importante força lado a lado entre os molares superiores e inferiores. Como mostrado na [Figura 11-18](#), a contração simultânea do pterigoide medial direito e do masseter esquerdo produz um desvio lateral esquerdo. A contração desses músculos neste modelo sinérgico pode produzir uma força de cisalhamento muito efetiva entre os molares e a comida, nos dois lados da boca. A ação muscular combinada é muito eficaz na trituração e no esmagamento do alimento antes da deglutição.

### **ENFOQUE ESPECIAL 11-2 Desarranjo Interno do Disco**

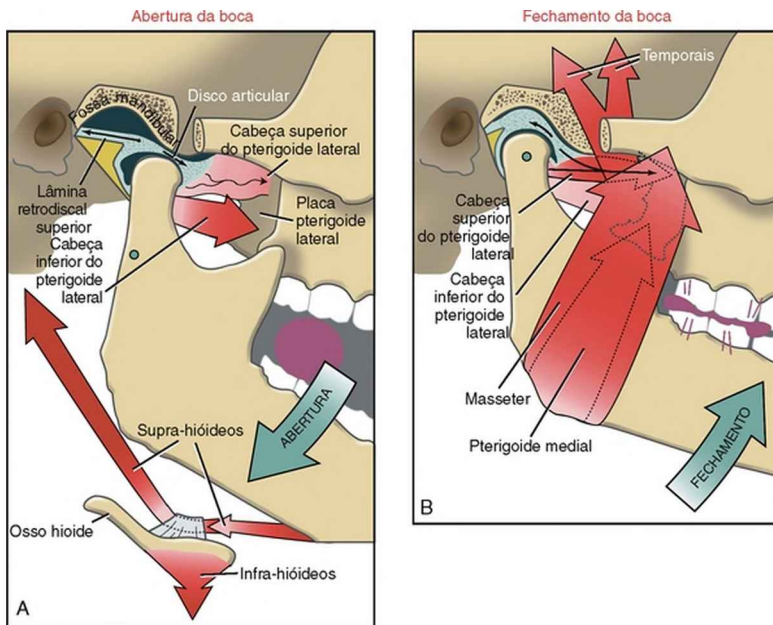
Adisfunção mecânica da articulação tempomandibular (ATM) geralmente causa movimentos dolorosos, trabalhosos e reduzidos da mandíbula. Uma disfunção relativamente comum envolve uma posição anormal do disco relativa ao côndilo e à fossa, um prejuízo referido como desarranjo interno do disco.<sup>81</sup> O desarranjo pode ser causado por patologia, trauma ou outras condições dentro da articulação, incluindo a alteração da forma do disco, a inclinação anormal da eminência articular, as cápsulas superalongadas ou a perda da elasticidade dentro da lâmina retrodiscal superior.<sup>29</sup> Além disso, o desarranjo interno do disco pode ser associado à hiperatividade muscular, mais notadamente a cabeça superior do pterigoide lateral. Baseada na linha de tração e na inserção dessas fibras musculares, a ativação excessiva pode puxar o disco em uma direção anteromedial relativa à articulação.<sup>42,82,83</sup> A causa da hiperatividade neste

músculo não é conhecida ao certo, mas pode ser associada ao estresse emocional crônico e aos hábitos parafuncionais, tais como o ranger excessivo dos dentes ou o cerramento dos mesmos.<sup>20</sup> Uma vez que o disco esteja anormalmente posicionado, é vulnerável ao estresse potencialmente grande e danoso.<sup>55,58</sup>

## **CONTROLE MUSCULAR DA ABERTURA E DO FECHAMENTO DA BOCA**

### **Abertura da Boca**

A abertura da boca é realizada principalmente através da contração da *cabeça inferior do pterigoide lateral* e do *grupo de músculos supra-hióideos*. Esta ação é representada na Figura 11-22, A, à medida que a boca se abre para morder uma uva. A cabeça inferior do pterigoide lateral é responsável principalmente pela translação para a frente (protrusão) do côndilo mandibular. Este músculo é também envolvido em uma dupla-força com os músculos supra-hióideos em contração. A dupla-força roda a mandíbula em volta de seu eixo de rotação, mostrado como um círculo aberto em verde abaixo do istmo da mandíbula. Embora a rotação mandibular seja mínima durante a fase tardia da abertura da boca, ela facilita os extremos desta ação. A gravidade também auxilia na abertura da boca.



**FIGURA 11-22** A interação entre músculo e articulação durante a abertura (A) e o fechamento (B) da boca. O grau relativo de ativação muscular está indicado pela diferente intensidade de vermelho. Em **B**, a cabeça superior do músculo pterigoide lateral é mostrada excêntrica e ativa. As localizações dos eixos de rotação (mostrados como círculos verdes em **A** e **B**) são apenas estimativas.

Como descrito previamente, o disco e o cêndilo deslizam para a frente como uma unidade durante a fase tardia da abertura da boca. O disco é alongado e puxado anteriormente pelo (1) cêndilo em translação e (2) pela pressão intra-articular aumentada criada pela ativação da cabeça inferior do pterigoide lateral. Embora a cabeça superior do pterigoide lateral se insira diretamente no disco, a maioria da literatura indica que ela é relativamente inativa enquanto a boca se fecha.

## **Fechamento da Boca**

O fechamento da boca contra resistência é realizado principalmente pela contração dos *músculos masseter, pterigoide medial e temporal* (Fig. 11-22, B). Todos esses músculos têm um braço de momento muito favorável (sistema de alavancas) para esta ação. As fibras posteriores mais oblíquas do músculo temporal também *retraem* a mandíbula. Esta ação translada a mandíbula em uma direção posterossuperior e ajuda a assentar novamente o côndilo dentro da fossa.

Embora a ação muscular não seja completamente entendida ou concordada, a *cabeça superior* do pterigoide lateral é provavelmente ativa excentricamente durante o fechamento da boca. A ativação tende a ser melhor do lado “trabalhador” da mandíbula (p. ex., aquele lado mais envolvido com a mastigação).<sup>55</sup> A ativação excêntrica exerce uma tensão para a frente no disco e no istmo da mandíbula (Fig. 11-22, B). A tensão ajuda a estabilizar e posiciona otimamente o disco entre o côndilo e a eminência articular. A ativação muscular também auxilia no balanço da forte retrusão gerada pelas fibras posteriores do temporal.

## **DESORDENS TEMPOROMANDIBULARES**

O termo *desordens temporomandibulares* (DTM) é vasto e geralmente vago, e refere-se a um número de problemas clínicos que envolvem o sistema mastigatório.<sup>81</sup> As DTM são tipicamente associadas a lesões que envolvem os músculos, a articulação, ou

ambos.<sup>63,78</sup> Além disso, a dor durante o movimento, os sinais e os sintomas das DTM incluem sons articulares (“estalos”), força de mordida molar reduzida, arco de abertura da boca reduzida, dores de cabeça, trancamento articular, e dor referida na face e no escalpo.\* Muitos fatores estão associados às causas da DTM, incluindo o estresse ou outras perturbações emocionais, hábitos orais diários parafuncionais (p. ex, ranger dos dentes, mordidas repetitivas dos lábios ou da língua), atividade muscular assimétrica, bruxismo do sono, postura crônica da cabeça anteriorizada ou sensibilização do sistema nervoso central. Embora a maioria dos casos sejam autolimitantes, uma pequena porcentagem pode progredir para a osteoartrite, a qual pode levar a mudanças degenerativas significativas dentro da articulação, remodelagem do osso e uma perda acentuada de função.<sup>41,68</sup>

Nenhuma explanação única mecânica ou fisiológica pode justificar os múltiplos sintomas associados à DTM.<sup>34,67</sup>

### **ENFOQUE ESPECIAL 11-3** A Função Especial da Cabeça Superior do Pterigoide Lateral no Ajuste da Posição Discal

A posição específica do disco relativa ao côndilo durante a mordida é fortemente influenciada pelo tipo de resistência criada pelos objetos mastigados. Enquanto a boca se fecha contra uma resistência de mordida relativamente baixa, tal como sobre uma uva como demonstrado na [Figura 11-22, B](#), a região fina intermediária do disco está tipicamente na sua posição ideal entre o côndilo e a eminência articular.

Durante a aplicação de uma força de mordida assimétrica e grande, no entanto, a posição do disco pode precisar de ajuste. A mordida unilateral sobre um pedaço rígido de doce entre os molares, por exemplo, reduz momentaneamente a pressão intra-articular dentro da articulação temporomandibular ipsilateral. Até o doce ser amassado, ele atua como um “espaçador” entre a mandíbula superior e a inferior, o que reduz o contato articular. Durante este evento, uma contração concêntrica energética da cabeça superior do músculo pterigoide lateral pode protrar o disco para a frente, deslizando, assim, sua espessa região posterior entre o côndilo e a eminência articular. A superfície mais grossa aumenta a congruência dentro da articulação, ajudando a estabilizá-la contra as forças desiguais aplicadas à mandíbula como um todo.

## Tratamentos Conservadores Comuns para as Desordens Temporomandibulares

Exercício terapêutico

*Biofeedback*, técnicas de relaxamento, administração do estresse

Frio ou calor

Educação do paciente (correção postural)

Terapia manual

Ultrassom, iontoforese, fonoforese

Neuroestimulação elétrica transcutânea

Modificação comportamental

Farmacoterapia

Injeções intra-articulares (anestésico local ou



corticosteroides)

Terapia oclusal (alteração da estrutura dos dentes e posição da mandíbula)

Aparelhos intraorais (órteses)

A patomecânica envolvida com uma desordem particular pode decorrer de estresse articular da anatomia anormal ou dentição; desarranjo interno do disco; ou trauma, tal como uma queda, uma pancada na face ou lesão cervical em chicote. Outros fatores predisponentes podem incluir sobrecarga crônica da articulação e doença reumática.<sup>25,41</sup> Geralmente, no entanto, a causa exata da DTM é desconhecida.

O tratamento para a DTM é misto e depende principalmente da natureza do problema subjacente. Os sintomas múltiplos associados à DTM geralmente requerem tratamentos colaborativos de uma equipe clínica, que pode incluir dentistas, médicos, fisioterapeutas e fisiologistas.<sup>11,27,39,55,56</sup> Os tratamentos mais comuns e conservadores para a DTM estão listados no quadro a seguir.

Discutir a efetividade clínica relativa dos diferentes tratamentos conservadores para as DTM não é o foco deste capítulo. Brevemente, no entanto, é válido observar que poucos estudos clínicos têm reportado que o exercício terapêutico, a terapia manual, a terapia com órteses e a educação dos pacientes podem reduzir a dor e melhorar o alcance de movimento da mandíbula em pessoas com DTM.<sup>10,27,41,48</sup> No entanto, nem todos os estudos concordam com estes achados.<sup>48,49,76</sup> Os resultados conflitantes a respeito da efetividade do

tratamento para a DTM resultam, em parte, do modelo de estudos de pesquisa. Muitos dos estudos não têm controle ótimo para variáveis confusas, tais como intervenções de tratamento não similares ou uso de indivíduos como ampla variedade de severidade da patologia.

A intervenção cirúrgica é relativamente rara para pessoas com DTM e geralmente é realizada apenas quando a dor é muito grande ou o movimento é tão limitado que a qualidade de vida está significativamente reduzida. Além da artrocentese, a cirurgia pode envolver a artroscopia para inspecionar a articulação e remover aderências, a condilotomia para realinhar o côndilo com relação ao disco, a artrotomia (procedimentos de abertura articular, tais como a reposição discal e a discectomia) e a recolocação da ATM.<sup>21</sup> A cirurgia é geralmente ineficaz se realizada sem outras intervenções mais conservadoras.

## **RESUMO**

---

A Parte 1 deste capítulo apresenta a cinesiologia da articulação temporomandibular (ATM). O par de articulações é fisicamente comprometido literalmente centenas de vezes por dia, não apenas durante a mastigação, mas também durante a deglutição, a fala, o canto e outras atividades não específicas e subscientes. Essas atividades invariavelmente produzem forças de compressão e cisalhamento nas superfícies articulares e no tecido conjuntivo periarticulares. As forças partem de muito pequenas – por exemplo, durante a deglutição – para talvez

centenas de newtons – por exemplo, durante uma vigorosa mastigação de alimento. Essas forças originam-se principalmente das ações dos músculos. Estes interagem sinergisticamente para abrir e fechar a boca bem como para mover a mandíbula de um lado para o outro e de frente para trás – ações que muito efetivamente esmagam e trituram o alimento antes que ele seja deglutido.

Além de produzir forças grandes e multidirecionais, as ATM devem permitir a extensiva movimentação da mandíbula, de apenas poucos milímetros durante o sussurro, a talvez 5 cm de depressão durante a mordida de uma maçã de tamanho grande. As demandas funcionais únicas colocadas sobre as ATM refletem-se na estrutura diferenciada das articulações. A junta é livremente articulada para permitir tanto rotação quanto translação do côndilo mandibular. Esta “articulação deslizante em dobradiça” combinada aumenta o potencial de excursão da mandíbula. Como um meio de proteger a articulação de forças potencialmente grandes e repetitivas, as superfícies ósseas articulares são forradas por uma camada de fibrocartilagem e parcialmente cobertas por um disco intra-articular espesso. As principais funções do disco são guiar a artrocinemática, estabilizar a articulação e, talvez o mais importante, reduzir o estresse nas superfícies articulares.

Durante o movimento da mandíbula, o disco é constantemente reposicionado para reduzir o estresse de contato – especialmente entre o côndilo mandibular e a eminência articular inclinada da fossa mandibular. O posicionamento desse disco é guiado por

uma combinação de forças, incluindo tensão passiva da cápsula e da lâmina retrodiscal alongadas, compressão do côndilo mandibular e forças ativas da cabeça superior do músculo pterigoide lateral. Em algumas pessoas, o disco fica temporária ou permanentemente deslocado, não mais capaz de proteger a articulação do estresse potencialmente lesivo. Em casos mais crônicos e severos, o desarranjo interno do disco pode levar à redução muito dolorosa do movimento da mandíbula, geralmente associada à inflamação crônica e à degeneração do tecido conjuntivo periarticular.

Existem outras condições crônicas dolorosas na ATM, mesmo quando o disco está bem alinhado. Tais condições são geralmente perplexas e difíceis de tratar. As abordagens de tratamento variam consideravelmente através das disciplinas. Independentemente do acesso, os clínicos são desafiados com o entendimento da complicada anatomia e cinesiologia da ATM. Este conhecimento é o primeiro passo na direção da apreciação das variadas manifestações clínicas das desordens temporomandibulares, assim como para entender a razão do emprego de intervenções de tratamento mais conservadoras e cirúrgicas.

## **PARTE 2: VENTILAÇÃO**

A *ventilação* é o processo mecânico pelo qual o ar é inalado e exalado através dos pulmões e das vias aéreas. Este processo rítmico ocorre de 12 a 20 vezes por minuto no repouso e são essenciais para a manutenção da vida. Este capítulo agora enfoca a

cinesiologia da ventilação.

A ventilação permite a troca de oxigênio e dióxido de carbono entre os alvéolos dos pulmões e o sangue. Essa troca é essencial para o metabolismo oxidativo dentro das fibras musculares. O processo converte a energia química necessária para mover e estabilizar as articulações do corpo.

A intensidade relativa da ventilação pode ser descrita como “silenciosa” ou “forçada”. Na população saudável, a *ventilação silenciosa* ocorre durante as atividades relativamente sedentárias que possuem baixas demandas energéticas. Em contraste, a *ventilação forçada* ocorre durante atividades extenuantes que requerem rápida e volumosa troca de ar, tais como o exercício, ou na presença de alguma doença respiratória. Existe uma variedade ampla e contínua de intensidade da ventilação entre a ventilação silenciosa e a forçada.

A Figura 11-23 mostra os volumes e as capacidades pulmonares no adulto normal. Como representado, a *capacidade pulmonar total* é de aproximadamente 5,5 a 6 L de ar. A *capacidade vital*, normalmente por volta de 4.500 mL, é o volume máximo de ar que pode ser exalado após uma inalação máxima. O *volume corrente* é o volume de ar movido para dentro e para fora dos pulmões durante cada ciclo ventilatório. No repouso, o volume corrente é de quase 0,5 L, aproximadamente 10% da capacidade vital.

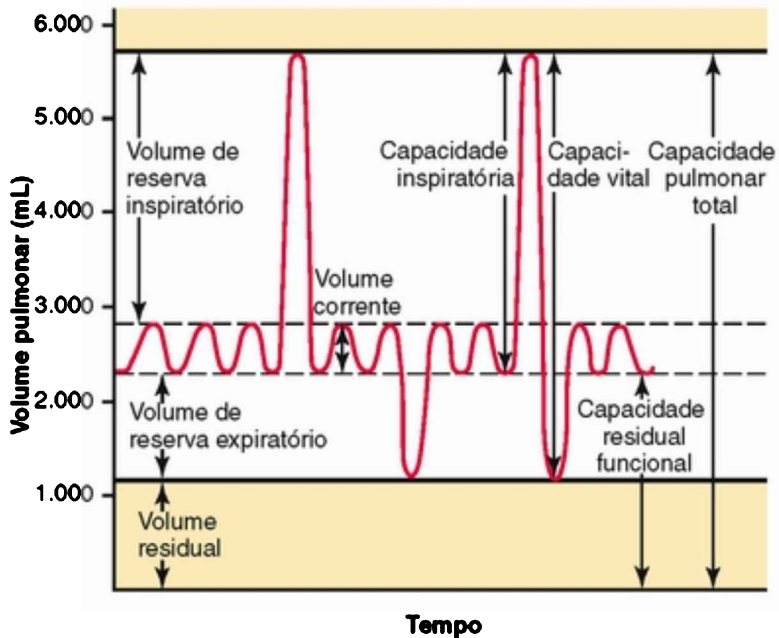


FIGURA 11-23 Os volumes e as capacidades pulmonares em um adulto normal. A capacidade pulmonar é a soma de dois ou mais volumes.

(De Guyton AC, Hall JE: *Textbook of medical physiology*, ed 10, Philadelphia, 2000, Saunders.)

A ventilação é guiada por uma combinação de forças ativas e passivas que alteram o volume dentro do tórax expansível. A mudança no volume intratorácico causa uma mudança na pressão aérea como o descrito pela *Lei de Boyle*. Esta lei declara que, dadas temperatura e massa fixas, o *volume* e a *pressão* de um gás, tal como o ar, são inversamente proporcionais. Aumentar o volume dentro da câmara de um pistão, por exemplo, diminui a pressão do ar contido. Pelo fato de o ar fluir espontaneamente da alta para a baixa

pressão, a pressão relativamente alta do ar fora do pistão força o ar para dentro de uma abertura no alto do pistão. Em outras palavras, a pressão negativa criada dentro do pistão puxa o ar para dentro da sua câmara (Fig. 11-24, A). Esta analogia entre o tórax e o pistão pode ser muito útil no entendimento da mecânica da ventilação. Como será descrito, muito da física da ventilação humana é baseada na relação inversa entre o volume e a pressão de um gás.

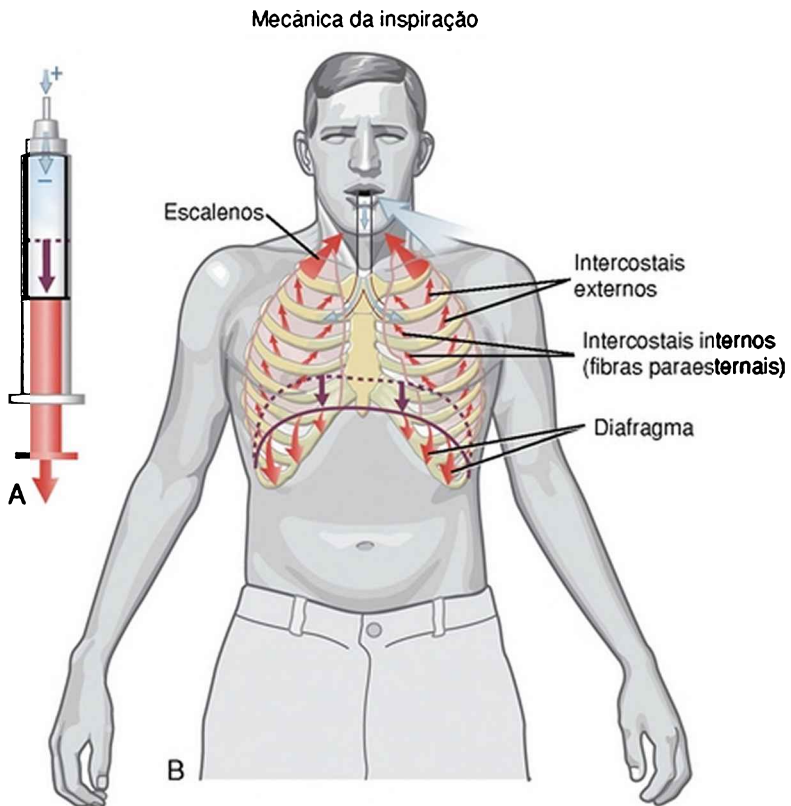


FIGURA 11-24 A mecânica muscular da inspiração. A, Usando um pistão em expansão e ar para mostrar uma

analogia pela Lei de Boyle. Aumentar o volume dentro de um pistão reduz a pressão do ar dentro da câmara do pistão. A pressão negativa do ar criará sucção que leva à alta pressão do ar de fora para dentro do pistão através de um orifício no alto do pistão. **B**, Um adulto saudável mostra como a contração dos músculos primários da inspiração (diafragma, escalenos e intercostais) aumenta o volume intratorácico, que por sua vez expande os pulmões e reduz a pressão alveolar. A pressão alveolar negativa leva ar para dentro dos pulmões. A descendência do diafragma está indicada pelo par de setas grossas e verticais em roxo.

Durante a *inspiração*, o volume intratorácico é aumentado por uma contração dos músculos que se inserem nas costelas e no esterno (Fig. 11-24, *B*). À medida que o tórax se expande, a pressão dentro do espaço intrapleurar, que já é negativa, é adicionalmente reduzida e cria uma sucção que expande o pulmão. A expansão resultante dos pulmões reduz a pressão alveolar abaixo da pressão atmosférica e finalmente puxa o ar da atmosfera para os pulmões.

A *expiração* é o processo de expulsar (exalar) ar dos pulmões dentro do ambiente. De acordo com a analogia ao pistão previamente descrito, a diminuição do volume dentro da câmara do pistão aumenta a pressão do ar contido, forçando este para fora. A expiração nos seres humanos ocorre por um processo similar. A redução do volume intratorácico aumenta a pressão alveolar e, então, traz o ar dos alvéolos para fora dos pulmões e para a atmosfera.

Em pessoas saudáveis, a expiração silenciosa é principalmente um processo passivo que não depende da ativação muscular. Quando os músculos da



inspiração relaxam após a contração, o volume intratorácico é naturalmente diminuído pela retração elástica dos pulmões, do tórax e do tecido conjuntivo dos músculos inspiratórios alongados. A *expiração forçada*, tal como a necessária para tossir ou assoprar uma vela, requer a força ativa produzida pelos músculos expiratórios, tais como os abdominais.

## **ARTROLOGIA**

---

### **Tórax**

O tórax, ou caixa torácica, é um sistema fechado que funciona como um fole mecânico para a ventilação. O aspecto interno do tórax é selado com relação à parte de fora por muitas estruturas (Quadro 11-1). Embora este capítulo enfoque o tórax como um fole mecânico, o tórax também protege os órgãos cardiopulmonares e os grandes vasos; serve como uma base estrutural para a coluna cervical; e fornece um local para inserção de músculos que atuam direta ou indiretamente na cabeça, no pescoço e nas extremidades.

#### **QUADRO 11-1 Tecidos que Selam o Tórax**

##### **POSTEROLATERALMENTE**

---

- Vértabras torácicas
- Costelas
- Membrana e músculos intercostais

##### **ANTERIORMENTE**

---

- Cartilagens costais
- Esterno
- Membrana e músculos intercostais

## **SUPERIORMENTE**

---

- Clavículas e costelas superiores
- Fáscia cervical que circunda o esôfago e a traqueia
- Músculos cervicais

## **INFERIORMENTE**

---

- Músculo diafragma

## **Articulações dentro do Tórax**

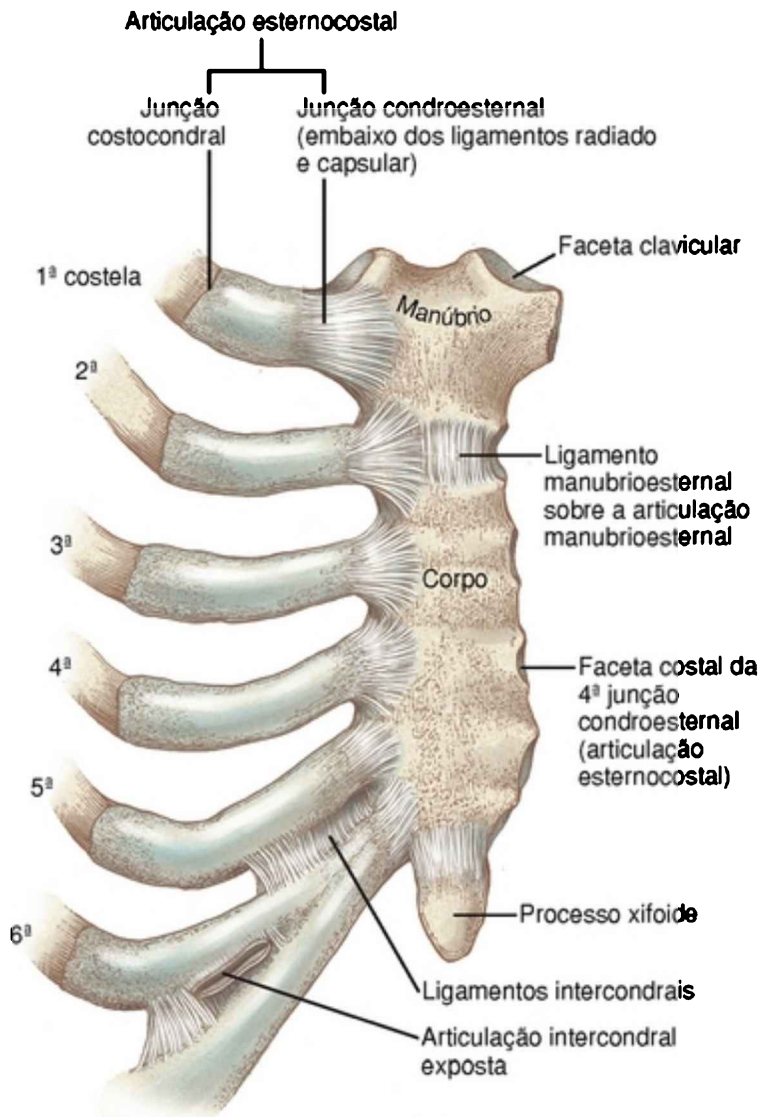
O tórax modifica seu formato durante a ventilação pela variação da quantidade de movimentos da articulação manubrioesternal e de cinco grupos adicionais de articulações.

### **Articulações dentro do Tórax**

- Articulação manubrioesternal
- Articulações esternocostais (incluindo as junções costochondrais e chondrosternais)
- Articulações intercondrais
- Articulações costocorporais
- Articulações costotransversas
- Articulações torácicas intervertebrais

## ARTICULAÇÃO MANUBRIOESTERNAL

O manúbrio se funde com o corpo do esterno na *articulação manubrioesternal* (Fig. 11-25). Esta articulação fibrocartilaginosa é classificada como sinartrose, similar à estrutura da sínfise púbica. Um disco parcial preenche a cavidade da articulação manubrioesternal e se ossifica completamente na vida adulta. Antes da ossificação, a articulação pode contribuir modestamente para a expansão do tórax.



**FIGURA 11-25** Vista anterior de parte da parede torácica destacada a articulação manubriosternal, as articulações esternocostais (com junções costocondrais e condroesternais) e as articulações intercondrais. As costelas estão removidas do lado esquerdo para expor as facetas

costais.

## ARTICULAÇÕES ESTERNOCOSTAIS

Bilateralmente, os finais cartilagosos anteriores das primeiras sete costelas articulam-se com as partes laterais do esterno. Em um sentido amplo, essas articulações são referidas como *articulações esternocostais* (Fig. 11-25). Por causa da cartilagem que intervém entre os ossos das costelas e do esterno, entretanto, cada articulação esternocostal é estruturalmente dividida em junções costocondrais e condroesternais.

As *junções costocondrais* representam a transição entre o osso e a cartilagem dos finais anteriores de cada costela. Nenhuma cápsula ou ligamento reforça essas junções. O perióstio das costelas gradualmente se transforma no pericôndrio da cartilagem. As junções costocondrais permitem muito pouco movimento.

As *junções condroesternais* são formadas entre os finais mediais da cartilagem das costelas e as pequenas facetas costais côncavas do esterno. A primeira junção condroesternal é uma sinartrose, que fornece uma conexão relativamente dura com o esterno.<sup>75</sup> A segunda e até sétima articulação, no entanto, são sinoviais em natureza, permitindo movimentos de ligeiro deslize. Algumas vezes, os discos fibrocartilagosos estão presentes, especialmente nas articulações mais inferiores, em que as cavidades estão frequentemente ausentes. Cada articulação sinovial é circundada por uma cápsula que é reforçada por *ligamentos radiados*.

## **ARTICULAÇÕES INTERCONDRAIS**

As bordas opostas das cartilagens das costelas 5 a 10 formam *articulações intercondrais* pequenas, forradas por sinóvia e reforçadas por *ligamentos intercondrais* (Fig. 11-25). As costelas 11 e 12 não se inserem anteriormente ao esterno.

## **ARTICULAÇÕES COSTOCORPORAIS E COSTOTRANSVERSAS**

O final posterior das costelas insere-se na coluna vertebral por meio das articulações costocorporais (costovertebrais) e costotransversas. As *articulações costocorporais* conectam as cabeças de cada uma das 12 costelas aos lados correspondentes dos corpos das vértebras torácicas. As *articulações costotransversas* conectam os tubérculos articulares das costelas 1 a 10 aos processos transversos da vértebra torácica correspondente. As estruturas anatômicas e ligamentosas dessas articulações estão descritas e ilustradas no Capítulo 9 (Fig. 9-51).

## **ARTICULAÇÕES TORÁCICAS INTERVERTEBRAIS**

O movimento dentro da coluna vertebral torácica ocorre principalmente nas articulações intercorpóreas e apofisárias dentro da região. É provável que a ventilação forçada esteja associada a um movimento modesto dessas articulações, embora este tópico não tenha sido completamente investigado. A estrutura e a função dessas articulações está descrita no Capítulo 9.

## **Mudanças no Volume Intratorácico durante a**

## Ventilação

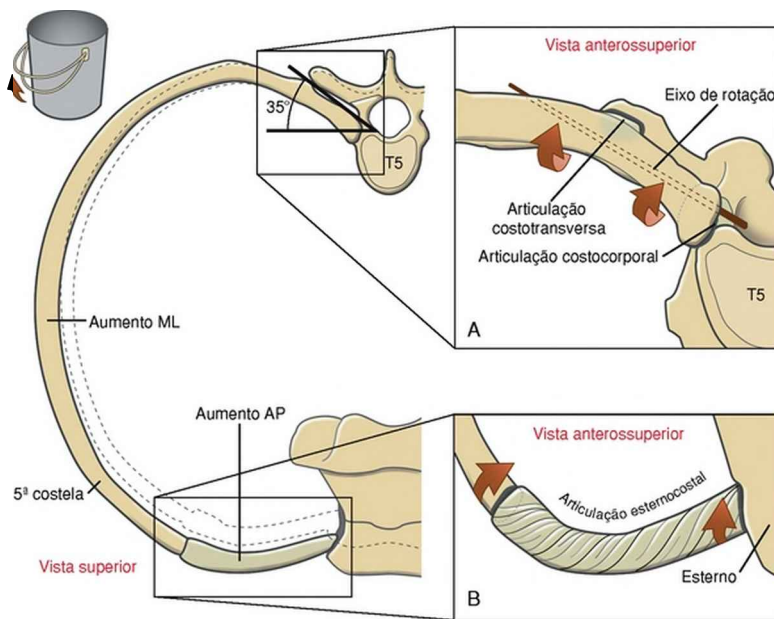
### MUDANÇAS VERTICAIS

Durante a inspiração, o diâmetro vertical do tórax é aumentado principalmente pela contração e pelo subsequente abaixamento da cúpula do músculo diafragma (Fig. 11-24, B). Durante a expiração silenciosa o diafragma relaxa e permite que a cúpula se retraia para cima, para sua posição de repouso.

### MUDANÇAS ANTEROPOSTERIORES E MEDIOLATERAIS

A elevação e a depressão das costelas e do esterno produzem mudanças nos diâmetros anteroposterior e mediolateral do tórax. Em graus variados, todas as articulações dentro do tórax contribuem para essas mudanças no diâmetro.

Durante a *inspiração*, o eixo das costelas eleva-se em um caminho geralmente perpendicular ao eixo de rotação que cursa entre as articulações costotransversas e costocorporais (Fig. 11-26). O eixo das costelas inclinado para baixo roda para cima e para fora, aumentando o volume intratorácico tanto no diâmetro anteroposterior quanto no mediolateral. Uma leve rotação das articulações posteriores produz um deslocamento relativamente grande do eixo das costelas. O mecanismo é algo similar à rotação de uma alça de balde. Durante a *inspiração forçada*, o movimento das costelas é combinado com uma leve extensão de toda coluna torácica.



**FIGURA 11-26** Um vista de cima da quinta costela mostra o mecanismo de “alça de balde” de elevação das costelas durante a inspiração. A linha tracejada fora da costela indica sua posição antes da inspiração. A elevação da costela aumenta tanto o diâmetro anteroposterior (AP) quanto o mediolateral (ML) do tórax. A costela se conecta à coluna vertebral por meio das articulações costotransversas e costocorporais (A) e ao esterno através da articulação esternocostal (B). Durante a elevação, o istmo da costela move-se ao redor de um eixo de rotação que segue entre as articulações costotransversas e costocorporais. A costela em elevação cria uma torção ou enroscamento na cartilagem associada à articulação esternocostal.

O caminho específico do movimento de uma dada costela depende parcialmente de sua forma única e da orientação espacial do eixo de rotação que segue através das articulações costotransversas e



costocorporais. Nas *seis costelas superiores* o eixo é deslocado horizontalmente em aproximadamente 25 a 35 graus do plano frontal; nas *seis costelas inferiores*, o eixo é deslocado horizontalmente em 35 a 45 graus do plano frontal. (O modelo anatômico usado para ilustrar a Figura 11-26, A mostra um deslocamento de aproximadamente 35 graus do plano frontal.) Esta leve diferença nas angulações leva as costelas superiores a se elevar mais levemente na direção anterior, o que facilita o movimento do esterno para cima e para a frente.

As costelas em elevação e o esterno criam ligeira flexão e movimentos de torção dentro das cartilagens maleáveis associadas às articulações do tórax. Como demonstrado na Figura 11-26, B, a torção criada em uma cartilagem torcida dentro de uma articulação esternocostal guarda um componente de energia usado para elevar as costelas. A energia é parcialmente recuperada durante a expiração, assim que a caixa torácica se recolhe para seu estado relativamente constricto.

Durante a *expiração*, os músculos da inspiração relaxam e permitem que as costelas e o esterno retornem a sua posição pré-inspiratória. O abaixamento do corpo das costelas combinado com os movimentos inferiores e posteriores do esterno diminuem os diâmetros anteroposterior e mediolateral do tórax. Durante a *expiração forçada*, o movimento das costelas é acompanhado por uma ligeira flexão de toda a coluna torácica.

## Opor-se à Expansão do Tórax

O trabalho realizado pelos músculos da inspiração deve superar o recolhimento elástico natural do tecido pulmonar e dos tecidos conjuntivos que compreendem o tórax. O trabalho adicional é realizado para vencer a resistência do ar inspirado quando ele passa através de vias aéreas muito extensas. A quantidade de ar que alcança os alvéolos depende da pressão alveolar reduzida, que é determinada em parte pelo efeito em rede da contração muscular e também pelas propriedades mecânicas que se opõem à expansão torácica.

Muitos fatores podem opor-se significativamente à expansão do tórax. A idade avançada, por exemplo, está associada à rigidez aumentada (complacência reduzida) das articulações e dos tecidos conjuntivos que compõem a caixa torácica.<sup>23</sup> O tecido pulmonar, no entanto, perde a capacidade de retração elástica e fica mais complacente na idade avançada.<sup>90</sup> (A complacência, neste contexto, é uma medida da extensibilidade dos pulmões produzida por um ponto na pressão transpulmonar.) A complacência em rede do sistema respiratório total (tórax e pulmões) decresce com a idade avançada.<sup>89</sup> Uma redução maior na pressão é então necessária para inspirar um dado volume de ar. Na realidade, os músculos têm que trabalhar mais durante a inspiração. Isso explica parcialmente por que alcançar a idade avançada está tipicamente associada a uma ligeira diminuição no volume corrente e um leve aumento na frequência respiratória.

As doenças ou posturas anormais podem também se opor à expansão torácica. A artrite reumatoide, por exemplo, pode aumentar a rigidez da cartilagem das

articulações esternocostais e então resistir a um aumento no volume intratorácico. A escoliose grave ou cifose podem também limitar fisicamente a expansão do tórax.<sup>79</sup>

## **AÇÕES MUSCULARES DURANTE A VENTILAÇÃO**

A cinesiologia da ventilação é muito complexa e pode envolver um número muito grande de interações musculares, espalhadas por todo o esqueleto axial. É necessário que um forte sistema controle precisamente as diferentes intensidades de ventilação, incluindo atividades relacionadas como sorrir, bocejar, prender a respiração enquanto se nada, suspirar e fungar. Além disso, com a exceção do músculo diafragma, todos os outros músculos da ventilação são frequente e simultaneamente envolvidos com o controle do movimento e da estabilidade do tronco e das regiões craniocervicais e, indiretamente, das extremidades superiores e inferiores.

Muito ainda está para ser aprendido sobre as funções específicas dos músculos da ventilação. Alguns métodos usados para estudar este tópico estão listados no quadro.\*

Além disso, observações clínicas dos efeitos da paralisia muscular após lesão da medula espinal têm ajudado tremendamente no entendimento da função normal dos músculos venti-latórios.<sup>32,51,77</sup>

Medidas Comuns Usadas para Determinar as Funções dos Músculos Ventilatórios

- Morfologia muscular tal como massa, área transversal, linha de força relativa às costelas
- Tipo de fibra
- Pressões ventilatórias, incluindo as mudanças na pressão pleural por unidade de força muscular normalizada
- Eletromiografia de origens humanas e animais
- Imagens de fluoroscopia, ultrassônicas e de ressonância magnética
- Efeitos de estimulação nervosa

Como será descrito, qualquer músculo que se insira no tórax pode ajudar potencialmente na mecânica da ventilação. Mais especificamente, um músculo que *umente* o volume intratorácico é um músculo da *inspiração*; um músculo que *diminua* o volume intratorácico é um músculo da *expiração*. A anatomia detalhada e a inervação dos músculos da ventilação estão no Apêndice III, Parte C, em particular na seção dos músculos relacionados principalmente à ventilação.

## Músculos da Inspiração Silenciosa

Os músculos da inspiração silenciosa são o diafragma, os escalenos e os intercostais (Fig. 11-24). Esses músculos são considerados primários porque estão tipicamente ativos durante todas as intensidades de trabalho. A contração ativa do diafragma é dedicada totalmente para a mecânica da inspiração. Os intercostais e os escalenos, no entanto, também estabilizam e fazem a rotação de partes do esqueleto axial. O modo de ação e a inervação dos músculos

primários da inspiração estão resumidos na Tabela 11-4.

TABELA 11-4 Músculos Primários da Inspiração

Músculo	Modo de Ação	Inervação	Localização das Ilustrações
Diafragma	<i>Primário:</i> A cúpula do diafragma em contração desce e se achata durante a inspiração. Estes movimentos aumentam o diâmetro vertical do tórax. <i>Secundário:</i> A descida do diafragma é resistida pelo abdome, que por sua vez estabiliza a posição da cúpula do diafragma. Contração diafragmática adicional pode elevar as costelas inferiores	Nervo frênico (C <sup>1</sup> -C <sup>7</sup> )	Capítulo 11 (Fig. 11-27)
Escalenos	O escaleno anterior, o médio e o posterior aumentam o volume intratorácico pela elevação das costelas e do esterno	Ramo ventral das raízes nervosas espinais (C <sup>1</sup> -C <sup>7</sup> )	Capítulo 10
Intercostais	As fibras paraesternais dos intercostais internos e os intercostais externos aumentam o volume intratorácico pela elevação das costelas. Durante a inspiração, todos os intercostais estabilizam os espaços intercostais para prevenir um colapso da parede torácica para dentro	Nervos intercostais (T <sup>1</sup> -T <sup>10</sup> )	Capítulo 11 (Fig. 11-28)

## MÚSCULO DIAFRAGMA

O *diafragma* é uma lâmina de tecido em formato de cúpula, fina e musculotendinosa, que separa a cavidade torácica da cavidade abdominal. Sua superfície superior convexa é o assoalho da cavidade torácica, e sua face inferior côncava é o teto da cavidade abdominal.

O diafragma tem três partes baseadas em inserções ósseas: a *parte costal* surge das margens superiores das seis costelas inferiores; a relativamente pequena e variável *parte esternal* surge do lado posterior do processo xifoide; e a parte mais grossa, a *parte crural*, está inserida nos corpos das três vértebras lombares superiores através de duas inserções tendinosas distintas conhecidas como *pilares direito* e *esquerdo*. A parte crural do diafragma contém as fibras mais longas e verticalmente orientadas.

Os três grupos de inserções periféricas do

diafragma convergem para formar um *tendão central* na cúpula do músculo. Cada metade do diafragma recebe sua inervação pelo nervo frênico, com as raízes nervosas originando-se das raízes nervosas espinais C<sup>3</sup>-C<sup>5</sup>, mas principalmente C<sup>4</sup>.

Por causa da posição do fígado dentro do abdome, o lado direito do diafragma em repouso fica ligeiramente mais alto em relação ao esquerdo. Durante a inspiração silenciosa, a cúpula do diafragma desce aproximadamente em 1,5 cm. Durante a inspiração forçada, o diafragma se achata e pode descer até 6 a 10 cm.<sup>75</sup> Na inspiração máxima, o lado direito descende ao nível do corpo de T11; e o lado esquerdo até o nível do corpo de T12.

O diafragma é o músculo mais importante de inspiração, realizando de 60% a 80% do trabalho do processo ventilatório.<sup>1,62</sup> A função predominante do músculo na inspiração é largamente o resultado de sua habilidade para aumentar o volume intratorácico em *todos* os três diâmetros: vertical, anteroposterior e mediolateral. Portanto, um dado nível de contração muscular rende uma queda relativamente grande na pressão intratorácica.

O diafragma é o primeiro músculo a ser ativado pelo sistema nervoso durante o esforço inspiratório.<sup>70</sup> Com as costelas inferiores estabilizadas, a contração inicial do diafragma causa um abaixamento e um achatamento de sua cúpula (Fig. 11-27). Esta ação de rebaixamento do pistão aumenta substancialmente o *diâmetro vertical* do tórax. Esta ação é o principal método pelo qual o diafragma aumenta o volume

intratorácico. Um aumento adicional no volume requer resistência de dentro do abdome. A descida do diafragma na cavidade abdominal é resistida por um aumento na pressão intra-abdominal; pela compressão do conteúdo abdominal; e por tensão passiva nos músculos abdominais alongados, tal como o transverso abdominal. Em algum ponto esta resistência abdominal estabiliza a posição da cúpula do diafragma e permite sua contração continuada para *elevantar* as seis costelas inferiores. A elevação pode ser visualizada pela reversão da direção das pontas de setas na Figura 11-27. Como descrito anteriormente, a elevação das costelas expande o tórax nos diâmetros anteroposterior e mediolateral.

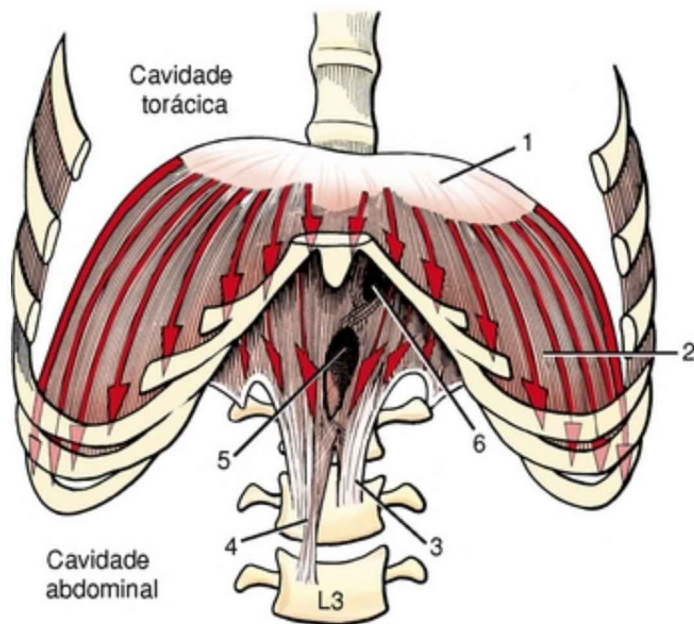


FIGURA 11-27 A ação do diafragma durante a fase

inicial da inspiração. 1, Tendão central; 2, fibras musculares (parte costal); 3, pilar esquerdo; 4, pilar direito; 5, abertura da aorta; 6, abertura do esôfago.

(Modificado de Kapandji IA: *The physiology of joints*, vol 3, New York, 1974, Churchill Livingstone.)

## MÚSCULOS ESCALENOS

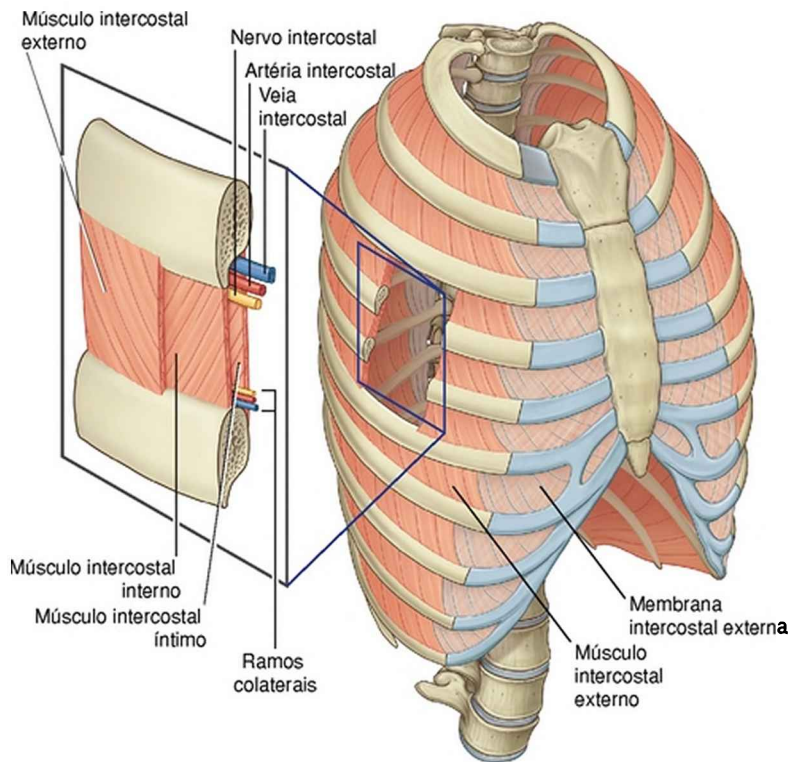
Os músculos *escaleno anterior, médio e posterior* inserem-se entre a coluna cervical e as duas costelas superiores (Cap. 10). Se for assumido que a coluna cervical está bem estabilizada, a contração bilateral dos músculos aumenta o volume intratorácico pela elevação das costelas superiores e do esterno inserido. Os músculos escalenos são ativos, ao longo do diafragma, durante cada ciclo inspiratório.<sup>13,38,70</sup>

## MÚSCULOS INTERCOSTAIS

### Anatomia

Os *intercostais* são um grupo de músculos finos e em três camadas, que ocupam os espaços intercostais. Cada grupo de músculos intercostais dentro de um dado espaço intercostal é inervado por um nervo intercostal adjacente (Fig. 11-28).





**FIGURA 11-28** Ilustração mostra as três camadas de músculos intercostais.

(De Drake RL, Vogl W, Mitchell AWM: *Gray's anatomy for students*, St Louis, 2005, Churchill Livingstone.)

Os *intercostais externos* são mais superficiais, análogos em profundidade e direção de fibras ao oblíquo externo abdominal do tronco (Cap. 10). Há 11 por lado e cada intercostal externo surge de uma borda inferior de uma costela e se insere na borda superior da costela abaixo (Fig. 11-28, gravura em destaque). As fibras seguem obliquamente entre as costelas em uma direção inferior e medial. Os intercostais externos são

mais desenvolvidos lateralmente. Anteriormente, dentro da região das articulações esternocostais, os intercostais externos são substituídos por uma fina membrana intercostal externa.

Os *intercostais internos* localizam-se profundamente aos externos e são análogos, em profundidade e em direção de fibras, ao oblíquo externo abdominal do tronco. São também 11 por lado, e cada músculo ocupa um espaço intercostal, de uma maneira similar àquela dos intercostais externos. Entretanto, a diferença principal é que as fibras dos intercostais internos seguem perpendiculares às fibras dos intercostais externos (Fig. 11-28, em destaque). Os intercostais internos são mais desenvolvidos anteriormente dentro da região das articulações intercostais; posteriormente, os músculos terminam como a membrana intercostal interna.

Principalmente por causa das diferenças na função, a literatura de pesquisa recente refere-se tipicamente aos intercostais internos como dois grupos diferentes de fibras musculares: os *intercostais paraesternais*, que ocupam a região das articulações esternocostais, e os *intercostais interósseos*, que ocupam os espaços intercostais mais laterais e posterolaterais.<sup>15</sup> Esta terminologia será usada em discussões subsequentes.

Finalmente, os *intercostais íntimos* são os mais profundos e os menos desenvolvidos dos intercostais. Geralmente referidos como os “intercostais mais internos”, esses músculos seguem paralela e profundamente aos intercostais internos (Fig. 11-28, em destaque). As fibras dos intercostais íntimos localizadas próximo ao ângulo das costelas (geralmente designadas

como músculos *subcostais*) podem atravessar um ou dois espaços intercostais. Os intercostais íntimos são mais desenvolvidos no tórax inferior. As ações desses músculos profundos e relativamente inacessíveis não têm sido extensivamente estudadas. É tentador especular, portanto, que eles têm ações similares àquelas dos intercostais internos adjacentes.<sup>75</sup>

### **Função dos Músculos Intercostais Externos e Internos**

Os músculos intercostais externos e internos são em geral informalmente referidos como os “intercostais exteriores e interiores”, respectivamente. As ações específicas dos músculos intercostais durante a ventilação não são completamente entendidas e são controversas.<sup>15</sup> A divergência neste assunto remonta aos ensinamentos de Galeno (aproximadamente 130-200 AD), Leonardo da Vinci (1452-1519) e Vesalius (1514-1564).<sup>15</sup> Em tempos mais recentes, o ensinamento convencional deste tópico é que os músculos intercostais exteriores conduzem a *inspiração* e os intercostais interiores conduzem a *expiração forçada*.<sup>75</sup> Em uma dimensão maior, essas funções são baseadas nas linhas contrastantes de força (direção das fibras) dos músculos em relação aos eixos de rotação através do final posterior das costelas. Em teoria, a contração isolada de um músculo intercostal exterior tem mais poder para elevar a costela inferior que para deprimir a superior. Reciprocamente, uma contração isolada de um músculo intercostal interior tem mais poder para deprimir uma costela superior que para

e elevar uma inferior.<sup>15</sup>

Embora as ações recíprocas relativamente simples propostas dos intercostais exteriores e interiores tenham geralmente sido apoiadas através de EMG e outros métodos de pesquisa, a cinesiologia muscular global é muito mais complicada.\* De Troyer e seus colaboradores forneceram um argumento convincente de que a ação de qualquer músculo intercostal dado é influenciada não apenas pela direção de suas fibras e linha de tração, mas também, talvez mais importante, por fatores associados à região específica na qual o músculo reside.<sup>15</sup> Esses fatores regionais específicos incluem a força local dos músculos e a capacidade de geração de torque (baseados nas áreas de secção transversa e comprimento dos braços de momento, respectivamente), a curvatura das costelas, a influência estabilizatória de outros músculos e, mais importante, as diferentes intensidades de *drive* neural.<sup>14,15,28</sup>

Embora as ações específicas dos músculos intercostais sejam variáveis e não entendidas completamente, as declarações do resumo a seguir refletem os resultados mais consistentes da pesquisa humana e animal.

- Os *músculos intercostais externos* são músculos primários da *inspiração*.<sup>14,70</sup> A efetividade desta ação é melhor nas regiões dorsais e superiores (craniais) do tórax e diminui em uma direção ventral para caudal.<sup>14,86</sup>
- As *fibras paraesternais dos músculos intercostais internos* são músculos primários da *inspiração*.<sup>70</sup> A efetividade

desta ação, no entanto, diminui em uma direção cranial para caudal.<sup>16,86</sup>

- *As fibras interósseas dos músculos intercostais interiores* são músculos primários da *expiração forçada*.<sup>5</sup> A efetividade desta ação persiste por todo o tórax.

Além de funcionarem como músculos da inspiração ou expiração, o grupo lateral de músculos intercostais (tanto exteriores quanto interiores) mostram ativação considerável durante a rotação axial do tronco. De forma similar aos “oblíquos abdominais” (Cap. 10), os intercostais *exteriores* são mais ativos durante a rotação contralateral do tronco, e os intercostais mais *interiores* são mais ativos durante a rotação ipsilateral do tronco.<sup>64</sup> A contribuição relativa desses músculos para toda a biomecânica da rotação axial do tronco é incerta.

Além de expandirem o volume intratorácico durante a inspiração, a contração dos músculos intercostais exteriores e paraesternais também adiciona um grau de rigidez à caixa torácica.<sup>4,14,28</sup> Embora geralmente negligenciada, esta função estabilizatória é um componente muito importante da ventilação.<sup>6</sup> Com a assistência dos músculos escalenos, a ação protetora nas costelas previne a parede torácica de ser parcialmente sugada para dentro pela redução da pressão intratorácica causada pela contração do diafragma.

Como os músculos intercostais contraem-se para auxiliar a caixa torácica durante a inspiração, os músculos localizados na região faríngea também se

contraem ligeiramente para achatam e dilatar as vias aéreas superiores. Um dos principais músculos dilatadores das vias aéreas superiores é o *genioglosso*, um músculo intrínseco dominante da língua.<sup>75</sup> O controle neural desse músculo durante a respiração tem sido extensivamente estudado, principalmente por causa de sua possível função na apneia obstrutiva do sono.<sup>4,69</sup>

### **Músculos da Inspiração Forçada**

A inspiração forçada requer músculos adicionais para assistir os músculos primários da inspiração. Como um grupo, os músculos adicionais são referidos como *músculos da inspiração forçada*, ou *músculos acessórios da inspiração*. A Tabela 11-5 lista uma amostra de vários músculos da inspiração forçada, incluindo seus modos de ação. Cada músculo tem uma linha de ação que pode aumentar direta ou indiretamente o volume intratorácico. A maioria dos músculos listados na Tabela 11-5 está ilustrada em mais algum lugar neste livro. O serrátil posterossuperior e o serrátil posteroinferior estão ilustrados na Figura 11-29.

**TABELA 11-5** Uma Amostra de Músculos da Inspiração Forçada

<b>Músculo</b>	<b>Modo de Ação</b>	<b>Inervação</b>	<b>Localização das Ilustrações</b>
Serrátil Posterossuperior	Aumenta o volume intratorácico pela elevação das costelas superiores	Nervos intercostais (T <sup>1</sup> -T <sup>7</sup> )	Capítulo 11 (Fig. 11-29)
Serrátil posteroinferior	Estabiliza as costelas inferiores pela contração inicial do diafragma	Nervos intercostais (T <sup>1</sup> -T <sup>11</sup> )	Capítulo 11 (Fig. 11-29)
Elevador das costelas (curto e longo)	Aumenta o volume intratorácico pela elevação das costelas	Ramo dorsal das raízes nervosas espinais torácicas adjacentes (C <sup>7</sup> -T <sup>11</sup> )	Capítulo 10
Esternocleidomastóideo	Aumenta o volume intratorácico pela elevação do esterno e das costelas superiores	Origem primária: nervo espinal acessório (XI nervo craniano)	Capítulo 10
Latíssimo do dorso	Aumenta o volume intratorácico pela elevação das costelas inferiores; precisa dos braços para fixar-se	Nervo Toracodorsal (C <sup>6</sup> -C <sup>9</sup> )	Capítulo 5
Iliocostais torácicos e cervicais (erector espinal)	Aumenta o volume intratorácico pela extensão do tronco	Ramos dorsais adjacentes das raízes nervosas espinais	Capítulo 10
Peitoral menor	Aumenta o volume intratorácico pela elevação das costelas superiores; requer a atuação de músculos tais como o trapézio e o elevador da escápula para elevar a escápula	Nervo peitoral medial (C <sup>5</sup> -T <sup>1</sup> )	Capítulo 5
Peitoral maior (cabeça esternocostal)	Aumenta o volume intratorácico pela elevação das costelas médias e do esterno; precisa dos braços para fixar-se. Uma melhor flexão ou abdução dos ombros aumenta a linha vertical de força das fibras musculares relativas às inserções musculares do tórax; esta estratégia aumenta a eficácia deste músculo no aumento do volume intratorácico	Nervo peitoral medial (C <sup>5</sup> -T <sup>1</sup> )	Capítulo 5
Quadrado lombar	Estabiliza as costelas inferiores para a contração do diafragma durante a inspiração forçada inicial	Ramo ventral das raízes nervosas espinais (T <sup>11</sup> -L <sup>1</sup> )	Capítulo 10

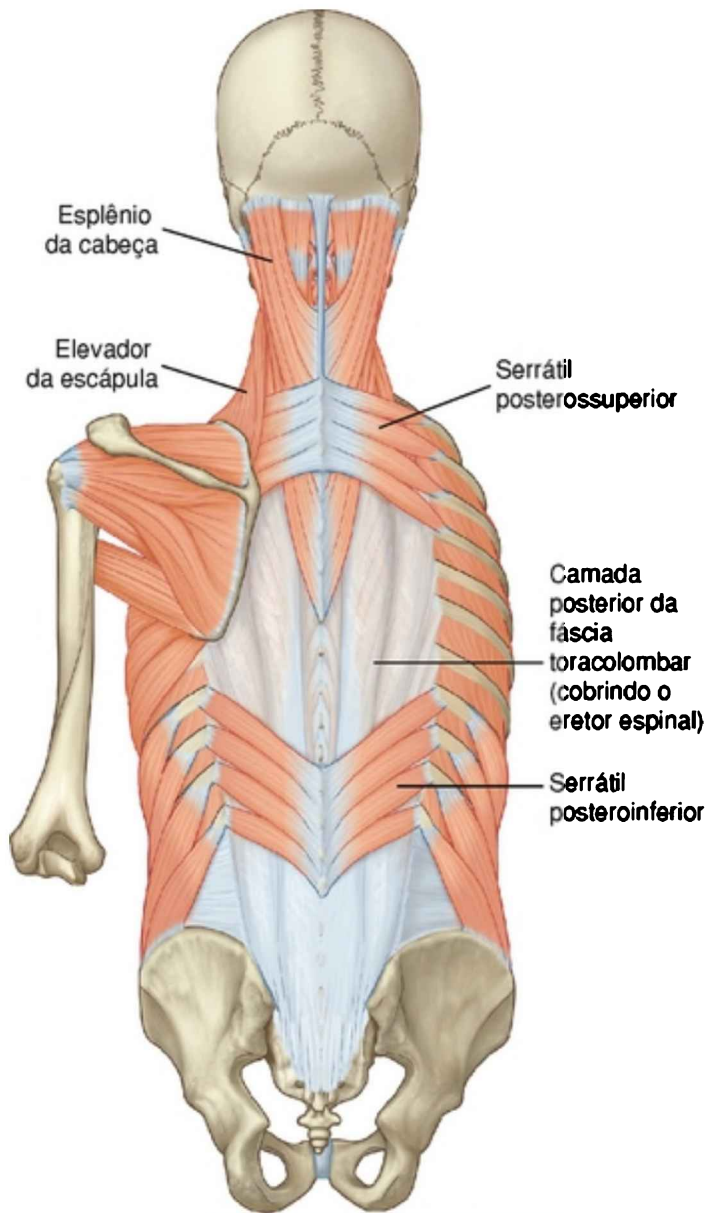


FIGURA 11-29 Ilustração destaca os músculos serrátil posterossuperior e serrátil posteroinferior. Esses músculos



estão localizados dentro da camada intermediária dos músculos do tronco posterior.

*(De Drake RL, Vogl W, Mitchell AWM: Gray's anatomy for students, St Louis, 2005, Churchill Livingstone.)*

### ENFOQUE ESPECIAL 11-5 “Respiração Paradoxal” após Lesão da Medula Espinal Cervical

Na pessoa saudável, a ventilação envolve tipicamente um padrão característico de movimento entre o tórax e o abdome. Durante a inspiração, o tórax se expande aparentemente por causa da elevação das costelas. O abdome pode protrar-se levemente por causa do deslocamento anterior das vísceras abdominais, comprimidas pelo diafragma em descendência.

Uma lesão da medula espinal cervical completa abaixo da vértebra C4 tipicamente não paralisa o diafragma porque a sua inervação é primariamente advinda da raiz nervosa espinal C4. Os músculos intercostais e abdominais são, no entanto, totalmente paralisados. Uma pessoa com este nível de lesão de medula cervical espinal geralmente apresenta um padrão de “respiração paradoxal”. A patomecânica deste padrão respiratório fornece conhecimento dentro das importantes interações funcionais entre o diafragma, os intercostais e os músculos abdominais durante a inspiração.

Sem a ação de contenção dos músculos intercostais através dos espaços intercostais, o rebaixamento da cúpula diafragmática cria uma sucção interna dentro do tórax que comprime o tórax superior, especialmente em seu diâmetro anteroposterior. <sup>22,84</sup> O termo respiração paradoxal

descreve a constrição, em vez da expansão normal, da caixa torácica durante a inspiração. A constrição do tórax pode reduzir a capacidade vital de uma pessoa com lesão da medula espinal cervical aguda. No adulto saudável, a capacidade vital é de aproximadamente 4.500 mL (Fig. 11-23). Quase 3.000 mL deste volume inspirado são considerados para a contração e descida completa do diafragma. A capacidade vital de uma pessoa imediatamente após uma lesão de medula espinal no nível de C4 pode ir abaixo de 300 mL. Embora o diafragma possa operar em uma capacidade próxima do normal, o tórax em constrição (em vez da expansão normal) limita a inalação dos 2.700 mL de ar. Muitas semanas após a lesão espinal, no entanto, os intercostais atônicos (flácidos) ficam tipicamente mais rígidos. O tônus muscular aumentado pode agir como uma tala para a parede torácica, como evidenciado pelo fato de que a capacidade vital em um adulto de idade média com uma lesão em C<sup>4</sup> ou abaixo geralmente retorna a aproximadamente 3.000 mL.

Além disso, a constrição do tórax superior durante a inspiração, num indivíduo com uma lesão de medula espinal cervical aguda, geralmente apresenta protrusão do abdome bem expressiva durante a inspiração. Os músculos abdominais paralisados e atônicos oferecem pequena resistência à migração do conteúdo abdominal para a frente. Sem esta resistência, o diafragma em contração perde sua eficácia para expandir as costelas médias e inferiores. Esta patomecânica também contribui para a perda da capacidade vital após uma lesão de medula cervical espinal.

Enquanto está sentada, a referida pessoa lesionada pode se beneficiar de uma faixa elástica abdominal. Nesta

posição, a cúpula do diafragma repousa mais inferiormente que na posição supina. Uma atadura abdominal pode oferecer resistência benéfica para a descida do diafragma até o retorno antecipado da firmeza dos músculos que apoiam a parede abdominal.<sup>30</sup>

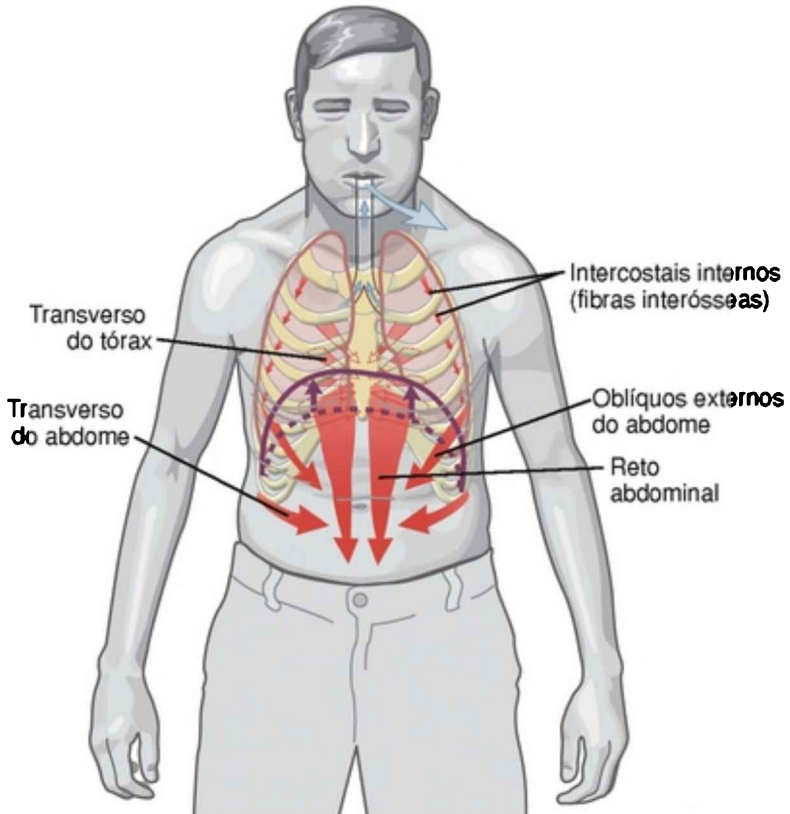
A principal função dos músculos da inspiração forçada em pessoas saudáveis é aumentar a razão e o volume de ar inspirado. Esses músculos podem também ser recrutados no repouso para ajudar a compensar a fraqueza, a fadiga ou outra função reduzida de um ou mais músculos da inspiração, tal como o diafragma.

### **Músculos da Expiração Forçada**

A expiração silenciosa é normalmente um processo passivo, conduzido principalmente pelo recolhimento elástico do tórax, dos pulmões e do diafragma em relaxamento. Em pulmões saudáveis este processo passivo é suficiente para exalar aproximadamente os 500 mL de ar normalmente liberados na expiração silenciosa.

Durante a expiração forçada, a contração muscular ativa é requerida para reduzir rapidamente o volume intratorácico. Os *músculos da expiração forçada* incluem os quatro músculos abdominais, o transverso do tórax e as fibras interósseas dos intercostais internos (Fig. 11-30). O modo de ação dos músculos da expiração forçada está resumido na Tabela 11-6.

## Mecânica da expiração forçada



**FIGURA 11-30** A ativação muscular durante a expiração forçada. A contração dos músculos “abdominais”, transverso do tórax e intercostais internos (fibras interosséas) aumenta as pressões intratorácicas e intra-abdominais. O recolhimento passivo do diafragma está indicado pelo par de setas grossas e verticais em roxo.

## TABELA 11-6 Músculos da Expiração Forçada

Músculo	Modo de Ação	Inervação	Localização das Ilustrações
Músculos abdominais: Reto abdominal Oblíquo externo abdominal Oblíquo interno abdominal Transverso do abdome	1. Diminui o volume intratorácico pela flexão do tronco e pela depressão das costelas 2. Comprime a parede abdominal e seu conteúdo, o que aumenta a pressão intra-abdominal; como resultado, o diafragma relaxado é empurrado para cima, decrescendo o volume intratorácico	Nervos intercostais (T <sup>7</sup> -L)	Capítulo 10
Transverso do tórax	Decresce o volume intratorácico pela depressão das costelas	Nervos intercostais adjacentes	Capítulo 11 (Fig. 11-31)
Intercostais internos (fibras interósseas)	As fibras interósseas dos intercostais internos decrescem o volume intratorácico pela depressão das costelas	Nervos Intercostais (T <sup>2</sup> -T <sup>11</sup> )	Capítulo 11 (Fig. 11-28)

## MÚSCULOS ABDOMINAIS

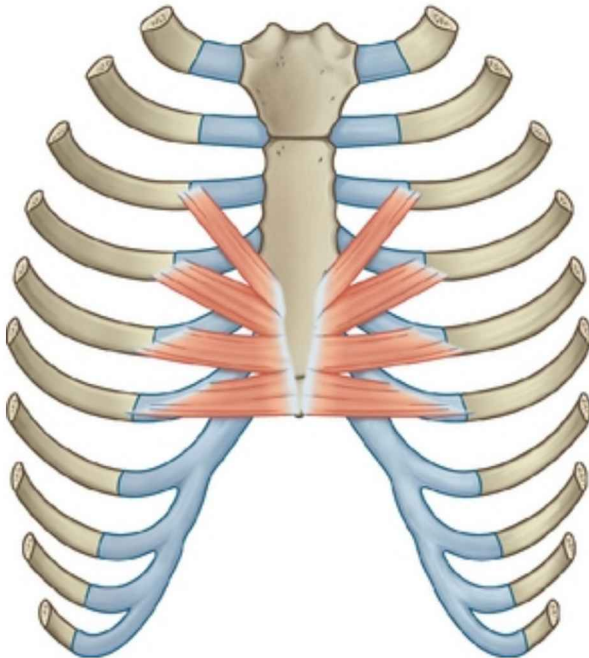
Os músculos “abdominais” incluem o reto abdominal, o oblíquo abdominal externo, o oblíquo abdominal interno e o transverso do abdome (Cap. 10). A contração desses músculos possui um efeito direto e indireto na expiração forçada. Pela atuação direta, a contração dos músculos abdominais flexiona o tórax e deprime as costelas e o esterno. Essas ações reduzem o volume intratorácico com força e rapidamente, como quando há tosse, espirro ou vigorosa exalação aos limites do volume de reserva expiratório. Quando atuam indiretamente, a contração dos músculos abdominais – especialmente o transverso do abdome – aumenta a pressão intra-abdominal e comprime as vísceras abdominais. A pressão aumentada pode empurrar forçadamente o diafragma para cima, para dentro da cavidade torácica (Fig. 11-30). Desta maneira, a contração ativa dos músculos abdominais aproveita-se da forma de paraquedas do diafragma para auxiliar na expulsão de ar do tórax. Como descrito no Capítulo 10, a pressão intra-adominal aumentada é também usada durante as atividades que envolvem a manobra de Valsalva, incluindo a defecação, o parto e o levantamento de cargas ou estabilização da coluna lombar.

Embora os músculos abdominais sejam descritos aqui como músculos da expiração forçada, sua contração também realça a inspiração. Como o diafragma é forçado para cima na expiração máxima, ele é alongado a um ponto ótimo da sua curva comprimento-tensão. Como consequência, o músculo é mais preparado para iniciar uma contração forçada no próximo ciclo inspiratório.

### **TRANSVERSO DO TÓRAX E INTERCOSTAIS INTERNOS**

O transverso do tórax (também referido como o *triangular externo*) é um músculo de expiração forçada.<sup>16,17</sup> O músculo está localizado no lado interno do tórax, seguindo horizontal e obliquamente superior entre o terço inferior do esterno e as articulações esternocostais das quatro ou cinco costelas adjacentes (Fig. 11-31). A ativação neural do músculo é sincronizada com os músculos abdominais e as fibras interósseas dos intercostais internos durante a expiração forçada.<sup>15,17</sup>

Vista interna



**FIGURA 11-31** Uma vista interna da parede torácica anterior mostra o músculo transverso do tórax.

*(De Drake RL, Vogl W, Mitchell AWM: Gray's anatomy for students, St Louis, 2005, Churchill Livingstone.)*

### **ENFOQUE ESPECIAL 11-6 Funções Fisiológicas Importantes dos Músculos Abdominais**

Aexpiração forçada é conduzida principalmente pela contração dos músculos abdominais. Esses músculos estão fortemente envolvidos em muitas funções fisiológicas, incluindo o canto, o riso, a tosse e a adequada resposta a um reflexo de “vômito” quando se está engasgado. As duas últimas funções são particularmente vitais para a saúde e a segurança. Tossir ou “limpar a garganta” vigorosamente é

um meio natural de remover secreções da árvore brônquica e, com isso, reduzir a probabilidade de infecção pulmonar. Uma forte contração dos músculos abdominais é usada também para desalojar objetos localizados na traqueia.

Pessoas com fraqueza ou paralisia completa dos músculos abdominais devem aprender métodos alternativos de tosse ou ter outra assistência “manual” nesta função. Considere, por exemplo, uma pessoa com uma lesão completa de medula espinal no nível T<sup>4</sup>. Por causa da inervação dos músculos abdominais (ramos ventrais de T<sup>7</sup>-L<sup>1</sup>), esta pessoa deveria ter músculos abdominais completamente paralisados. Pessoas com músculos abdominais paralisados ou muito fracos devem exercitar precaução extra para prevenir engasgos.

## **RESUMO**

---

Simplesmente declarado que o propósito da ventilação é produzir o gradiente de pressão intratorácica que resulta no fluxo de ar em massa para dentro e para fora dos pulmões. Esse fluxo de ar permite a troca de oxigênio e gás dióxido de carbono dentro dos pulmões. Este processo sustenta a respiração celular oxidativa, que entre outras coisas torna disponível a energia necessária para o movimento humano. A Parte 2 deste capítulo enfoca quase que exclusivamente as interações musculares e articulares que conduzem à mecânica de ventilação.

Quatro fases da ventilação foram estudadas: inspiração silenciosa, inspiração forçada, expiração silenciosa e expiração forçada. Em cada fase, exceto na



expiração silenciosa, a contração muscular fornece o principal mecanismo que muda o volume dentro do tórax flexível. Baseado na Lei de Boyle, a mudança no volume intratorácico tem uma relação inversa na pressão intratorácica contida. Pelo fato de o ar fluir espontaneamente da alta pressão para a baixa pressão, uma força muscular que aumente o volume intratorácico irá assistir a inspiração. Reciprocamente, uma força muscular que reduza o volume intratorácico irá assistir na expiração.

A tensão passiva criada dentro dos tecidos conjuntivos alongados incorporados ao músculo, aos ligamentos e à cartilagem das articulações esternocostais também tem uma função importante na ventilação, especificamente na expiração. Uma vez alongado após a inspiração, esses tecidos conjuntivos apresentam “recolhimento elástico”, que auxilia na expulsão do ar para fora dos pulmões.

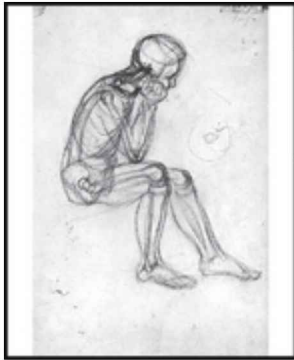
A patologia, o trauma, a inatividade prolongada e, em algumas pessoas, a idade avançada podem afetar significativamente a mecânica da ventilação. Considere, por exemplo, os efeitos da função muscular anormal. Um exemplo extremo é uma lesão completa de medula espinal acima de C<sup>4</sup>, causando a paralisia ou ao menos uma fraqueza acentuada da maioria dos músculos primários da ventilação, mais notadamente o diafragma. Sem força suficiente do diafragma, as tentativas para expandir o tórax durante a inspiração pode gerar apenas uma pequena ou nenhuma mudança na pressão intratorácica. Como resultado, a inspiração obtém quantidades insignificantes de ar para os pulmões, talvez insuficientes para manter a vida sem

intervenção médica. Tipicamente, tal intervenção é fornecida através de um ventilador mecânico, um dispositivo com energia elétrica que empurra ar pressurizado para dentro dos pulmões (via traqueostomia), com um volume pré-ajustado, e também ajustes de fluxo, umidade e concentração de oxigênio.

Outro exemplo de função muscular anormal que afeta a ventilação pode ocorrer em algumas pessoas com paralisia cerebral. Embora o indivíduo tenha inervação completa de seus músculos, os mesmos apresentam tônus excessivo. A hipertonicidade dos músculos abdominais, por exemplo, pode resultar em um aumento mantido da pressão intra-abdominal, resistindo à descendência do diafragma durante a inspiração. Se o diafragma não puder vencer esta resistência, a capacidade vital provavelmente reduzida pode limitar a resistência física da pessoa em outras atividades, incluindo a locomoção. Este cenário pode ser particularmente relevante se a habilidade do indivíduo para a marcha já é trabalhada por tônus aumentado, fraqueza ou pobre controle muscular nas extremidades inferiores.

Além do funcionamento anormal do músculo, a patologia que afeta o esqueleto ou outro sistema de tecido conjuntivo do tórax pode também afetar a mecânica da ventilação. Considere, por exemplo, uma escoliose de moderada a grave, cifose torácica pós-traumática ou espondilite anquilosante. Todas essas condições podem obstar a expansão torácica e então reduzir a capacidade vital. Geralmente, um efeito secundário dessas condições é a tolerância reduzida

para o exercício e a subsequente dificuldade na manutenção de um nível saudável de capacidade aeróbica. As intervenções terapêuticas para estas pessoas devem, quando possível, incorporar estratégias criativas que desafiem apropriadamente o sistema cardiopulmonar enquanto respeita simultaneamente as limitações impostas pela patologia primária.



ADICIONAIS

CONEXÕES CLÍNICAS

### CONEXÃO CLÍNICA 11-1 A Influência da Postura no Estresse Potencial da Articulação Temporomandibular

Baseada na anatomia muscular, é provável que a postura da cabeça possa influenciar a postura de repouso da mandíbula.<sup>31,47,54</sup> Considere, por exemplo, a postura crônica da cabeça anteriorizada descrita previamente nos Capítulos 9 e 10. A pessoa representada na Figura 11-32 mostra uma variação desta postura. Observe que a cabeça protraída (para a frente) está combinada com coluna torácica superior e coluna cervical inferior flexionadas e com a região craniocervical superior estendida. Esta postura alonga os músculos infra-hióideos, tal

como o esterno-hióideo e o omo-hióideo, que podem criar uma tração inferior e posterior no osso hioide. A tração é transferida para a mandíbula através dos músculos supra-hióideos tal como o ventre anterior do digástrico. Como resultado, a mandíbula é puxada em uma direção de retrusão e depressão. Por causa da inserção do omo-hióideo na escápula, uma postura irregular da cintura escapular (p. ex., excessivamente deprimida, rodada inferiormente ou articulação escapulo-torácica protraída) pode colocar um alongamento adicional neste músculo e então uma tração adicional na mandíbula.

#### Postura de cabeça para a frente

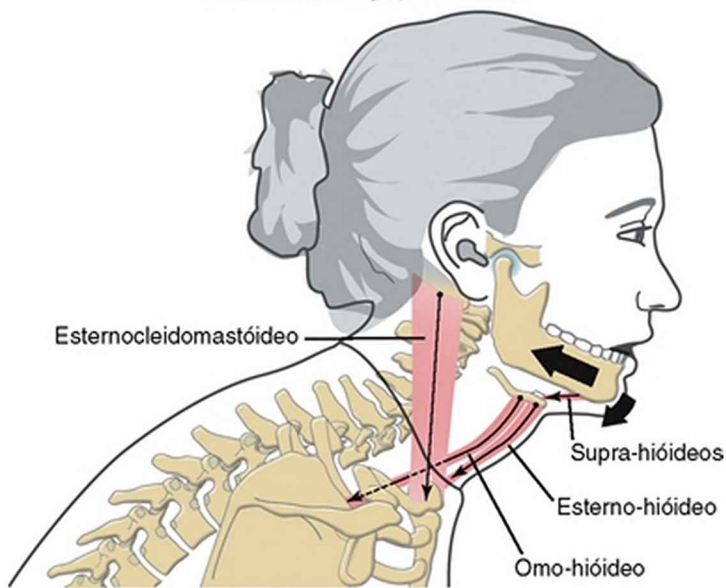


FIGURA 11-32 Uma postura de cabeça para a frente mostra um mecanismo pelo qual a tensão passiva nos músculos selecionados supra-hióideo e infra-hióideo altera a postura de repouso da mandíbula. A mandíbula é puxada inferior e posteriormente, mudando a posição do côndilo dentro da articulação temporomandibular.

A alteração da postura de repouso da mandíbula muda a

posição de seu côndilo dentro da fossa mandibular do osso temporal. Um côndilo deslocado posteriormente poderia, em teoria, comprimir os delicados tecidos retrodiscais, criando inflamação e espasmo muscular. O espasmo no músculo pterigoide lateral pode ser um mecanismo natural de proteção para protrair a mandíbula para longe dos tecidos retrodiscais comprimidos. O espasmo crônico dentro desse músculo pode, no entanto, posicionar anormalmente o disco anterior e medialmente ao côndilo. Esta situação pode predispor uma pessoa para uma condição de desarranjo interno do disco. Embora os dados sugiram uma associação entre a postura craniocervical anormal e desordens da articulação temporomandibular (ATM),<sup>40</sup> é difícil encontrar literatura de apoio que prove inequivocadamente tal relação de causa e efeito.

Outro conceito subjacente esposado na discussão precedente é que a cinesiologia de uma parte do esqueleto axial afete outra. Usualmente esta inter-relação cinesiológica é positiva no senso de que ela otimiza a facilidade e eficiência fisiológica do movimento. A postura anormal, no entanto, pode afetar negativamente esta relação. Como descrito anteriormente, a postura escapulotorácica anormal afeta a postura mandibular e, por último, aumenta o estresse na ATM. Esta premissa deveria reforçar a noção clinicamente mantida de que a avaliação de uma pessoa com desordem temporomandibular deveria incluir uma análise completa da postura e do tronco como um todo, da coluna lombar à região craniocervical.

## **CONEXÃO CLÍNICA 11-2** Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica: Mecânica Muscular Alterada

A doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC) é uma desordem que incorpora tipicamente três componentes: (1) bronquite

crônica, (2) enfisema e (3) asma. Os sintomas incluem inflamação crônica e estreitamento dos bronquíolos, tosse crônica e vias aéreas cobertas de muco, com superdistensão e destruição dos alvéolos. Uma complicação significativa da DPOC é a perda de retração elástica dentro dos pulmões e bronquíolos colapsados. Como resultado, o ar permanece aprisionado nos pulmões no fim da expiração forçada. Em casos avançados, o tórax permanece em um estado crônico de relativa insuflação, independentemente da fase atual da ventilação. Esta complicação é chamada hiperinsuflação dos pulmões.<sup>19,26</sup> O tórax de uma pessoa com DPOC, então, geralmente desenvolve uma aparência de “formato de barril”, descrevendo uma expansão fixada do tórax e da caixa torácica, principalmente nas direções anteroposteriores.

O ar excessivo nos pulmões no final da expiração pode alterar a posição e a geometria dos músculos da inspiração, especialmente o diafragma. Em casos severos, o diafragma permanece relativamente baixo no tórax, como uma cúpula achatada. Esta mudança na posição e na forma pode alterar a linha de força e o comprimento de repouso do músculo.<sup>45</sup> Operar em um comprimento cronicamente diminuído reduz a eficiência muscular – geralmente medida como a razão de energia liberada por nível de ativação muscular.<sup>4,26,46</sup> Além disso, a posição rebaixada pode redirecionar a linha de força das fibras costais para uma orientação mais horizontal (Fig. 11-27). Como consequência, o músculo perde algo de sua efetividade na elevação da costela.<sup>85</sup> Em uma posição baixa o suficiente, a linha de força do músculo pode paradoxalmente puxar as costelas inferiores para dentro, na direção da linha média do corpo, e com isso inibir a expansão lateral das costelas. Esses fatores podem reduzir significativamente a eficácia do diafragma

para encher os pulmões durante a inspiração.

Por causa da função comprometida do diafragma e da resistência aumentada para o fluxo de ar nos bronquíolos estreitados, os indivíduos com DPOC avançada podem sobrecarregar certos músculos durante a inspiração silenciosa. Músculos tais como os escalenos<sup>18</sup> e outros músculos acessórios da inspiração (tais como o esternocleidomastóideo e os eretores da espinha) parecem estar superativos na fase da inspiração, mesmo em níveis relativamente baixos de esforço. Geralmente, uma pessoa com DPOC pode permanecer de pé ou andar com o corpo parcialmente curvado enquanto coloca um ou os dois braços em um objeto estável, tal como as costas de uma cadeira, um carrinho de compras ou andador. Esta estratégia estabiliza as inserções distais dos músculos dos braços, tais como a cabeça esternocostal do peitoral maior e o grande dorsal. Como consequência, esses músculos podem auxiliar a inspiração pela elevação do esterno e das costelas. Embora este método aumente o número de músculos disponíveis para auxiliar na inspiração, ele também aumenta a carga de trabalho de andar e ficar de pé, geralmente iniciando um círculo vicioso de fadiga e dispneia aumentadas.

## **REFERÊNCIAS**

---

- 1 Aliverti A, Cala SJ, Duranti R, et al. Human respiratory muscle actions and control during exercise. *J Appl Physiol.* 1997;83:1256-1269.
- 2 Baltali E, Zhao KD, Koff MF, et al. A method for quantifying condylar motion in patients with osteoarthritis using an electromagnetic tracking device and computed tomography imaging. *J Oral Maxillofac Surg.* 2008;66:848-857.

- 3 Buescher JJ. Temporomandibular joint disorders. *Am Fam Physician*. 2007;76:1477-1482.
- 4 Butler JE. Drive to the human respiratory muscles. *Respir Physiol Neurobiol*. 2007;159:115-126.
- 5 Butler JE, Gandevia SC. The output from human inspiratory motoneurone pools. *J Physiol*. 2008;586:1257-1264.
- 6 Butler JE, McKenzie DK, Gandevia SC. Discharge frequencies of single motor units in human diaphragm and parasternal muscles in lying and standing. *J Appl Physiol*. 2001;90:147-154.
- 7 Cala SJ, Kenyon CM, Lee A, et al. Respiratory ultrasonography of human parasternal intercostal muscle in vivo. *Ultrasound Med Biol*. 1998;24:313-326.
- 8 Castro HA, Resende LA, Bérzin F, König B. Electromyographic analysis of superior belly of the omohyoid muscle and anterior belly of the digastric muscle in mandibular movements. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. 1998;38:443-447.
- 9 Christo JE, Bennett S, Wilkinson TM, Townsend GC. Discal attachments of the human temporomandibular joint. *Aust Dent J*. 2005;50:152-160.
- 10 Cleland J, Palmer J. Effectiveness of manual physical therapy, therapeutic exercise, and patient education on bilateral disc displacement without reduction- of the temporomandibular joint: a single-case design. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2004;34:535-548.
- 11 Cooper BC, Kleinberg I. Establishment of a temporomandibular physiological state with neuromuscular orthosis treatment affects reduction of TMD symptoms in 313 patients. *Cranio*. 2008;26:104-117.
- 12 De Troyer A. Relationship between neural drive and mechanical effect in the respiratory system. *Adv Exp Med Biol*. 2002;508:507-514.
- 13 De Troyer A, Estenne M. Functional anatomy of the respiratory



- muscles. *Clin Chest Med.* 1988;9:175-193.
- 14 De Troyer A, Gorman RB, Gandevia SC. Distribution of inspiratory drive to the external intercostal muscles in humans. *J Physiol.* 2003;546:943-954.
- 15 De Troyer A, Kirkwood PA, Wilson TA. Respiratory action of the intercostal muscles. *Physiol Rev.* 2005;85:717-756.
- 16 De Troyer A, Legrand A, Gevenois PA, Wilson TA. Mechanical advantage of the human parasternal intercostal and triangularis sterni muscles. *J Physiol.* 1998;513:915-925.
- 17 De Troyer A, Ninane V, Gilmartin JJ, et al. Triangularis sterni muscle use in supine humans. *J Appl Physiol.* 1987;62:919-925.
- 18 De Troyer A, Peche R, Yernault JC, Estenne M. Neck muscle activity in patients with severe chronic obstructive pulmonary disease. *Am J Respir Crit Care Med.* 1994;150:41-47.
- 19 Decramer M. Hyperinflation and respiratory muscle interaction. *Eur Respir J.* 1997;10:934-941.
- 20 Desmons S, Graux F, Atassi M, et al. The lateral pterygoid muscle, a heterogeneous unit implicated in temporomandibular disorder: a literature review. *Cranio.* 2007;25:283-291.
- 21 Dolwick MF. Temporomandibular joint surgery for internal derangement. *Dent Clin North Am.* 2007;51:195-208.
- 22 Estenne M, DeTroyer A. Relationship between respiratory muscle electromyogram and rib cage motion in tetraplegia. *Am Rev Respir Dis.* 1985;132:53-59.
- 23 Estenne M, Yernault JC, De TA. Rib cage and diaphragm-abdomen compliance in humans: effects of age and posture. *J Appl Physiol.* 1985;59:1842-1848.
- 24 Ferrario VF, Sforza C, Miani AJr, et al. Open-close movements in the human temporomandibular joint: does a pure rotation around the intercondylar hinge axis exist? *J Oral Rehabil.* 1996;23:401-408.

- 25 Fink M, Tschernitschek H, Stiesch-Scholz M. Asymptomatic cervical spine dysfunction (CSD) in patients with internal derangement of the temporomandibular joint. *Cranio*. 2002;20:192-197.
- 26 Finucane KE, Panizza JA, Singh B. Efficiency of the normal human diaphragm with hyperinflation. *J Appl Physiol*. 2005;99:1402-1411.
- 27 Furto ES, Cleland JA, Whitman JM, Olson KA. Manual physical therapy interventions and exercise for patients with temporomandibular disorders. *Cranio*. 2006;24:283-291.
- 28 Gandevia SC, Hudson AL, Gorman RB, et al. Spatial distribution of inspiratory drive to the parasternal intercostal muscles in humans. *J Physiol*. 2006;573:263-275.
- 29 Gokalp H, Turkkahraman H, Bzeizi N. Correlation between eminence steepness and condyle disc movements in temporomandibular joints with internal derangements on magnetic resonance imaging. *Eur J Orthod*. 2001;23:579-584.
- 30 Goldman JM, Rose LS, Williams SJ, et al. Effect of abdominal binders on breathing in tetraplegic patients. *Thorax*. 1986;41:940-945.
- 31 Goldstein DF, Kraus SL, Williams WB, et al. Influence of cervical posture on mandibular movement. *J Prosthet Dent*. 1984;52:421-426.
- 32 Gollee H, Hunt KJ, Allan DB, et al. A control system for automatic electrical stimulation of abdominal muscles to assist respiratory function in tetraplegia. *Med Eng Phys*. 2007;29:799-807.
- 33 Graff-Radford SB. Temporomandibular disorders and other causes of facial pain. *Curr Pain Headache Rep*. 2007;11:75-81.
- 34 Guarda-Nardini L, Manfredini D, Ferronato G. Temporomandibular joint total replacement prosthesis: current knowledge and considerations for the future. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2008;37:103-110.

- 35 Hansdottir R, Bakke M. Joint tenderness, jaw opening, chewing velocity, and bite force in patients with temporomandibular joint pain and matched healthy control subjects. *J Orofac Pain*. 2004;18:108-113.
- 36 Hansson T, Oberg T, Carlsson GE, Kopp S. Thickness of the soft tissue layers and the articular disk in the temporomandibular joint. *Acta Odontol Scand*. 1977;35:77-83.
- 37 Hawkes EZ, Nowicky AV, McConnell AK. Diaphragm and intercostal surface EMG and muscle performance after acute inspiratory muscle loading. *Respir Physiol Neurobiol*. 2007;155:213-219.
- 38 Hudson AL, Gandevia SC, Butler JE. The effect of lung volume on the co-ordinated recruitment of scalene and sternomastoid muscles in humans. *J Physiol*. 2007;584:261-270.
- 39 Iglarsh ZA, Snyder-Mackler L. Temporomandibular joint and the cervical spine. In: Richardson JV, Iglarsh ZA, editors. *Clinical orthopaedic physical therapy*. Philadelphia: Saunders, 1994.
- 40 Ioi H, Matsumoto R, Nishioka M, et al. Relationship of TMJ osteoarthritis/osteoarthrosis to head posture and dentofacial morphology. *Orthod Craniofac Res*. 2008;11:8-16.
- 41 Ismail F, Demling A, Hessling K, et al. Short-term efficacy of physical therapy compared to splint therapy in treatment of arthrogenous TMD. *J Oral Rehabil*. 2007;34:807-813.
- 42 Lafreniere CM, Lamontagne M, el-Sawy R. The role of the lateral pterygoid muscles in TMJ disorders during static conditions. *Cranio*. 1997;15:38-52.
- 43 Le Bars P, Duron B. Are the external and internal intercostal muscles synergist or antagonist in the cat? *Neurosci Lett*. 1984;51:383-386.
- 44 Mahan PE, Wilkinson TM, Gibbs CH, et al. Superior and inferior bellies of the lateral pterygoid muscle EMG activity at basic jaw positions. *J Prosthet Dent*. 1983;50:710-718.
- 45 Marchand E, Decramer M. Respiratory muscle function and drive in

- chronic obstructive pulmonary disease. *Clin Chest Med.* 2000;21:679-692.
- 46 McKenzie DK, Gorman RB, Tolman J, et al. Estimation of diaphragm length in patients with severe chronic obstructive pulmonary disease. *Respir Physiol.* 2000;123:225-234.
- 47 McLean L. The effect of postural correction on muscle activation amplitudes recorded from the cervicobrachial region. *J Electromyogr Kinesiol.* 2005;15:527-535.
- 48 McNeely ML, Armijo OS, Magee DJ. A systematic review of the effectiveness of physical therapy interventions for temporomandibular disorders. *Phys Ther.* 2006;86:710-725.
- 49 Minakuchi H, Kuboki T, Matsuka Y, et al. Randomized controlled evaluation of non-surgical treatments for temporomandibular joint anterior disk displacement without reduction. *J Dent Res.* 2001;80:924-928.
- 50 Mizuno M. Human respiratory muscles: fibre morphology and capillary supply. *Eur Respir J.* 1991;4:587-601.
- 51 Morgan MD, Gourlay AR, Silver JR, et al. Contribution of the rib cage to breathing in tetraplegia. *Thorax.* 1985;40:613-617.
- 52 Murray GM, Bhutada M, Peck CC, et al. The human lateral pterygoid muscle. *Arch Oral Biol.* 2007;52:377-380.
- 53 Murray GM, Phanachet I, Uchida S, Whittle T. The role of the human lateral pterygoid muscle in the control of horizontal jaw movements. *J Orofac Pain.* 2001;15:279-292.
- 54 Nicolakis P, Erdogmus B, Kopf A, et al. Exercise therapy for craniomandibular disorders. *Arch Phys Med Rehabil.* 2000;81:1137-1142.
- 55 Okeson JP. Management of temporomandibular disorders and occlusion, ed 6. St. Louis: Mosby, 2005.
- 56 Orlando B, Manfredini D, Salvetti G, Bosco M. Evaluation of the effectiveness of biobehavioral therapy in the treatment of

- temporomandibular disorders: a literature review. *Behav Med.* 2007;33:101-118.
- 57 Osborn JW. The temporomandibular ligament and the articular eminence as constraints during jaw opening. *J Oral Rehabil.* 1989;16:323-333.
- 58 Perez del PA, Doblare M. Finite element analysis of the temporomandibular joint during lateral excursions of the mandible. *J Biomech.* 2006;39:2153-2163.
- 59 Phanachet I, Whittle T, Wanigaratne K, Murray GM. Functional properties of single motor units in the inferior head of human lateral pterygoid muscle: task firing rates. *J Neurophysiol.* 2002;88:751-760.
- 60 Piehslinger E, Celar AG, Celar RM, Slavicek R. Computerized axiography: principles and methods. *Cranio.* 1991;9:344-355.
- 61 Posselt U. Movement areas of the mandible. *J Prosthet Dent.* 1957;7:375-385.
- 62 Ratnovsky A, Elad D. Anatomical model of the human trunk for analysis of respiratory muscles mechanics. *Respir Physiol Neurobiol.* 2005;148:245-262.
- 63 Ries LG, Alves MC, Berzin F. Asymmetric activation of temporalis, masseter, and sternocleidomastoid muscles in temporomandibular disorder patients. *Cranio.* 2008;26:59-64.
- 64 Rimmer KP, Ford GT, Whitelaw WA. Interaction between postural and respiratory control of human intercostal muscles. *J Appl Physiol.* 1995;79:1556-1561.
- 65 Robinson PD. Articular cartilage of the temporomandibular joint: can it regenerate? *Ann R Coll Surg Engl.* 1993;75:231-236.
- 66 Rocabado M. Arthrokinematics of the temporomandibular joint. *Dent Clin North Am.* 1983;27:573-594.
- 67 Rollman GB, Gillespie JM. The role of psychosocial factors in temporomandibular disorders. *Curr Rev Pain.* 2000;4:71-81.

- 68 Rutkiewicz T, Könönen M, Suominen-Taipale L, et al. Occurrence of clinical signs of temporomandibular disorders in adult Finns. *J Orofac Pain*. 2006;20:208-217.
- 69 Saboisky JP, Butler JE, Fogel RB, et al. Tonic and phasic respiratory drives to human genioglossus motoneurons during breathing. *J Neurophysiol*. 2006;95:2213-2221.
- 70 Saboisky JP, Gorman RB, De Troyer A, et al. Differential activation among five human inspiratory motoneuron pools during tidal breathing. *J Appl Physiol*. 2007;102:772-780.
- 71 Sato H, Strom D, Carlsson GE. Controversies on anatomy and function of the ligaments associated with the temporomandibular joint: a literature survey. *J Orofac Pain*. 1995;9:308-316.
- 72 Schiffman EL, Fricton JR, Haley DP, Shapiro BL. The prevalence and treatment needs of subjects with temporomandibular disorders. *J Am Dent Assoc*. 1990;120:295-303.
- 73 Singh B, Panizza JA, Finucane KE. Breath-by-breath measurement of the volume displaced by diaphragm motion. *J Appl Physiol*. 2003;94:1084-1091.
- 74 Sinn DP, de Assis EA, Throckmorton GS. Mandibular excursions and maximum bite forces in patients with temporomandibular joint disorders. *J Oral Maxillofac Surg*. 1996;54:671-679.
- 75 Standring S. Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice, ed 40. St Louis: Elsevier, 2009.
- 76 Stiesch-Scholz M, Fink M, Tschernitschek H, Rossbach A. Medical and physical therapy of temporomandibular joint disk displacement without reduction [see comment]. *Cranio*. 2002;20:85-90.
- 77 Strakowski JA, Pease WS, Johnson EW. Phrenic nerve stimulation in the evaluation of ventilator-dependent individuals with C4- and C5-level spinal cord injury. *Am J Phys Med Rehabil*. 2007;86:153-157.

- 78 Suvinen TI, Kempainen P. Review of clinical EMG studies related to muscle and occlusal factors in healthy and TMD subjects. *J Oral Rehabil.* 2007;34:631-644.
- 79 Takahashi S, Suzuki N, Asazuma T, et al. Factors of thoracic cage deformity that affect pulmonary function in adolescent idiopathic thoracic scoliosis. *Spine.* 2007;32:106-112.
- 80 Takazakura R, Takahashi M, Nitta N, Murata K. Diaphragmatic motion in the sitting and supine positions: healthy subject study using a vertically open magnetic resonance system. *J Magn Res Imaging.* 2004;19:605-609.
- 81 Tanaka E, Detamore MS, Mercuri LG. Degenerative disorders of the temporomandibular joint: etiology, diagnosis, and treatment. *J Dent Res.* 2008;87:296-307.
- 82 Tanaka E, Hirose M, Inubushi T, et al. Effect of hyperactivity of the lateral pterygoid muscle on the temporomandibular joint disk. *J Biomech Eng.* 2007;129:890-897.
- 83 Taskaya-Yilmaz N, Ceylan G, Incesu L, Muglali M. A possible etiology of the internal derangement of the temporomandibular joint based on the MRI observations of the lateral pterygoid muscle. *Surg Radiol Anat.* 2005;27:19-24.
- 84 Urmey W, Loring S, Mead J, et al. Upper and lower rib cage deformation during breathing in quadriplegics. *J Appl Physiol.* 1986;60:618-622.
- 85 Vassilakopoulos T, Zakyntinos S, Roussos C. Respiratory muscles and weaning failure. *Eur Respir J.* 1996;9:2383-2400.
- 86 Wilson TA, Legrand A, Gevenois PA, De Troyer A. Respiratory effects of the external and internal intercostal muscles in humans. *J Physiol.* 2001;530:319-330.
- 87 Wink CS, St OM, Zimny ML. Neural elements in the human temporomandibular articular disc. *J Oral Maxillofac Surg.* 1992;50:334-337.

88 Yustin DC, Rieger MR, McGuckin RS, Connelly ME. Determination of the existence of hinge movements of the temporomandibular joint during normal opening by Cine-MRI and computer digital addition. *J Prosthodont.* 1993;2:190-195.

89 Zaugg M, Lucchinetti E. Respiratory function in the elderly. *Anesthesiol Clin North Am.* 2000;18:47-58.

90 Zeleznik J. Normative aging of the respiratory system. *Clin Geriatr Med.* 2003;19:1-18.

## QUESTÕES PARA ESTUDO

### PARTE 1: MASTIGAÇÃO

- 1 Explique o mecanismo pelo qual a região intermediária do disco articular dentro da articulação temporomandibular (ATM) protege a articulação por toda a fase tardia de abertura da boca.
- 2 Compare as inserções distais dos músculos pterigoides lateral e medial. Quais inserções formam uma “lança funcional” com o músculo masseter?
- 3 Explique por que, em teoria, uma articulação escapulotorácica excessivamente deprimida poderia predispor o desarranjo interno do disco articular da ATM.
- 4 Compare as diferenças nas demandas estruturais e funcionais colocadas nas partes articulares e não articulares da fossa mandibular.
- 5 Descreva o papel funcional das fibras oblíquas do ligamento lateral da ATM no fechamento da boca.
- 6 Explique a função dos músculos temporais no fechamento da boca.
- 7 Descreva a relação sinérgica entre o masseter e o músculo pterigoide medial contralateral durante a produção da força



de cisalhamento (trituração) entre os molares.

8 Usando a Figura 11-22 como guia, descreva a função específica do músculo pterigoide lateral durante a abertura e o fechamento da boca.

9 Descreva como a cabeça inferior do músculo pterigoide lateral e o supra-hióideo atuam sinergisticamente durante uma abertura rápida da boca.

10 Liste os ossos que compõem a fossa temporal do crânio.

## **PARTE 2: VENTILAÇÃO**

11 Descreva a função do músculo diafragma durante a inspiração e explique por que ele é considerado o músculo mais importante da ventilação.

12 Explique como a cabeça esternocostal do peitoral maior poderia funcionar como um músculo efetivo da inspiração forçada.

13 Como poderia o diafragma cronicamente rebaixado (achatado) afetar negativamente a mecânica da ventilação?

14 Liste as articulações que mais provavelmente afetariam as dimensões anteroposteriores e mediolaterais do tórax durante a ventilação.

15 Quais estruturas selam os polos superior e inferior da cavidade torácica?

16 Explique como o tônus “normal” dentro dos músculos “abdominais” contribui para a mecânica da inspiração.

17 Como a paralisia dos músculos intercostais em uma pessoa com quadriplegia contribui para a patomecânica da “respiração paradoxal”?

18 Descreva as mudanças na pressão intratorácica e intra-abdominal durante a expiração forçada.

- 19 Liste os fatores que explicam por que a expiração silenciosa é considerada um processo passivo.
- 20 Liste os músculos que mais provavelmente ficariam totalmente paralisados após uma lesão completa da medula espinal ao nível ósseo de T4.

*As respostas a essas questões para estudo podem ser encontradas no final do livro.*

## **APÊNDICE III Materiais de Referência sobre Inserções Musculares e Inervação do Esqueleto Axial**

---

### **Parte A:**

Formação da Cauda Equina

### **Parte B:**

Dermátomos Torácicos do Tronco

### **Parte C:**

Inserções e Inervação dos Músculos do Esqueleto Axial

### Músculos do Tronco

*Conjunto 1: Músculos do Tronco Posterior*

*Conjunto 2: Músculos do Tronco Anterolateral: Músculos  
“Abdominais”*

### Músculos da Região Craniocervical

*Conjunto 1: Músculos da Região Craniocervical  
Anterolateral*

*Conjunto 2: Músculos da Região Craniocervical Posterior*

### Miscelâneas: Quadrado Lombar

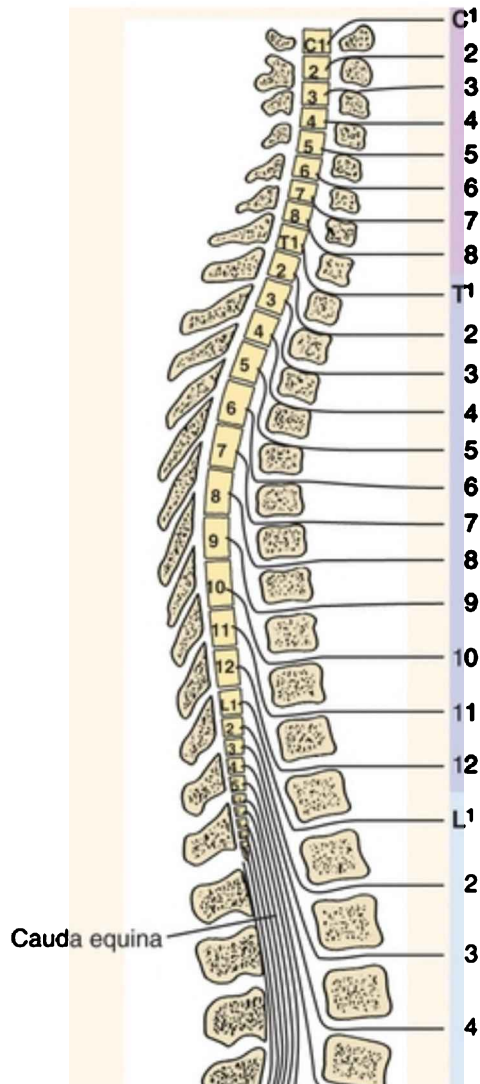
### Músculos Primários da Mastigação

### Músculos Supra-hióideos

Músculos Infra-hióideos

Músculos Relacionados Principalmente à Ventilação

## Parte A: Formação da Cauda Equina



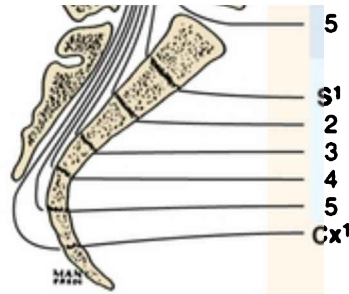
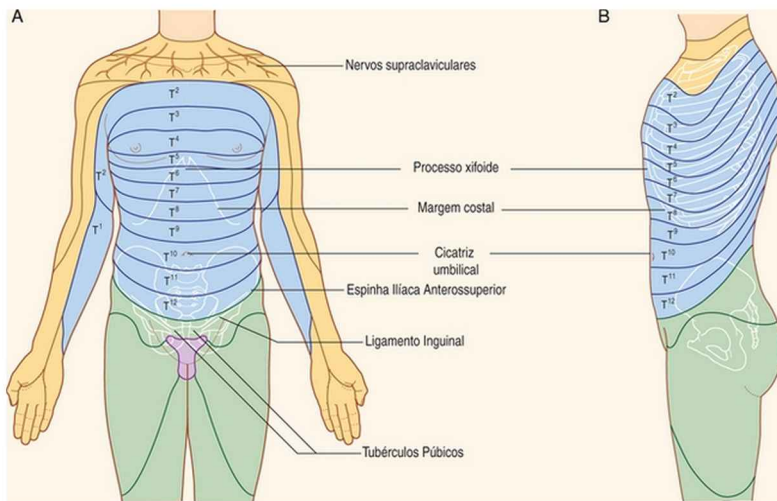


FIGURA III.1 A relação anatômica da medula espinal e das raízes nervosas espinais com os elementos ósseos da coluna vertebral. A medula espinal é mostrada em amarelo e as raízes nervosas são mostradas em preto. Os forames intervertebrais, através dos quais as raízes nervosas espinais passam, são mostradas em cores múltiplas à direita. No adulto, a medula espinal é menor que a coluna vertebral. As raízes nervosas lombares e sacrais devem, portanto, seguir por uma distância considerável antes de cada uma delas atingir seu forame intervertebral correspondente. Essas raízes nervosas espinais que cursam através do canal vertebral das vértebras lombares e sacrais são chamadas de *cauda equina*. Observe que a medula espinal termina no forame intervertebral L1-L2, cranial à cauda equina.

(De Haymaker W. Woodhall B. *Peripheral nerve injuries*, ed 2, Philadelphia, 1995, Saunders.)

## Parte B: Dermátomos Torácicos do Tronco



**FIGURA III.2** Os dermatomos torácicos do tronco. **A**, Vista anterior. **B**, Vista lateral.  $T_1$ , primeira raiz torácica nervosa, e assim por diante.

(De Drake R, Vogl W, Mitchell A: *Gray's anatomy for students*, Philadelphia, 2005, Churchill Livingstone.)

## Parte C: Inserções e Inervação dos Músculos do Esqueleto Axial

### MÚSCULOS DO TRONCO

#### Conjunto 1: Músculos do Tronco Posterior

Ver o Apêndice II para as inserções e as inervações dos músculos da camada superficial do tronco posterior (trapézio, latíssimo do dorso, serrátil anterior, e assim por diante).

#### Grupo dos Eretores Espinais (Músculos Íliocostais, Longuíssimos e Espinais)

### **Iliocostais Lombares**

*Inserção inferior:* tendão comum\*

*Inserções superiores:* ângulo das costelas 6 a 12

### **Íliocostais Torácicos**

*Inserções inferiores:* ângulo das costelas 6 a 12

*Inserções superiores:* ângulo das costelas 1 a 6

### **Íliocostais Cervicais**

*Inserções inferiores:* ângulo das costelas 3 a 7

*Inserções superiores:* tubérculos posteriores aos processos transversos de C<sup>4</sup> a C<sup>6</sup>

### **Longuíssimo Torácico**

*Inserção inferior:* tendão comum

*Inserções superiores:* tubérculo e ângulo das costelas 3 a 12; processos transversos de T<sup>1</sup> a T<sup>12</sup>

### **Longuíssimo Cervical**

*Inserções inferiores:* processos transversos de T<sup>1</sup> a T<sup>4</sup>

*Inserções superiores:* tubérculos posteriores dos processos transversos de C<sup>2</sup> a C<sup>6</sup>

### **Longuíssimo da Cabeça**

*Inserções inferiores:* processos transversos de T<sup>1</sup> a T<sup>5</sup> e processos articulares de C<sup>4</sup> a C<sup>7</sup>

*Inserções superiores:* margem posterior do processo mastoide do osso temporal

## **Espinais Torácicos**

*Inserção inferior:* tendão comum

*Inserções superiores:* processos espinosos da maioria das vértebras torácicas

## **Espinais Cervicais**

*Inserções inferiores:* ligamento nugal e processos espinosos de C<sup>7</sup> a T<sup>1</sup>

*Inserções superiores:* processos espinosos de C<sup>2</sup>

## **Espinais da Cabeça (Combinam-se com os Semiespinais da Cabeça)**

*Inervação ao eretor espinal:* ramos dorsais das raízes nervosas espinais adjacentes (C<sup>3</sup> - L<sup>5</sup>)

## **Grupo Transversoespinal (Multífidos, Rotadores e Músculos Semiespinais)**

### **Multífidos**

*Inserções inferiores (lombares):* processos mamilares das vértebras lombares, ligamentos lombossacrais, parte profunda do tendão comum dos eretores da espinha, superfície posterior do sacro, espinha íliaca posterossuperior da pelve e cápsula das articulações apofisárias, lombares e lombossacrais.

*Inserções inferiores (torácicos):* processos transversos de T<sup>1</sup> a T<sup>12</sup>

*Inserções inferiores (cervicais):* processos articulares de C<sup>3</sup> a C<sup>7</sup>

*Inserções superiores:* processos espinosos das

vértebras localizadas de dois a quatro junções intervertebrais superiores

*Inervação:* ramo dorsal das raízes nervosas espinais adjacentes (C<sup>4</sup>-S<sup>3</sup>)

### **Rotadores: Longo e Curto**

*Inserções inferiores:* processos transversos de todas as vértebras

*Inserções superiores:* base dos processos espinosos e lâminas adjacentes das vértebras localizadas em um ou dois segmentos superiores

Nota: O rotador longo atravessa duas junções intervertebrais; o rotador curto mais horizontal atravessa apenas uma junção intervertebral.

*Inervação:* ramo dorsal das raízes nervosas espinais adjacentes (C<sup>4</sup>-L<sup>4</sup>)

### **Semiespinais Torácicos**

*Inserções inferiores:* processos transversos de T<sup>6</sup> a T<sup>10</sup>

*Inserções superiores:* processos espinais de C<sup>6</sup> a T<sup>4</sup>

### **Semiespinais Cervicais**

*Inserções inferiores:* processos transversos de T<sup>1</sup> a T<sup>6</sup>

*Inserções superiores:* processos espinosos de C<sup>2</sup> a C<sup>5</sup>, principalmente C<sup>2</sup>

### **Semiespinais da Cabeça**

*Inserções inferiores:* processos transversos de C<sup>7</sup> a T<sup>7</sup> e processos articulares de C<sup>4</sup> a C<sup>6</sup>



*Inserções superiores:* entre as linhas nucais superior e inferior do osso occipital

*Inervação aos músculos semiespinais:* ramos dorsais das raízes nervosas espinais adjacentes (C<sup>1</sup>-T<sup>6</sup>)

## **Pequeno Grupo Segmentado (Músculos Interespinais e Intertransversários)**

### **Músculos Interspinais**

Estes músculos emparelhados prendem-se regularmente entre os processos espinhosos adjacentes dentro das vértebras cervicais (exceto C<sup>1</sup> e C<sup>2</sup>) e das vértebras lombares. Na coluna torácica, os músculos interespinais existem apenas na extremidade superior e em regiões inferiores.

*Inervação:* ramos dorsais das raízes nervosas espinais adjacentes (C<sup>3</sup>-L<sup>5</sup>)

### **Músculos intertransversários**

Estes músculos emparelhados direitos e esquerdos inserem-se entre processos transversos adjacentes de todas as vértebras cervicais, torácicas baixas e lombares. Na região cervical, os músculos intertransversários são subdivididos em pequenos músculos anteriores e posteriores, o que indica as suas posições relativas aos tubérculos anteriores e posteriores nos processos transversos, respectivamente. Na região lombar, os músculos intertransversários são subdivididos em pequenos músculos laterais e mediais, o que indica sua posição relativa entre os processos transversos.

*Inervação:* os músculos intertransversários anteriores, posteriores e laterais são inervados pelos ramos ventrais das raízes nervosas espinais adjacentes (C<sup>3</sup>-L<sup>5</sup>); os músculos intertransversários mediais, dentro da região lombar, são inervados pelos ramos dorsais das raízes nervosas espinais adjacentes (L<sup>1</sup>-L<sup>5</sup>)

## **Conjunto 2: Músculos do Tronco Anterolateral: Músculos “Abdominais”**

### **Oblíquo Externo Abdominal**

*Inserções laterais:* parte lateral das costelas 4 a 12

*Inserções mediais:* metade anterior do lábio externo da crista ilíaca, linha alba e bainha do reto contralateral

*Inervação:* nervos intercostais (T<sup>8</sup>-T<sup>12</sup>), ílio-hipogástrico (L<sup>1</sup>) e ilioinguinal (L<sup>1</sup>)

### **Oblíquo Interno Abdominal**

*Inserções laterais:* dois terços anteriores do lábio medial da crista ilíaca, ligamento inguinal e, geralmente, da fáscia toracolombar

*Inserções mediais:* costelas de 9 a 12, linha alba e bainha do reto contralateral

*Inervação:* nervos intercostais (T<sup>8</sup>-T<sup>12</sup>), ílio-hipogástrico (L<sup>1</sup>) e ilioinguinal (L<sup>1</sup>)

### **Reto Abdominal**

*Inserções superiores:* processo xifoide e cartilagens das costelas 5 a 7

*Inserções inferiores:* crista do púbis e ligamentos adjacentes que suportam a articulação da sínfise púbica

*Inervação:* nervos intercostais (T<sup>7</sup>-T<sup>12</sup>)

### **Transverso Abdominal**

*Inserções laterais:* dois terços anteriores do lábio interior da crista ilíaca, fáscia toracolombar, superfície interior das cartilagens das costelas 6 a 12 ligamento inguinal

*Inserções mediais:* linha alba e bainha do reto contralateral

*Inervação:* nervos intercostais (T<sup>7</sup>-T<sup>12</sup>), ílio-hipogástrico (L<sup>1</sup>) e ilioinguinal (L<sup>1</sup>)

## **MÚSCULOS DA REGIÃO CRANIOCERVICAL**

### **Conjunto 1: Músculos da Região Craniocervical Anterolateral**

#### **Longo da Cabeça**

*Inserções inferiores:* tubérculos anteriores dos processos transversos de C<sup>3</sup> a C<sup>6</sup>

*Inserções superiores:* superfície inferior da parte basilar do osso occipital, imediatamente anterior à inserção do reto anterior da cabeça

*Inervação:* ramo ventral das raízes nervosas espinais C<sup>1</sup>-C<sup>3</sup>

#### **Longo do Pescoço**

##### **Porção Oblíqua Superior**

*Inserções inferiores:* tubérculos anteriores dos

processos transversos de C<sup>3</sup> a C<sup>5</sup>

*Inserção superior:* tubérculo do arco anterior de C<sup>1</sup>

### **Porção Vertical**

*Inserções inferiores:* superfície anterior dos corpos de C<sup>5</sup> a T<sup>3</sup>

*Inserções superiores:* superfície anterior dos corpos de C<sup>2</sup> a C<sup>4</sup>

### **Porção Oblíqua Inferior**

*Inserções inferiores:* superfície anterior dos corpos de T<sup>1</sup> a T<sup>3</sup>

*Inserções superiores:* tubérculos anteriores dos processos transversos de C<sup>5</sup> e C<sup>6</sup>

*Inervação:* ramo ventral das raízes nervosas espinais adjacentes (C<sup>2</sup>-C<sup>8</sup>)

### **Reto Anterior da Cabeça**

*Inserção inferior:* superfície anterior do processo transversos de C<sup>1</sup>

*Inserção superior:* superfície inferior da parte basilar do osso occipital imediatamente anterior ao côndilo occipital

*Inervação:* ramo ventral das raízes nervosas espinais C<sup>1</sup>-C<sup>2</sup>

### **Reto Lateral da Cabeça**

*Inserção inferior:* superfície superior do processo transversos de C<sup>1</sup>

*Inserção superior:* superfície inferior do osso occipital imediatamente lateral ao côndilo occipital

*Inervação:* ramo ventral das raízes nervosas espinais C<sup>1</sup>-C<sup>2</sup>

## **Escalenos**

### **Escaleno Anterior**

*Inserções superiores:* tubérculos anteriores dos processos transversos de C<sup>3</sup> a C<sup>6</sup>

*Inserção inferior:* borda interior da primeira costela

### **Escaleno Médio**

*Inserções superiores:* tubérculos posteriores dos processos transversos de C<sup>2</sup> a C<sup>7</sup>

*Inserção inferior:* borda superior da primeira costela, posterior à inserção do escaleno anterior

### **Escaleno Posterior**

*Inserções superiores:* tubérculos posteriores dos processos transversos de C<sup>5</sup> a C<sup>7</sup>

*Inserção inferior:* superfície externa da segunda costela

*Inervação dos músculos escalenos:* ramos ventrais das raízes nervosas espinais adjacentes (C<sup>3</sup>-C<sup>7</sup>)

### **Esternocleidomastóideo**

*Inserções inferiores:* cabeça do esterno, superfície anterior do aspecto superior do manúbrio do esterno; cabeça clavicular; superfície posterossuperior do terço medial da clavícula

*Inserções superiores:* superfície lateral do processo mastoide do osso temporal e da metade lateral da linha nugal superior do osso occipital

*Inervação:* nervo espinal acessório (XI nervo craniano); uma origem secundária de inervação está através dos ramos ventrais do centro e da parte superior do plexo cervical, que pode transportar informação sensorial (proprioceptiva).

## **Conjunto 2: Músculos da Região Craniocervical Posterior**

### **Esplênio da Cabeça**

*Inserções inferiores:* metade inferior do ligamento nugal e processos espinosos de C<sup>7</sup> a T<sup>4</sup>

*Inserções superiores:* processo mastoide do osso temporal e terço lateral da linha nugal superior do osso occipital

*Inervação:* ramos dorsais das raízes nervosas espinais C<sup>2</sup>-C<sup>8</sup>

### **Esplênio do Pescoço**

*Inserções inferiores:* processos espinosos de T<sup>3</sup> a T<sup>6</sup>

*Inserções superiores:* tubérculos posteriores dos processos transversos de C<sup>1</sup> a C<sup>3</sup>

*Inervação:* ramo dorsal das raízes nervosas espinais C<sup>2</sup>-C<sup>8</sup>

## **Músculos Suboccipitais**

### **Oblíquo Inferior da Cabeça**

*Inserção inferior:* ápice do processo espinoso de C<sup>2</sup>

*Inserção superior:* margem inferior do processo transversal de C<sup>1</sup>

### **Oblíquo Superior da Cabeça**

*Inserção inferior:* margem superior do processo transversal de C<sup>1</sup>

*Inserções superiores:* entre a parte lateral final das linhas nucais inferior e superior

### **Reto Posterior Maior da Cabeça**

*Inserção inferior:* processo espinoso de C<sup>2</sup>

*Inserção superior:* imediatamente anterior e medial à parte lateral final da linha nugal inferior

### **Reto Posterior Menor da Cabeça**

*Inserção inferior:* tubérculo do arco posterior de C<sup>1</sup>

*Inserção superior:* imediatamente anterior à parte medial final da linha nugal inferior, somente posterior ao forame magno

*Inervação dos músculos suboccipitais:* nervo suboccipital (ramo dorsal da raiz nervosa espinal C<sup>1</sup>)

## **MISCELÂNEAS: QUADRADO LOMBAR**

### **Quadrado Lombor**

*Inserções inferiores:* ligamento iliolumbar e crista do ílio

*Inserções superiores:* costela 12 e pontas dos processos transversos de L<sup>1</sup> a L<sup>4</sup>

*Inervação:* ramo ventral das raízes espinais nervosas T<sup>12</sup>-L<sup>3</sup>

## **MÚSCULOS PRIMÁRIOS DA MASTIGAÇÃO**

### **Masseter: Cabeças Combinadas Superficial e Profunda**

*Inserções proximais:* superfícies lateroinferiores do osso zigomático e superfícies inferiores do arco zigomático

*Inserção distal:* superfície externa da mandíbula, entre o ângulo e a parte exatamente abaixo do processo coronoide

*Inervação:* ramificação do nervo mandibular, uma divisão do V nervo craniano

### **Temporal**

*Inserções proximais:* fossa temporal e superfícies profundas da fáscia temporal

*Inserções distais:* ápice e superfícies médias do processo coronoide da mandíbula e a borda anterior inteira do ramo da mandíbula

*Inervação:* ramificação do nervo mandibular, uma divisão do nervo craniano V

### **Pterigoide Medial: Cabeças Combinadas Superficial e Profunda**

*Inserções proximais:* face medial da placa pterigoide lateral; pequena área na maxila posterolateral, exatamente abaixo do encaixe para o terceiro molar

*Inserções distais:* superfície interna da mandíbula entre o ângulo e o forame mandibular

*Inervação:* ramo do nervo mandibular, uma divisão



do V nervo craniano

### **Pterigoide Lateral (Cabeça Superior)**

*Inserção proximal:* asa maior do osso esfenóide

*Inserções distais:* parede medial da cápsula da articulação temporomandibular (ATM), lado medial do disco articular e fossa pterigoide da mandíbula

**Pterigoide Lateral (Cabeça Inferior)**

*Inserções proximais:* parte lateral da placa pterigoide lateral e região contígua da maxila

*Inserções distais:* fossa pterigoide e ístimo adjacente da mandíbula

*Inervação:* ramificação do nervo mandibular, uma divisão do V nervo craniano

## **MÚSCULOS SUPRAHIÓIDEOS**

### **Digástrico: Ventre Posterior**

*Inserção proximal:* incisura mastoide do osso temporal

*Inserção distal:* alça da fáscia presa ao aspecto lateral do osso hioide

*Inervação:* nervo facial (VII nervo craniano)

### **Digástrico: Ventre Anterior**

*Inserção proximal:* alça da fáscia presa ao aspecto lateral do osso hioide

*Inserção distal:* base da mandíbula, próximo a sua linha média (fossa digástrica)

*Inervação:* nervo alveolar inferior (ramo do nervo mandibular, uma divisão do V nervo craniano)

### **Gênio-hióideo**

*Inserção proximal:* pequena região na linha média do aspecto anterior da superfície interna da mandíbula (sínfise mentoniana)

*Inserção distal:* corpo do osso hioide

*Inervação:* por meio de C<sup>1</sup> do nervo hipoglosso (XII nervo craniano)

### **Milohioide**

*Inserção proximal:* face interna da mandíbula, bilateralmente à linha milo-hióidea

*Inserção distal:* corpo do osso hioide

*Inervação:* nervo alveolar inferior (ramo do nervo mandibular, uma divisão do V nervo craniano)

### **Estilo-hióideo**

*Inserção proximal:* base do processo estiloide do osso temporal

*Inserção distal:* borda anterior do corno maior do osso hioide

*Inervação:* nervo facial (VII nervo craniano)

## **MÚSCULOS INFRAHIÓIDEOS**

### **Omo-hióideo**

*Inserção inferior:* borda superior da escápula, próximo ao encaixe escapular

*Inserção superior:* corpo do osso hioide

*Inervação:* ramos ventrais das raízes nervosas espinais C<sup>1</sup>-C<sup>3</sup>

### **Esterno-hióideo**

*Inserções inferiores:* face posterior da parte medial final da clavícula, parte posterossuperior do manúbrio do esterno e ligamento esterno-clavicular posterior

*Inserção superior:* corpo do osso hioide

*Inervação:* ramos ventrais das raízes nervosas espinais C<sup>1</sup>-C<sup>3</sup>

### **Esterno-tireóideo**

*Inserções inferiores:* parte posterior do manúbrio do esterno e a cartilagem da primeira costela

*Inserção superior:* cartilagem tireoide

*Inervação:* ramos ventrais das raízes nervosas espinais C<sup>1</sup>-C<sup>3</sup>

### **Tiro-hióideo**

*Inserção inferior:* cartilagem tireoide

*Inserção superior:* junção do corpo e corno maior do osso hioide

*Inervação:* ramo ventral da raiz nervosa espinal C<sup>1</sup> (via XII nervo craniano)

## **MÚSCULOS RELACIONADOS PRINCIPALMENTE À VENTILAÇÃO**

### **Diafragma**

#### **Inserções Inferiores**

*Parte costal:* superfícies interiores das cartilagens e regiões ósseas adjacentes às costelas 6 a 12

*Parte esternal:* lado posterior do processo xifoide

*Parte crural (lombar):* (1) dois arcos aponeuróticos que cobrem as faces externas do quadrado lombar e músculo psoas maior; (2) cúpulas direita e esquerda, originadas dos corpos das vértebras de L<sup>1</sup> a L<sup>3</sup> e seus discos intervertebrais

### **Inserção Superior**

Tendão central próximo ao centro da cúpula do músculo

*Inervação:* nervo frênico (C<sup>3</sup>-C<sup>5</sup>)

### **Intercostais Externos**

*Inserções:* Onze por lado; cada músculo surge da borda inferior de uma costela e se insere na borda superior da costela abaixo. As fibras, são em sua maioria, superficiais nos músculos intercostais, indo a uma direção inferior e medial. As fibras são em sua maioria *desenvolvidas lateralmente*.

### **Intercostais Internos**

*Inserções:* Onze por lado; cada músculo surge da borda inferior de uma costela e se insere na borda superior da costela abaixo. As fibras correm em um plano imediatamente profundo ao dos intercostais externos. Estas seguem em uma direção inferior e levemente lateral, quase perpendicular à direção dos intercostais externos. As fibras dos intercostais externos são, em sua maioria, desenvolvidas adjacentes ao esterno, *paraesternalmente*.

### **Intercostais Íntimos**

*Inserções:* Cada músculo surge da borda inferior de uma costela próxima ao seu ângulo e se insere na borda superior da segunda ou terceira costela abaixo. As fibras seguem paralelas e profundas aos intercostais internos. As fibras dos intercostais íntimos. Estas, que estão localizadas próximas ao ângulo das costelas, geralmente chamadas de subcostais, podem atravessar dois espaços intercostais. Os intercostais íntimos são desenvolvidos, em sua maioria, no tórax inferior.

*Inervação dos intercostais:* nervos intercostais (T2-T12)

Elevadores Costais (Longo e Curto)

*Inserções superiores:* finais dos processos transversos de C7 a T11

*Inserções inferiores:* faces externas das costelas, entre o tubérculo e o ângulo. Os músculos podem prender-se à costela imediatamente inferior a sua inserção superior (elevadores costais curtos) ou, mais notavelmente, nos segmentos inferiores, à costela que está dois segmentos inferior a sua inserção superior (elevadores costais longos)

*Inervação:* ramos dorsais das raízes nervosas espinais torácicas adjacentes (C7-T11)

### **Serrátil Posteroinferior**

*Inserções superiores:* superfície posterior das costelas de 9 a 12, próximo aos seus ângulos

*Inserções inferiores:* processos espinosos e ligamentos supraespinosos de T11 a L3

*Inervação:* nervos intercostais (T9-T12)

## **Serrátil Posterossuperior**

*Inserções superiores:* processos espinosos de C<sup>6</sup> a T<sup>3</sup>, incluindo os ligamentos supraespinosos e o ligamento nugal

*Inserções inferiores:* superfícies posteriores das costelas 2 a 5, próximos aos seus ângulos

*Inervação:* nervos intercostais (T<sup>2</sup>-T<sup>5</sup>)

## **Transverso Torácico**

*Inserções inferiores (mediais):* superfícies interiores do terço inferior do corpo do esterno e faces adjacentes do processo xifoide

*Inserções superiores (laterais):* superfícies internas das articulações esternocostais associadas à segunda (ou terceira) costela, até a sexta costela

*Inervação:* nervos intercostais adjacentes

---

\* Referências 9, 20, 55, 75, 82, 83.

\* Referências 3, 33, 35, 68, 72, 81.

\* Referências 7, 12, 15, 37, 50, 70, 73, 77, 80.

\* Referências 4, 12, 28, 37, 43, 64, 86.

\* O amplo tendão comum conecta a parte final inferior da maioria dos eretores espinais à base do esqueleto axial. As inserções específicas do tendão incluem cristas sacrais medianas, processos espinosos e ligamentos supraespinosos na coluna torácica inferior e na região lombar inteira, nas cristas ilíacas, nos ligamentos sacrotuberais e sacroilíacos, no glúteo máximo e nos músculos multífidos.



# **SEÇÃO IV**

## **Extremidade Inferior**



# **Introdução ao: Extremidade Inferior**

Capítulo 12 Quadril, 465

Capítulo 13 Joelho, 520

Capítulo 14 Tornozelo e Pé, 573

Capítulo 15 Cinesiologia da Marcha, 627

Apêndice IV Materiais de Referência sobre Inserções Musculares e Inervação da Extremidade Inferior, 682

A Seção IV está dividida em quatro capítulos. Os Capítulos 12 a 14 Capítulo 13 Capítulo 14 descrevem a cinesiologia das principais regiões articulares da extremidade inferior; o Capítulo 15 descreve a cinesiologia da marcha, a qual configura a expressão funcional final da cinesiologia da extremidade inferior. Considerando cada membro inferior isoladamente, cerca de 60% do ciclo da marcha está relacionado à “fase de apoio”, na qual a extremidade distal do membro está apoiada no solo. Durante a “fase de oscilação” – que corresponde aos 40% restantes do ciclo da marcha – a extremidade distal do membro está sem apoio e livre para se mover. Os Capítulos 12 a 14 Capítulo 13 Capítulo 14 descrevem a função dos músculos e das articulações a partir de duas perspectivas: quando a extremidade distal está apoiada, e quando está livre. Uma compreensão de ambos os tipos de ações aumenta expressivamente a capacidade de apreciar a beleza e a complexidade do movimento humano, assim

como a de diagnosticar, tratar e prevenir comprometimentos relacionados ao sistema musculoesquelético.

## **CONEXÕES CLÍNICAS ADICIONAIS**

**As Conexões Clínicas Adicionais estão incluídas no final de cada capítulo. Este recurso tem a intenção de destacar ou expandir um conceito clínico específico associado à cinesiologia estudada no capítulo.**

## **QUESTÕES PARA ESTUDO**

**As Questões para Estudo também estão incluídas no final de cada capítulo. Essas questões estão designadas a desafiar o leitor a revisar ou reforçar alguns dos principais conceitos contidos no capítulo. As respostas dessas questões são encontradas no final do livro.**

---

# CAPÍTULO 12

## Quadril

**DONALD A. NEUMANN, PT, PhD,  
FAPTA**

### VISÃO GERAL DO CAPÍTULO

#### **OSTEOLOGIA,**

**Osso Inominado,**

Ílio,

Púbis,

Ísquio,

Acetábulo,

**Fêmur,**

Formato do Fêmur Proximal,

Estrutura Interna do Fêmur Proximal,

#### **ARTROLOGIA,**

**Anatomia Funcional da Articulação do Quadril,**

Cabeça Femoral,

Acetábulo,

Lábio Acetabular,

Alinhamento Acetabular,

Cápsula e Ligamentos do Quadril,

**Osteocinemática,**

Osteocinematologia do Fêmur em Relação à Pelve,  
Osteocinematologia da Pelve em Relação ao Fêmur,

**Artrocinematologia,**

**MÚSCULOS E INTERAÇÕES ARTICULARES,**

**Inervação dos Músculos e da Articulação,**

Inervação dos Músculos,

Inervação Sensorial do Quadril,

**Função Muscular do Quadril,**

Músculos Flexores do Quadril,

Músculos Adutores do Quadril,

Músculos Rotadores Mediais do Quadril,

Músculos Extensores do Quadril,

Músculos Abdutores do Quadril,

Músculos Rotadores Laterais do Quadril,

Torque Máximo Produzido pelos Músculos do  
Quadril,

**EXEMPLOS DE DOENÇAS DO QUADRIL: BASE  
RACIONAL PARA A SELEÇÃO DE INTERVENÇÕES  
TERAPÊUTICAS E CIRÚRGICAS,**

**Fratura do Quadril,**

**Osteoartrite do Quadril,**

**Intervenção Terapêutica em um Quadril Doloroso  
ou Mecanicamente Instável,**

Uso de uma Muleta ou de Métodos Adequados para  
o Transporte de Cargas Externas,

**Intervenção Cirúrgica após Fratura ou  
Osteoartrite,**

Consequências Biomecânicas da Coxa Vara e da  
Coxa Valga,

**RESUMO,**

**CONEXÕES CLÍNICAS ADICIONAIS,**

## REFERÊNCIAS, QUESTÕES PARA ESTUDO,

O quadril consiste na articulação entre a grande cabeça esférica do fêmur e o profundo soquete proporcionado pelo acetábulo da pelve (Fig. 12-1). Em virtude da localização central da articulação em relação ao corpo, uma pergunta lógica emerge: os quadris servem como articulações de “base” para as extremidades inferiores ou como articulações basilares para toda a pelve e o tronco que estão situados acima? À medida que este capítulo vá se desenvolvendo, ficará claro que os quadris servem para desempenhar *ambos* os papéis. Por essa razão, os quadris desempenham um papel cinesiológico dominante em movimentos através de grande parte do corpo. Patologia ou trauma que afetam os quadris provocam tipicamente uma ampla gama de limitações funcionais, incluindo dificuldade para a marcha, vestir-se, dirigir, elevar e deslocar cargas e subir escadas.



mobilidade e a estabilidade do corpo como um todo.

Doença e lesão do quadril são relativamente comuns, particularmente em pessoas muito jovens e em idosos. Um quadril anormalmente formado em uma criança pode estar predisposto à luxação. O quadril de um adulto idoso é vulnerável à doença articular degenerativa. O aumento da osteoporose associado ao maior risco de quedas também predispõe os idosos a uma maior incidência de fratura no quadril.

Este capítulo descreve a estrutura do quadril, sua cápsula e seus ligamentos associados e as ações da musculatura circunvizinha. Essas informações são a base para o tratamento e o diagnóstico de problemas musculoesqueléticos nessa importante região do corpo.

## **OSTEOLOGIA**

---

### **Ossos Inominados**

Cada *inominado* (do Latim *innominatum*, que significa sem nome) é a união de três ossos: o *ílio*, o *púbis* e o *ísquio* (Figs. 12-1 e 12-2). Os ossos inominados direito e esquerdo conectam-se entre si anteriormente na altura da sínfise púbica e posteriormente, do sacro. Essas conexões formam um anel osteoligamentar completo, conhecido como *pelve* (do latim *pelvis*, que significa bacia). A pelve está associada a três importantes e muito diferentes funções. Primeiramente, a pelve serve como um ponto de inserção comum para muitos músculos grandes da extremidade inferior e do tronco. A pelve também transmite o peso da parte superior do corpo e do tronco para as tuberosidades isquiáticas durante a sedestação, ou para as extremidades

inferiores durante a ortostase e a marcha. Finalmente, com o auxílio dos músculos e dos tecidos conectivos do assoalho pélvico, a pelve suporta os órgãos envolvidos com funções intestinal, vesical e reprodutiva.

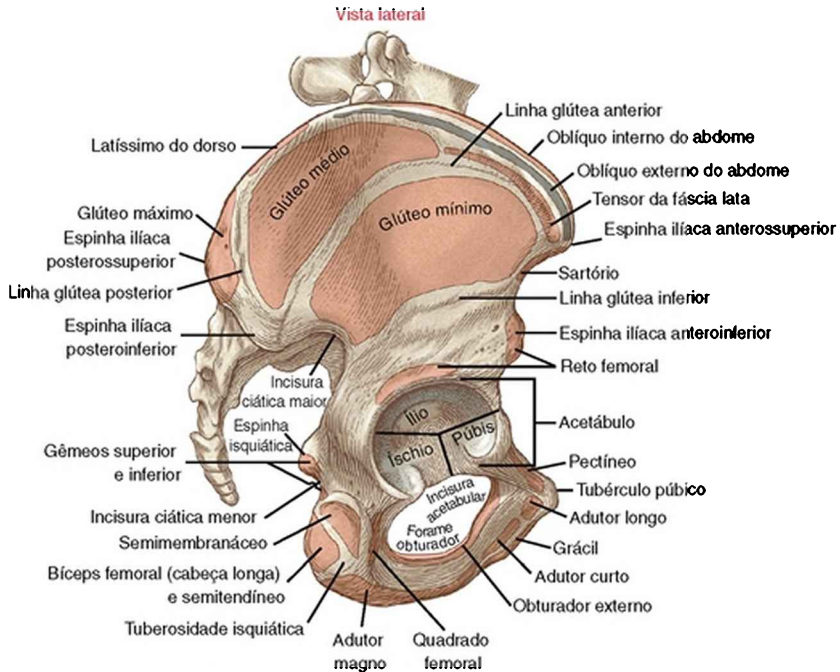


FIGURA 12-2 Vista lateral do osso inominado direito. As inserções proximais dos músculos estão indicadas em ocre e as distais, em cinza.

A superfície externa da pelve possui três características que chamam a atenção. O grande formato de *asa* (ou *ala*) do ílio forma a metade superior do osso inominado. Imediatamente abaixo da asa está o profundo *acetábulo*, em formato de concha. Logo abaixo e ligeiramente medial ao acetábulo está o *forame obturador* - o maior forame do



corpo. Esse forame é recoberto por uma *membrana obturadora* (Fig. 12-1).

Quando a pessoa está de pé, a pelve normalmente orienta-se de forma que, quando vista lateralmente, uma linha vertical passa entre a espinha íliaca anterossuperior e o tubérculo púbico (Fig. 12-2).

## ÍLIO

A superfície externa do ílio é marcada pelas suaves *linhas glúteas anterior, posterior e inferior* (Fig. 12-2). Essas linhas ajudam a identificar os locais de inserção dos músculos glúteos. Na porção mais anterior do ílio localiza-se a facilmente palpável *espinha íliaca anterossuperior* (Figs. 12-1 e 12-2). Abaixo dessa espinha está a *espinha íliaca anteroinferior*. A proeminente crista íliaca, o bordo mais superior do ílio, continua posteriormente e termina na *espinha íliaca posterossuperior* (Fig. 12-3). O tecido mole superficial à espinha íliaca posterossuperior é frequentemente demarcado por uma cova na pele. A menos proeminente *espinha íliaca posteroinferior* marca o bordo superior da *incisura isquiática maior*. A abertura dessa incisura converte-se no *forame ciático maior* através dos *ligamentos sacrotuberositário e sacroespinal*.

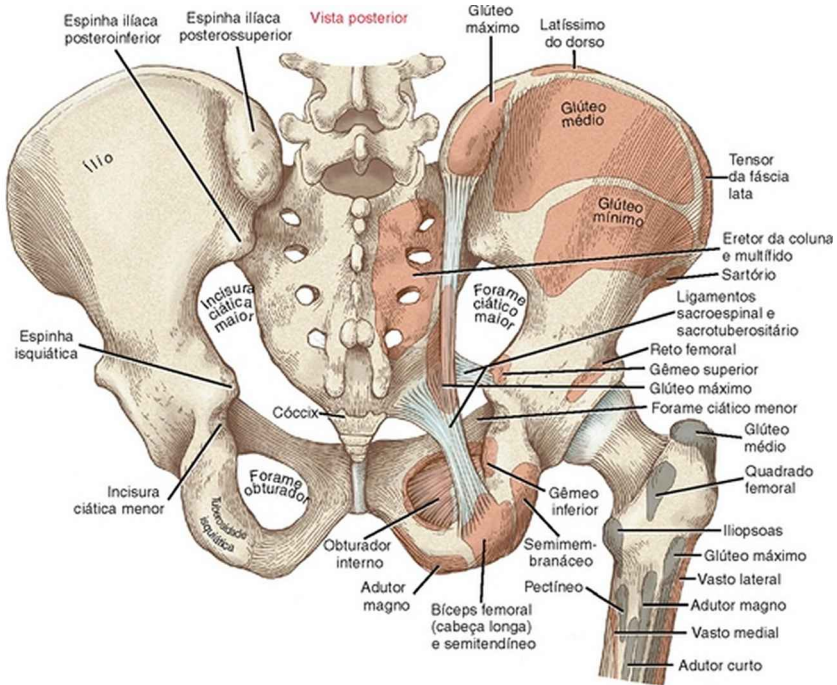


FIGURA 12-3 Aspecto posterior da pelve, do sacro e do fêmur proximal direito. As inserções proximais dos músculos estão indicadas em vermelho e as distais, em cinza.

## Características Osteológicas do Ílio

### Superfície Externa

- Linhas glúteas posterior, anterior e inferior
- Espinha íliaca anterossuperior
- Espinha íliaca anteroinferior
- Crista íliaca
- Espinha íliaca posterossuperior
- Espinha íliaca posteroinferior

- Incisura ciática maior
- Forame ciático maior
- Ligamentos sacrotuberositário e sacroespinal

### Superfície Interna

- Fossa ilíaca
- Superfície auricular
- Tuberosidade ilíaca

O aspecto interno do ílio possui três características notáveis (Fig. 12-1). Anteriormente, a *fossa ilíaca* levemente côncava é preenchida pelo músculo ilíaco. Posteriormente, a *superfície auricular* se articula com o sacro na altura da articulação sacroilíaca. Imediatamente posterior à superfície auricular localiza-se a grande e rugosa *tuberosidade ilíaca*, que marca as inserções dos ligamentos sacroilíacos.

### Características Osteológicas do Púbis

- Ramo púbico superior
- Corpo
- Crista
- Linha pectínea
- Tubérculo púbico
- Articulação da sínfise púbica e do disco
- Ramo púbico inferior

## PÚBIS

O *ramo púbico superior* estende-se, anteriormente, da parede anterior do acetábulo até o grande e plano *corpo* do púbis (Fig. 12-1). O bordo superior do corpo do púbis consiste na *crista* púbica, e serve como inserção para o músculo reto do abdome. Na superfície de cima do ramo superior está a *linha pectínea*, que marca a inserção do músculo pectíneo. O *tubérculo púbico* projeta-se anteriormente a partir do ramo púbico superior e serve como uma inserção para o ligamento inguinal. O *ramo púbico inferior* estende-se, posteriormente, do corpo do púbis até a junção do ísquio.

Os dois ossos púbicos articulam-se na linha média através da *articulação da sínfise púbica* (Fig. 12-1). Essa articulação relativamente imóvel é tipicamente classificada como uma sinartrose. Uma cartilagem hialina reveste as superfícies opostas da articulação; as superfícies não são completamente planas e possuem pequenas elevações, provavelmente desenvolvidas para resistir ao cisalhamento.<sup>160</sup> A articulação está firmemente unida por um *disco interpúbico* fibrocartilaginoso e ligamentos. O disco interpúbico é fortalecido por fibras colágenas que se entrelaçam, combinadas através de inserções distais feitas pelos músculos retos do abdome.<sup>160</sup> Até 2 mm de translação e uma rotação muito leve ocorrem na altura da articulação da sínfise púbica.<sup>168</sup> A sínfise púbica proporciona alívio do estresse através do anel anterior da pelve durante a marcha e, nas mulheres, durante o parto.

Pode ocorrer disfunção da sínfise púbica em algumas mulheres durante a gestação ou logo após o parto. Essa condição dolorosa está associada ao aumento da instabilidade na sínfise púbica causada pelo relaxamento

fisiológico dos ligamentos que sustentam a articulação.<sup>89</sup>

## ÍSKUIO

A *espinha isquiática* aguda projeta-se do lado posterior do ísquio, imediatamente inferior à incisura isquiática maior (Fig. 12-3). A *incisura isquiática menor* está localizada imediatamente inferior à espinha. Os *ligamentos sacrotuberositário* e *sacroespinal* convertem a incisura isquiática menor em um *forame isquiático menor*.

Projetando-se posterior e inferiormente a partir do acetábulo está a grande e espessa *tuberosidade isquiática* (Fig. 12-3). Essa estrutura palpável serve como inserção proximal para muitos músculos da extremidade inferior, mais notavelmente os isquiotibiais e parte do adutor magno. O *ramo isquiático* estende-se anteriormente a partir da tuberosidade isquiática e termina na junção com o ramo púbico inferior (Fig. 12-1).

## ACETÁBULO

Localizado imediatamente acima do forame obturador está o grande acetábulo, em forma de concha (Fig. 12-2). O acetábulo forma o soquete do quadril. Todos os três ossos da pelve contribuem para a formação do acetábulo: o ílio e o ísquio contribuem em cerca de 75%, e o púbis contribui pelos 25% remanescentes, aproximadamente. As características específicas do acetábulo são discutidas na seção de artrologia.

### Características Osteológicas do Ísquio

- Espinha isquiática

- Incisura ciática menor
- Forame ciático menor
- Tuberosidade isquiática
- Ramo isquiático

## Fêmur

O fêmur é o maior e mais forte osso do corpo humano (Fig. 12-4). Seu formato e sua estatura robusta refletem a poderosa ação dos músculos e contribuem para um longo passo durante a marcha. Em sua extremidade proximal, a *cabeça* femoral projeta-se medial e ligeiramente anterior, articulando-se com o acetábulo. O *colo* femoral conecta a cabeça femoral à diáfise. O colo serve para afastar lateralmente a diáfise proximal do fêmur, lateralmente em relação à articulação, reduzindo, portanto, a probabilidade de impacto ósseo contra a pelve. Distalmente ao colo, a diáfise do fêmur cursa levemente medialmente, colocando efetivamente os joelhos e os pés próximos à linha média do corpo.

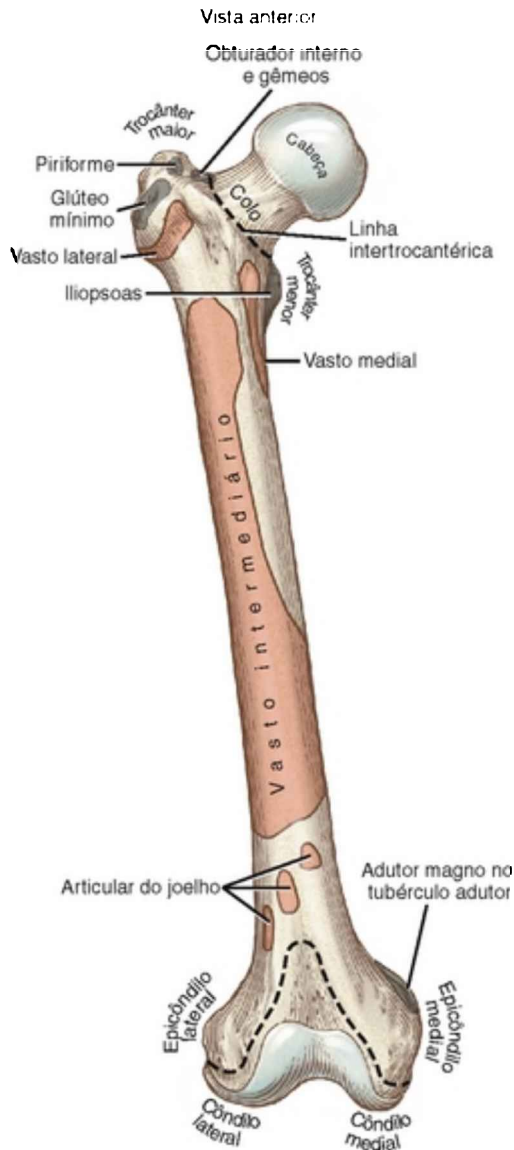
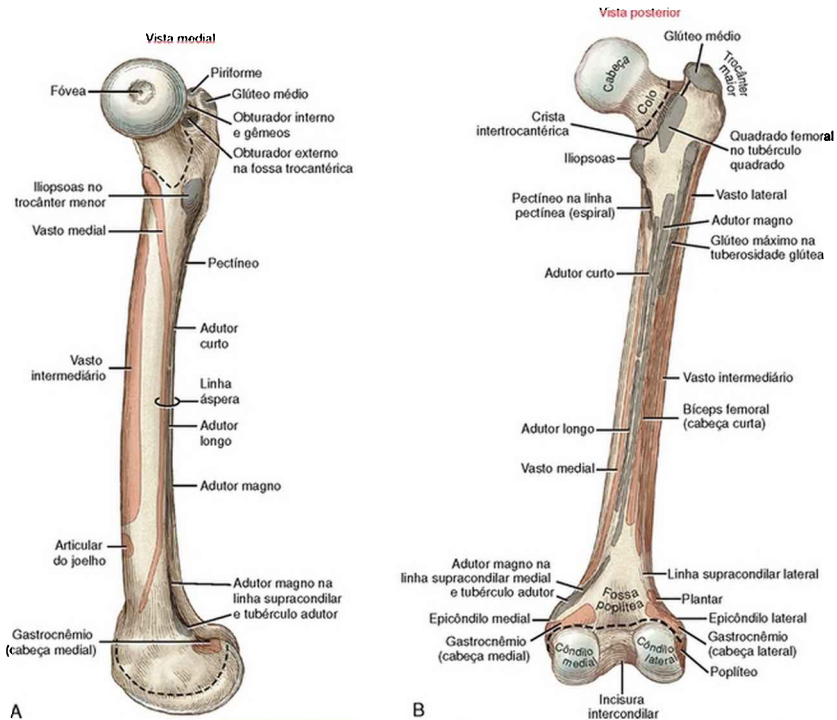


FIGURA 12-4 Aspecto anterior do fêmur direito. As inserções proximais dos músculos estão indicadas em ocre e as distais, em cinza. As inserções femorais da cápsula articular do quadril e da cápsula articular do joelho estão indicadas pelas linhas

pontilhadas.

A diáfise do fêmur exibe uma leve convexidade anterior (Fig. 12-5, A). Como uma coluna longa, submetida à carga excêntrica, o fêmur curva-se muito levemente quando submetido ao peso do corpo. Consequentemente, o estresse ao longo do osso é dissipado através de uma compressão ao longo de sua diáfise posterior e de uma tensão através de sua diáfise anterior. Finalmente, esse encurvamento permite ao fêmur sustentar uma carga maior do que se o osso fosse perfeitamente reto.



**FIGURA 12-5** Superfícies medial (A) e posterior (B) do fêmur direito. As inserções proximais dos músculos estão indicadas em



ocre e as distais, em cinza. As inserções femorais da cápsula articular do quadril e da cápsula articular do joelho estão indicadas pelas linhas pontilhadas.

### Características Osteológicas do Fêmur

- Cabeça femoral
- Colo femoral
- Linha intertrocantérica
- Trocânter maior
- Fossa trocantérica
- Crista intertrocantérica
- Tubérculo quadrado
- Trocânter menor
- Linha áspera
- Linha pectínea (espiral)
- Tuberosidade glútea
- Linhas supracondilares lateral e medial
- Tubérculo adutor

Anteriormente, a *linha intertrocantérica* marca a inserção distal dos ligamentos capsulares (Fig. 12-4). O *trocânter maior* estende-se lateral e posteriormente a partir da junção do colo e da diáfise femoral (Fig. 12-5, B). Essa estrutura proeminente e facilmente palpável serve para a inserção distal de muitos músculos. Na superfície medial do trocânter maior localiza-se uma pequena depressão denominada *fossa trocantérica* (Figuras 12-5, A e 12-6). Essa fossa marca a inserção distal do músculo obturador

externo.

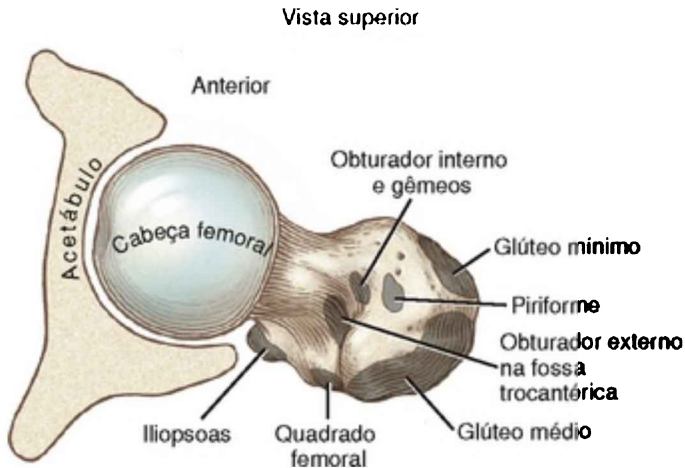


FIGURA 12-6 Aspecto superior do fêmur direito. As inserções distais dos músculos são mostradas em cinza.

Posteriormente, o colo femoral une a diáfise femoral à elevada *crista intertrocantérica* (Fig. 12-5, B). O *tubérculo quadrado*, a inserção distal do músculo quadrado femoral, consiste em uma área ligeiramente elevada na crista imediatamente inferior à fossa trocântérica. O *trocânter menor* projeta-se de forma aguda do bordo inferior da crista em uma direção posteromedial. O trocânter menor serve como inserção distal para o músculo iliopsoas, um importante flexor do quadril e estabilizador vertical da coluna lombar.

O terço médio do lado posterior da diáfise femoral é claramente demarcado por uma elevação vertical denominada *linha áspera* (das palavras latinas *linea*, linha + *aspera*, rugosa). Essa linha elevada serve como um local de inserção para os músculos vastos do grupo quadríceps,

muitos dos músculos adutores e a fáscia intermuscular da coxa. Proximalmente, a linha áspera divide-se, medialmente, em *linha pectínea (espiral)* e *tuberosidade glútea*, lateralmente (Fig. 12-5, B). No extremo distal do fêmur, a linha áspera divide-se em *linhas supracondilar medial* e *lateral*. O *tubérculo adutor* está localizado no extremo distal da linha supracondilar medial.

## FORMATO DO FÊMUR PROXIMAL

A forma e a configuração finais do fêmur proximal em desenvolvimento são determinadas por diversos fatores, incluindo crescimento diferenciado a partir dos centros de ossificação do osso, força da ativação muscular e descarga de peso e circulação.<sup>171</sup> O crescimento e o desenvolvimento anormal do osso, que resulta em um fêmur de formato alterado, é conhecido genericamente como *displasia femoral* (do grego *dys*, doente ou mal + *plasia*, crescimento). Trauma ou outros fatores adquiridos podem afetar também o formato do fêmur proximal. O formato e a configuração do fêmur proximal têm implicações importantes sobre a congruência e a estabilidade da articulação, assim como sobre o estresse imposto sobre as estruturas articulares. Esse tópico será revisitado ao longo deste capítulo.

Duas angulações específicas do fêmur proximal ajudam a definir seu formato: o ângulo de inclinação e o ângulo de torção.

### Ângulo de Inclinação

O *ângulo de inclinação* do fêmur proximal descreve o ângulo no plano frontal entre a cabeça femoral e o lado

medial da diáfise femoral (Fig. 12-7). À época do nascimento, esse ângulo mede cerca de 140 a 150 graus. Primariamente, em virtude da carga através do colo femoral durante a marcha, esse ângulo geralmente se reduz ao seu valor normal na vida adulta, que é de cerca de 125 graus.<sup>161,132</sup> Conforme demonstrado pelos dois pontos vermelhos na Figura 12-7, esse ângulo otimiza o alinhamento das superfícies articulares.

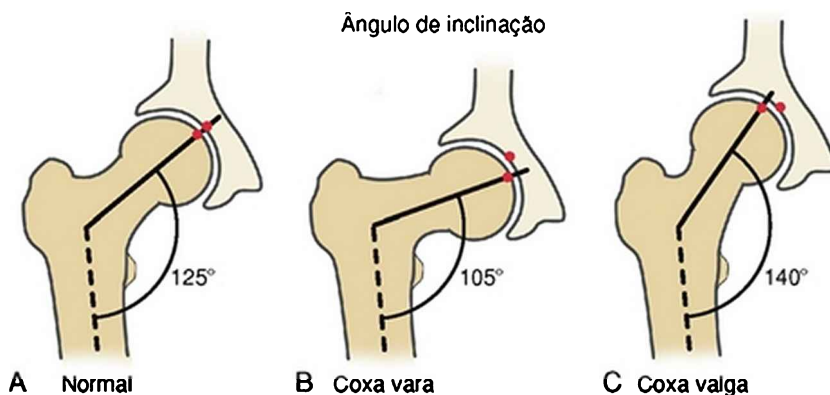


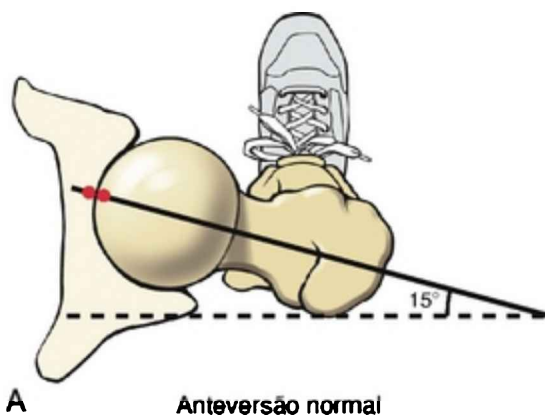
FIGURA 12-7 O fêmur proximal é mostrado: A, ângulo de inclinação normal; B, coxa vara; e C, coxa valga. O par de pontos vermelhos em cada figura indica os alinhamentos diferentes das superfícies articulares do quadril. O alinhamento ideal é mostrado em A.

Uma mudança no ângulo normal de inclinação é referida como *coxa vara* ou *coxa valga*. *Coxa vara* (do latim *coxa*, quadril + *vara*, de inclinação medial) descreve um ângulo de inclinação marcadamente *menor do que* 125 graus; *coxa valga* (do latim *valga*, de inclinação lateral) descreve um ângulo de inclinação marcadamente *maior do que* 125 graus (Fig. 12-7, B e C). Esses ângulos anormais

podem alterar significativamente a articulação entre a cabeça femoral e o acetábulo, afetando, portanto, a biomecânica do quadril. O mau-alinhamento grave pode provocar deslocamento ou degeneração da articulação, induzida por estresse.

### Torção Femoral

A *torção femoral* descreve a relativa rotação entre a diáfise e o colo do fêmur. Normalmente, conforme visto acima, o colo femoral projeta-se cerca de 15 graus à frente do eixo médio lateral através dos côndilos femorais.<sup>43</sup> Esse grau de torção é denominado *anteversão normal* (Fig. 12-8, A). Em conjunção com o ângulo normal de inclinação, um ângulo aproximado de 15 graus de anteversão proporciona ótimo alinhamento e congruência articular (consulte alinhamento dos pontos vermelhos na Fig. 12-8, A).



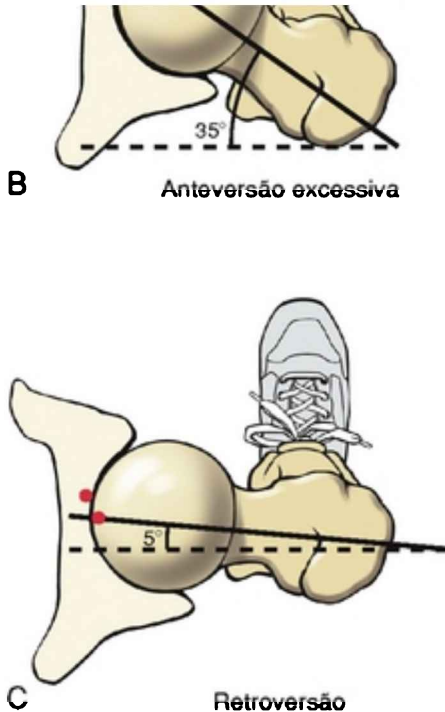


FIGURA 12-8 O ângulo de torção é mostrado entre o colo e a diáfise do fêmur: A, anteversão normal; B, anteversão excessiva; e C, retroversão. O par de pontos vermelhos em cada figura indica os alinhamentos diferentes das superfícies articulares do quadril. Um ótimo alinhamento é mostrado em A.

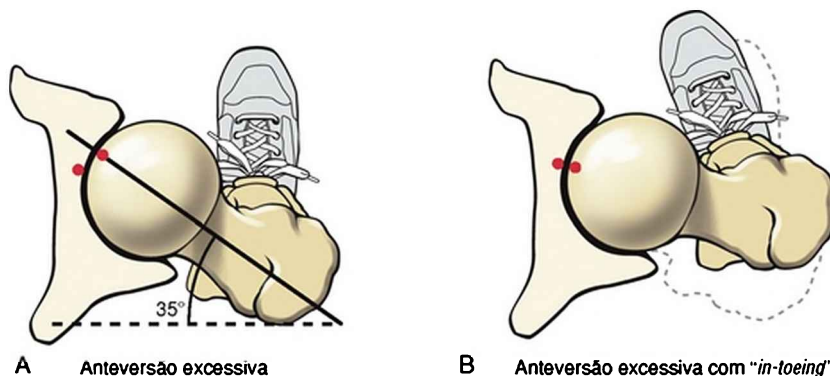
Uma torção femoral marcadamente diferente de 15 graus é considerada anormal. Uma torção significativamente maior do que 15 graus é denominada *anteversão excessiva* (Fig. 12-8, B). Em contraste, uma torção significativamente menor do que 15 graus (*i. e.*, aproximando-se de zero grau) é denominada *retroversão* (Fig. 12-8, C).

Geralmente, uma criança saudável nasce com cerca de 40 graus de anteversão femoral.<sup>43</sup> Com o crescimento

continuado do osso, o aumento da descarga de peso e a atividade muscular, esse ângulo normalmente diminui para cerca de 15 graus aos 16 anos de idade. Uma excessiva anteversão que persista na vida adulta pode aumentar a probabilidade de deslocamento do quadril, a incongruência articular, o aumento da força de contato articular e o aumento do desgaste na cartilagem articular.<sup>57</sup> Esses fatores podem levar à osteoartrite secundária do quadril.<sup>147</sup>

A excessiva anteversão em crianças pode estar associada a um padrão de marcha anormal denominado “*in-toeing*” (marcha com os pés orientados em adução). Trata-se de um padrão de marcha em que há uma postura exagerada de rotação medial do quadril. A quantidade de adução dos pés está geralmente relacionada à quantidade de anteversão femoral. Esse padrão de marcha aparentemente é um mecanismo compensatório utilizado para guiar a cabeça femoral, excessivamente anterovertida, mais diretamente em direção ao acetábulo (Fig. 12-9). Além disso, Arnold e colaboradores têm demonstrado que uma posição de rotação medial exagerada durante a marcha serve para aumentar o braço de momento da importante alavanca dos músculos abdutores do quadril que se encontra substancialmente reduzida em presença de anteversão femoral excessiva.<sup>9</sup> Seja qual for a razão da posição de rotação medial, as crianças podem, ao longo do tempo, desenvolver encurtamento dos músculos rotadores mediais e de vários ligamentos, reduzindo, portanto, a amplitude de movimento da rotação lateral. Felizmente, a maior parte das crianças com adução dos pés irá, ao final, caminhar normalmente.<sup>163</sup> O padrão de marcha

normalmente melhora com o tempo, em virtude de uma normalização natural da anteversão ou de uma compensação estrutural combinada de outras partes da extremidade inferior, em geral a tibia.<sup>60</sup> Não há evidência de que o tratamento não cirúrgico possa reduzir a anteversão femoral excessiva.



**A** Anteversão excessiva **B** Anteversão excessiva com "in-toeing"

**FIGURA 12-9** As duas situações mostradas exibem o mesmo indivíduo com anteversão excessiva do fêmur proximal. **A**, Os pontos vermelhos desencontrados indicam mal alinhamento do quadril quando o sujeito está de pé, em posição anatômica. **B**, Conforme evidenciado pelo alinhamento dos pontos vermelhos, a posição de pé com o quadril rodado internamente ("in-toeing") melhora a congruência articular.

Uma anteversão femoral excessiva de 25 a 45 graus é comum em pessoas com paralisia cerebral, e mesmo uma anteversão de até 60 ou 80 graus já foi relatada.<sup>8,16</sup> A postura em adução dos pés persiste tipicamente em crianças com paralisia cerebral que deambulam e, em geral, não se resolve.<sup>149</sup>



## ENFOQUE ESPECIAL 12-1 Anteversão Natural do Fêmur: um Reflexo do Desenvolvimento Pré-Natal do Membro Inferior

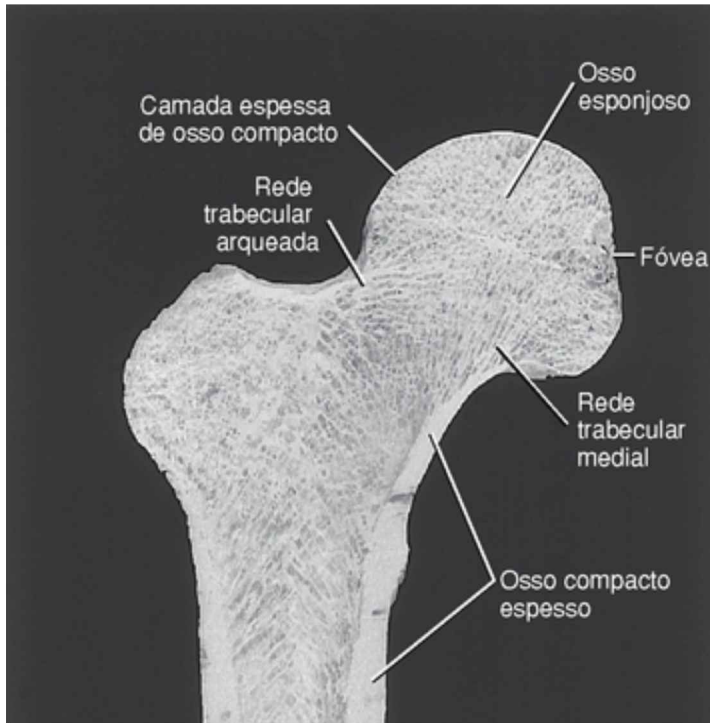
Durante o desenvolvimento pré-natal, as extremidades superior e inferior sofrem significativa rotação axial. Cerca de 54 dias após a concepção, os membros inferiores rodam *internamente* (medialmente) cerca de 90 graus.<sup>115</sup> Essa rotação gira a região anterior do joelho para sua posição anterior final. Em essência, os membros inferiores se tornam permanentemente “pronados”. Isso ajuda a explicar porque os músculos “extensores” – tais como quadríceps e tibiais anteriores – estão orientados anteriormente, e os músculos “flexores” – tais como os isquiotibiais e os gastrocnêmios – estão orientados posteriormente após o nascimento. O ângulo de torção entre a diáfise e o colo do fêmur ao nascimento reflete parcialmente o grau dessa rotação medial.

Como consequência funcional da rotação medial dos membros inferiores, as superfícies plantares dos pés assumem uma posição plantígrada adequada para a marcha. A posição pronada fixada é evidenciada pela posição medial do hálux do membro inferior, similar ao polegar no antebraço totalmente pronado. As características anatômicas adicionais que podem refletir essa rotação medial do desenvolvimento incluem o trajeto espiralado dos dermatômos da extremidade inferior (Apêndice IV, Parte C), os ligamentos torcidos ou espiralados do quadril (descritos mais adiante) e o curso oblíquo do músculo sartório.

## ESTRUTURA INTERNA DO FÊMUR PROXIMAL

### Osso Compacto e Esponjoso

A marcha produz tensão, compressão, inclinação, cisalhamento e torção do fêmur proximal. Muitas dessas forças são grandes e excedem o peso corporal do indivíduo. Ao longo da vida, o fêmur proximal tipicamente resiste e absorve essas forças repetitivas sem sofrer lesão. Isso é possível através de composições ósseas muito diferentes. O *osso compacto* é muito denso e rígido, com capacidade de suportar grandes cargas. Esse tipo de osso é particularmente espesso no córtex, ou concha externa, no colo femoral inferior e em toda a diáfise (Fig. 12-10). Essas regiões estão sujeitas a grandes forças de cisalhamento e de torção. O *osso esponjoso*, em contraste, é relativamente poroso e consiste em uma trama esponjosa e trabecular tridimensional, conforme demonstrado na Figura 12-10. A relativa elasticidade do osso esponjoso é ideal para absorver forças externas, formando *redes trabeculares*. Uma *rede trabecular medial* e uma *rede trabecular arqueada* são visíveis no interior do fêmur, conforme mostrado na Figura 12-10. O padrão geral de rede trabecular modifica-se quando o fêmur proximal é submetido a forças anormais por um período prolongado de tempo.



**FIGURA 12-10** Um corte transverso no plano frontal mostra a arquitetura interna do fêmur proximal. Observe as áreas espessas de osso compacto ao redor da diáfise e o osso esponjoso que ocupa a maior parte da região medular (interna). Duas redes trabeculares no interior do osso esponjoso também estão indicadas.

*(De Neumann DA: An arthritis home study course. The synovial joint: anatomy, function, and dysfunction, LaCrosse, Wisc, 1998, Orthopedic Section of the American Physical Therapy Association).*

## **ARTROLOGIA**

### **Anatomia Funcional da Articulação do Quadril**

O quadril é uma clássica articulação tipo bola e soquete, sustentada no interior do acetábulo por um extenso conjunto de tecidos conectivos e músculos. Espessas camadas de cartilagem articular, músculo e osso esponjoso no fêmur proximal ajudam a tamponar as grandes forças que rotineiramente cruzam o quadril. A falência de quaisquer desses mecanismos de proteção em virtude de doença, má-formação ou mau alinhamento congênito ou no desenvolvimento ou trauma frequente, conduzem à deterioração da estrutura articular.

### **CABEÇA FEMORAL**

A cabeça femoral está localizada imediatamente abaixo do terço médio do ligamento inguinal. Na média, os centros de duas cabeças femorais adultas estão separadas entre si cerca de 17,5 cm (6,9 polegadas).<sup>127</sup> A cabeça do fêmur forma cerca de dois terços de uma esfera quase perfeita (Fig. 12-11). Localizado ligeiramente atrás do centro da cabeça está uma depressão proeminente, ou *fóvea* (Fig. 12-5, A). Toda a superfície da cabeça femoral está coberta por cartilagem articular, exceto a região da fóvea. A cartilagem é mais espessa (cerca de 3,5 mm) em uma larga região acima e ligeiramente anterior à fóvea (consulte a região destacada na Fig. 12-11).<sup>86</sup>

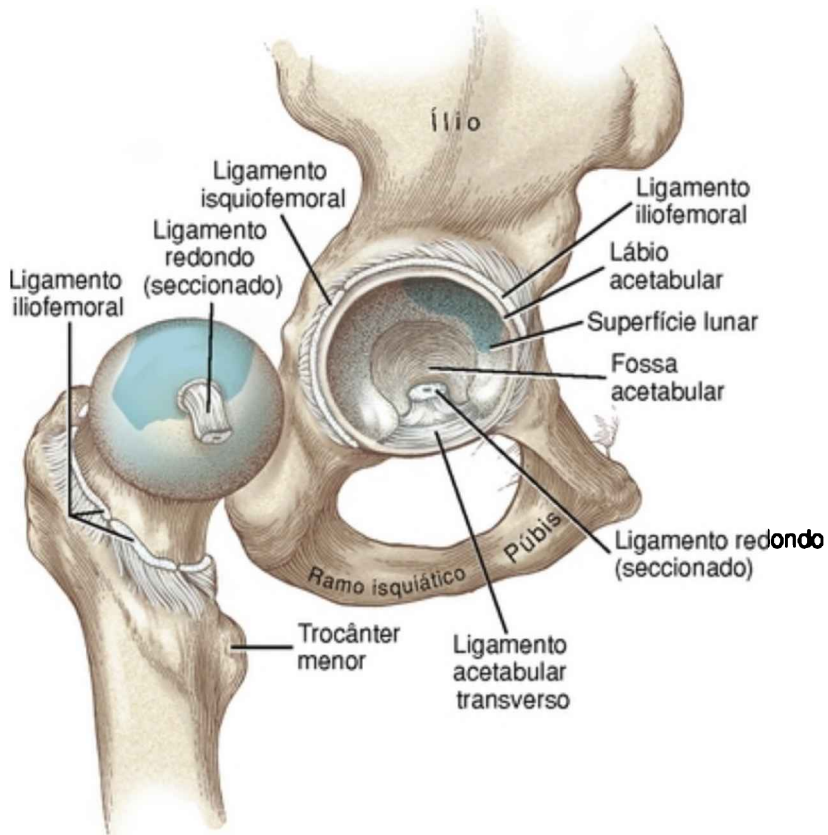


FIGURA 12-11 A articulação do quadril direito está aberta para expor seus componentes internos. As regiões de cartilagem mais espessa estão destacadas (em azul) nas superfícies articulares da cabeça femoral e do acetábulo.

O *ligamento redondo* (também conhecido como ligamento da cabeça do fêmur) é uma bainha tubular de tecido conectivo de revestimento sinovial, que corre entre o ligamento acetabular transverso e a fôvea da cabeça femoral (Fig. 12-11). Embora o ligamento seja alongado durante a flexão e a adução, ele provavelmente contribui apenas em uma pequena parte para a estabilidade da

articulação.<sup>160</sup> De forma interessante, o ligamento funciona principalmente como um conduto protetor, ou bainha, para a passagem da pequena artéria acetabular (um ramo da artéria obturadora) para a cabeça femoral. A pequena e inconstante artéria acetabular proporciona apenas uma pequena fonte de suprimento sanguíneo para o fêmur.<sup>28,160</sup> O suprimento sanguíneo primário para a cabeça e o colo do fêmur ocorre através das artérias circunflexas medial e lateral, as quais perfuram a cápsula da articulação adjacente ao colo femoral.

## ACETÁBULO

O acetábulo (do latim *acetabulum*, que significa “copo de vinagre”) é um soquete profundo, hemisférico que aceita a cabeça femoral. Cerca de 60 a 70 graus do bordo do acetábulo são incompletos ao próximo seu polo inferior, o que cria o *sulco acetabular* (Fig. 12-2).

A cabeça femoral contata o acetábulo apenas ao longo de sua *superfície lunar* em formato de ferradura (Fig. 12-2). Essa superfície é coberta com cartilagem articular, mais espessa ao longo da região superoanterior de seu domo.<sup>38,86</sup> A região de cartilagem mais espessa (cerca de 3,5 mm) corresponde aproximadamente à mesma região de maior força muscular durante a marcha.<sup>31</sup> Durante a marcha, as forças no quadril flutuam de 13% do peso corporal na fase de balanço médio até mais de 300% do peso corporal na fase de apoio médio. Durante a fase de apoio - quando as forças são maiores - a superfície lunar se aplaina levemente à medida que a incisura acetabular se alarga ligeiramente, o que aumenta, portanto, a área de contato como uma forma de reduzir os picos de pressão

(Fig. 12-12).<sup>38,101</sup> Esse mecanismo de tamponamento natural ainda se esforça para manter o estresse sobre o osso subcondral dentro de limites fisiológicos toleráveis.

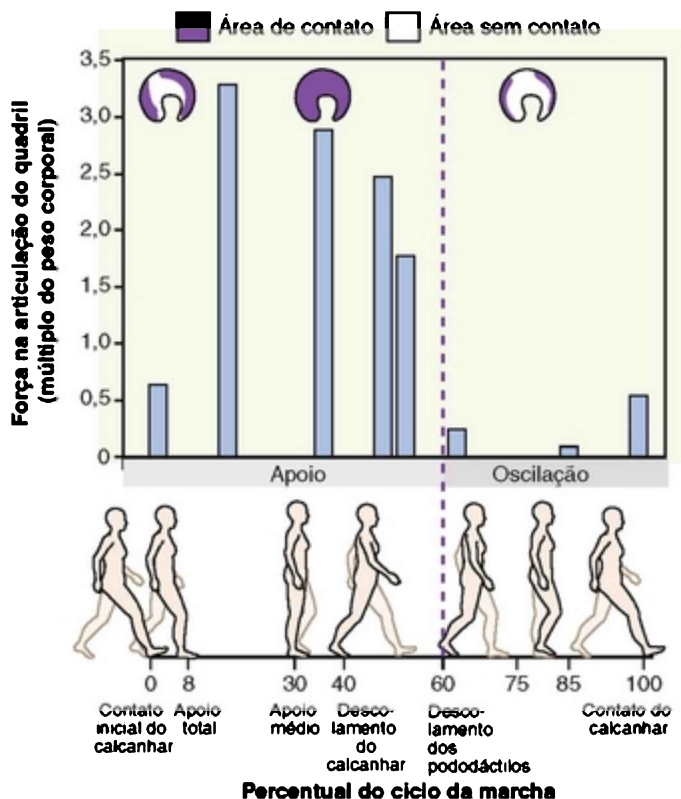


FIGURA 12-12 O gráfico mostra um modelo de computador que estima a força de compressão na articulação do quadril como um múltiplo do peso corporal durante o ciclo da marcha. A fase de apoio está entre 0% e 60% do ciclo da marcha e a fase de balanceio, entre 60% e 100% do ciclo da marcha (a linha vertical pontilhada separa essas fases principais do ciclo da marcha). As imagens acima do gráfico indicam a área aproximada de contato acetabular nas três magnitudes selecionadas de força articular no quadril, estimada pelos dados

publicados na literatura.<sup>38</sup> A área de contato articular aumenta cerca de 20% da superfície lunar durante a fase de oscilação para cerca de 98% durante a fase de apoio médio.

A *fossa acetabular* é uma depressão localizada profundamente dentro do assoalho do acetábulo. Em virtude de não estar normalmente em contato com a cabeça femoral, a fossa é desprovida de cartilagem. Em vez disso, a fossa contém o ligamento redondo, gordura, membrana sinovial e vasos sanguíneos.

### Características Anatômicas da Articulação do Quadril

#### Cabeça Femoral

- Fóvea
- Ligamento redondo

#### Acetábulo

- Incisura acetabular
- Superfície lunar
- Fossa acetabular
- Lábio
- Ligamento acetabular transverso

### LÁBIO ACETABULAR

O *lábio acetabular* é um anel flexível de fibrocartilagem primária que envolve a circunferência externa (bordo) do acetábulo (Fig. 12-11).<sup>142</sup> Adjacente à incisura acetabular,



o lábio se alarga à medida que se transforma em *ligamento acetabular transverso*.<sup>160</sup>

O lábio acetabular é quase triangular, com um corte transverso, com seu ápice projetando-se lateralmente cerca de 5 mm em direção à cabeça femoral.<sup>164</sup> A base do lábio se insere ao longo das superfícies interna e externa do bordo acetabular. A parte do lábio que se insere à superfície interna gradualmente se funde com a cartilagem articular no interior do acetábulo.

O lábio acetabular proporciona significativa estabilidade ao quadril ao “conter” a cabeça femoral e ao aprofundar o volume do soquete em aproximadamente 30%.<sup>164</sup> O selamento formado ao redor da articulação através do lábio ajuda a manter a pressão intra-articular negativa, criando, portanto, uma leve sucção que resiste à distração das superfícies articulares. O selamento circunferencial também mantém o líquido sinovial no interior da articulação; portanto, o lábio indiretamente aumenta a lubrificação e as funções de dissipação de carga da cartilagem articular.<sup>44</sup> O lábio protege diretamente a cartilagem articular ao reduzir o estresse de contato (área/força) ao aumentar a área de superfície do acetábulo.<sup>164</sup>

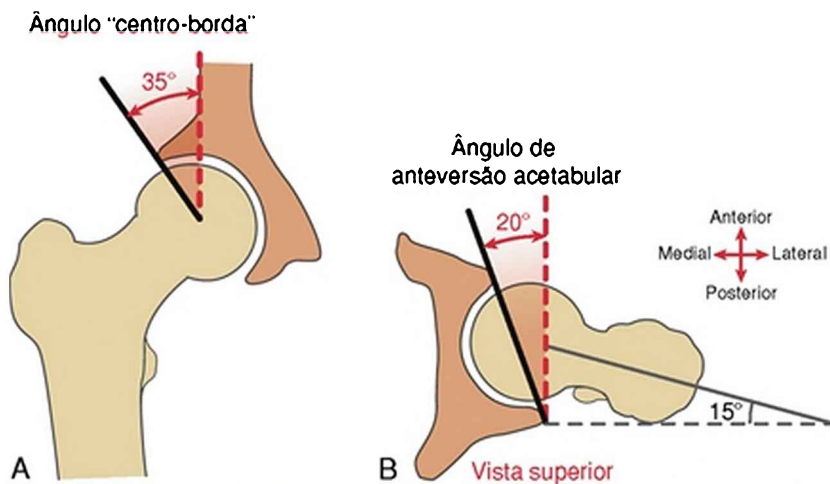
Consistindo primariamente em fibrocartilagem, o lábio é pouco vascularizado e recebe apenas um reduzido suprimento sanguíneo para seu bordo lateral.<sup>109,142</sup> Por essa razão, um lábio roto possui uma capacidade muito limitada de cicatrização. Em contraste com sua fraca vascularização, o lábio é bem suprido por nervos aferentes capazes de proporcionar um *feedback* proprioceptivo e, em presença de lesão aguda do lábio, a sensação de dor.<sup>82</sup>

## ALINHAMENTO ACETABULAR

Na posição anatômica o acetábulo projeta-se lateralmente a partir da pelve com uma quantidade variável de inclinação anterior e inferior. Condições congênitas ou de desenvolvimento podem produzir um acetábulo com uma forma anormal. Um *acetábulo* malformado e *displásico*, que não cobre adequadamente a cabeça femoral, pode levar a um deslocamento crônico e um aumento do estresse e, com frequência, à degeneração ou osteoartrite. Duas medidas são utilizadas para descrever a extensão na qual o acetábulo cobre naturalmente e ajuda a sustentar a cabeça femoral: o ângulo centro-borda e o ângulo de anteversão acetabular.

### Ângulo Centro-Borda

O *ângulo centro-borda* é altamente variável, porém verifica-se em média cerca de 35 graus em radiografias de adultos (Fig. 12-13, A).<sup>4,50</sup> Conforme descrito na legenda da Figura 12-13, um ângulo centro-borda significativamente baixo reduz a cobertura acetabular da cabeça femoral. Essa cobertura reduzida aumenta o risco de deslocamento e, da mesma forma, reduz a área de contato no interior da articulação.<sup>108</sup> Um ângulo centro-borda de apenas 15 graus, por exemplo, reduz a área de contato normal em até 35%.<sup>50</sup> Durante a fase de apoio unilateral da marcha, por exemplo, essa área reduzida de superfície iria teoricamente aumentar a pressão articular (área/força) em cerca de 50%. Ao longo de muitos anos de marcha, esse quadro pode levar à osteoartrite prematura do quadril, frequentemente iniciando com degeneração do lábio do acetábulo.<sup>26,94,111</sup>



**FIGURA 12-13** **A**, O *ângulo centro-borda* mede a orientação fixada do acetábulo no plano frontal em relação à pelve. Essa medida define a extensão na qual o acetábulo cobre o *topo* da cabeça femoral. O *ângulo centro-borda* é medido como uma interseção de uma *linha de referência fixa (pontilhada)* vertical com a *linha de referência acetabular (linha sólida em negrito)* que conecta o bordo lateral superior do acetábulo ao centro da cabeça femoral. Uma linha de referência acetabular mais vertical resulta em um menor *ângulo centro-borda*, proporcionando menos cobertura superior da cabeça femoral. **B**, O *ângulo de anteversão acetabular* mede a orientação fixa do acetábulo no plano horizontal em relação à pelve. Essa medida indica a extensão na qual o acetábulo cobre a parte *anterior* da cabeça femoral. O *ângulo* é formado pela interseção de uma *linha de referência anteroposterior (pontilhada)* fixada em relação a uma *linha de referência acetabular (linha sólida em negrito)* que conecta os bordos anterior e posterior do acetábulo. Um maior *ângulo de anteversão acetabular* produz *menos* contenção acetabular da porção anterior da cabeça femoral. (Uma *anteversão femoral normal* de 15 graus também é mostrada.)

## Ângulo de Anteversão Acetabular

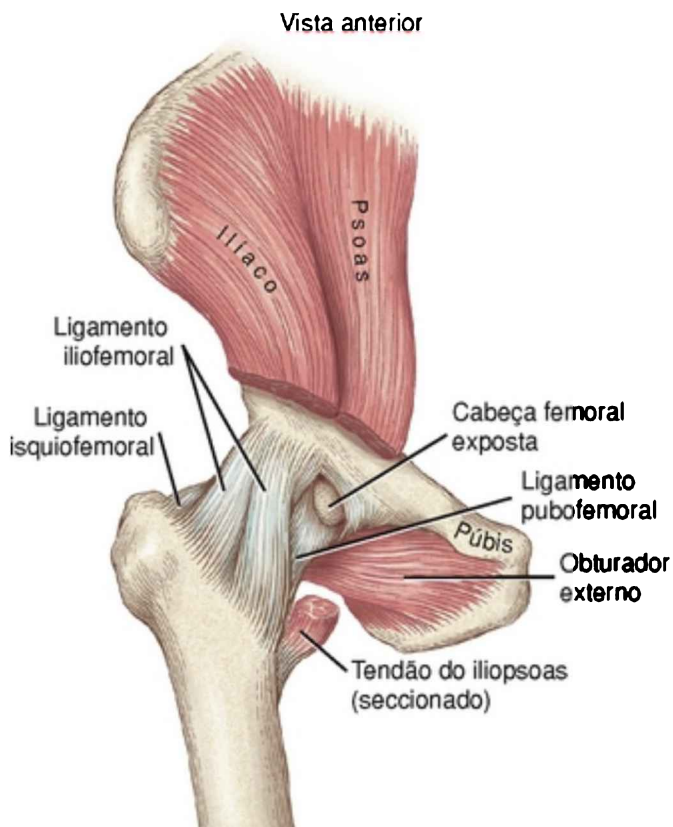
O *ângulo de anteversão acetabular* mede a extensão na qual o acetábulo se projeta *anteriormente* em direção ao plano horizontal, em relação à pelve. Tal perspectiva pode ser medida através de tomografia computadorizada. Observado de cima, o ângulo de anteversão acetabular mede normalmente cerca de 20 graus (Fig. 12-13, B).<sup>4,148</sup> Mesmo quando normal, essa orientação expõe parte do aspecto anterior da cabeça femoral. O espesso ligamento capsular anterior do quadril e o tendão do iliopsoas naturalmente cobrem e sustentam essa região vulnerável da articulação. Um quadril que exhibe *excessiva anteversão acetabular* está mais exposto anteriormente: quando a anteversão é grave, o quadril está mais predisposto a deslocamento anterior e a lesões associadas do lábio anterior, especialmente nos extremos da rotação lateral. A probabilidade dessas patologias associadas aumenta quando a anteversão acetabular é combinada com excessiva anteversão femoral.<sup>95</sup>

Um acetábulo que se projeta diretamente em sentido lateral, ou mesmo de leve em um sentido posterolateral, no plano horizontal é descrito como anormalmente *retrovertido*.

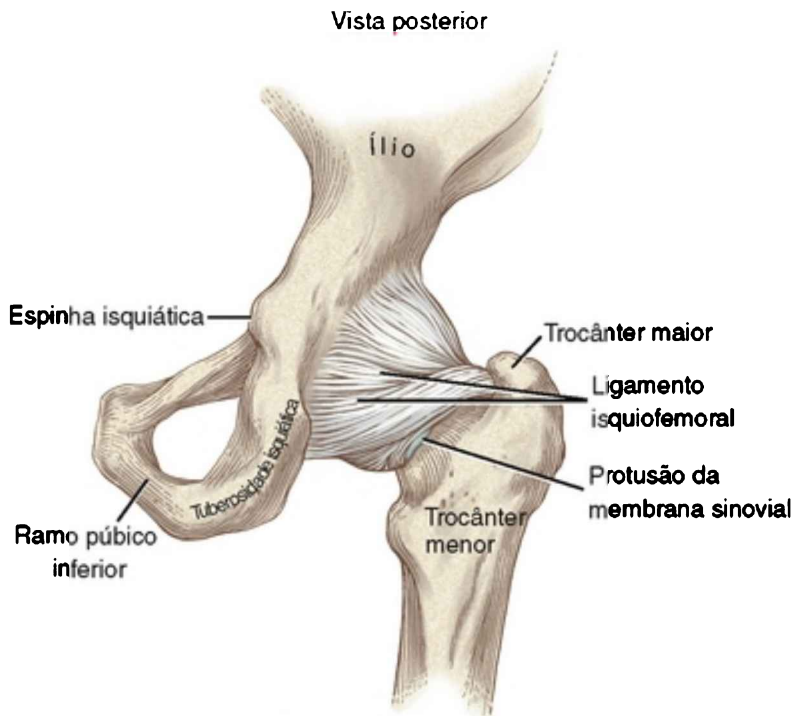
## CÁPSULA E LIGAMENTOS DO QUADRIL

Uma *membrana sinovial* reveste a superfície interna da cápsula articular do quadril. Os ligamentos iliofemoral, pubofemoral e isquiofemoral reforçam a superfície externa da cápsula (Figs. 12-14 e 12-15). A tensão passiva sobre os ligamentos distendidos, a cápsula adjacente e os músculos circunvizinhos ajudam a definir a amplitude final de movimentos do quadril (Tabela 12-1).<sup>47</sup> O aumento da

flexibilidade em várias partes da cápsula é um componente importante de técnicas fisioterapêuticas manuais para quadris que apresentem limitação de movimento.<sup>66,103</sup>



**FIGURA 12-14** Cápsula anterior e ligamentos da articulação do quadril direito. O iliopsoas foi seccionado para expor o lado anterior da articulação. Observe que parte da cabeça femoral está protraída medialmente ao ligamento iliofemoral. Essa região pode estar recoberta por uma bursa.



**FIGURA 12-15** Cápsula posterior e ligamentos do quadril direito.

**TABELA 12-1** Tecidos Conectivos e Músculos Seleccionados que se Tornam Tensos nas Amplitudes Terminais de Movimentação Passiva do Quadril

Posição de Amplitude Terminal	Tecido Tensionado
Flexão do quadril (joelho)	Isquiotibiais

estendido)	
Flexão do quadril (joelho fletido)	Cápsulas inferior e posterior; glúteo máximo
Extensão do quadril (joelho estendido)	Principalmente ligamento iliofemoral, algumas fibras dos ligamentos pubofemoral e isquiofemoral; psoas maior
Extensão do quadril (joelho fletido)	Reto femoral
Abdução	Ligamento pubofemoral; músculos adutores
Adução	Fibras superiores do ligamento isquiofemoral; banda iliotibial; e músculos abdutores, tais como o tensor da fáscia lata e o glúteo médio
Rotação medial	Ligamento isquiofemoral; músculos rotadores laterais, tais como o piriforme ou o glúteo máximo
Rotação lateral	Ligamentos iliofemoral e pubofemoral; músculos rotadores mediais, tais como o tensor da fáscia lata ou o glúteo mínimo

O *ligamento iliofemoral* (ou ligamento em Y) consiste em um forte e espesso folheto de tecido conectivo, que lembra um Y invertido. Proximalmente, o ligamento iliofemoral se insere próximo à espinha ilíaca anteroinferior e ao longo da margem adjacente do

acetábulo. As fibras formam distintos fascículos medial e lateral, cada qual se inserindo a uma extremidade da linha intertrocanterica do fêmur (Fig. 12-14). A extensão completa do quadril alonga o ligamento iliofemoral e a cápsula anterior. A rotação medial completa também alonga as fibras do ligamento iliofemoral, especialmente aquelas que compõem o fascículo lateral.<sup>47,106</sup>

O ligamento iliofemoral é o mais forte e espesso ligamento do quadril.<sup>61,162</sup> A força máxima média necessária para romper quaisquer dos fascículos é de aproximadamente 330 N (75 lb).<sup>61</sup> Quando uma pessoa está de pé com o quadril totalmente estendido, a superfície anterior da cabeça femoral é pressionada firmemente de encontro ao ligamento iliofemoral e ao músculo iliopsoas sobreposto.<sup>181</sup> Na posição de pé, a tensão passiva nessas estruturas forma uma importante força estabilizadora que *resiste a uma maior extensão do quadril*. Pessoas com paraplegia frequentemente precisam da tensão passiva sobre um ligamento iliofemoral alongado e rígido para auxiliá-las na posição de pé (Fig. 12-16).



Rights were not granted to include this figure in electronic media.  
Please refer to the printed publication.

**FIGURA 12-16** Uma pessoa com paraplegia é mostrada na posição de pé com auxílio de órteses que estabilizam os joelhos e os tornozelos. A inclinação da pelve e do tronco para trás orienta o vetor de peso corporal (*seta vermelha*) posterior às articulações do quadril (*pequeno círculo verde*), alongando, portanto, os ligamentos iliofemorais. Esse alongamento proporciona um torque de flexão passivo na altura do quadril, que ajuda a equilibrar o torque de extensão gerado pela gravidade. Uma vez contrabalançados, esses torques opostos podem estabilizar a pelve e o tronco, em relação ao fêmur, durante a posição ortostática.

*(Modificado de Somers MF: Spinal cord injury: functional rehabilitation, Norwalk, 1992, Appleton & Lange.)*

Embora com fibras mais finas e mais circulares do que as do ligamento iliofemoral, os ligamentos pubofemoral e isquiofemoral mesclam-se e fortalecem aspectos adjacentes da cápsula. O *ligamento pubofemoral* insere-se ao longo dos

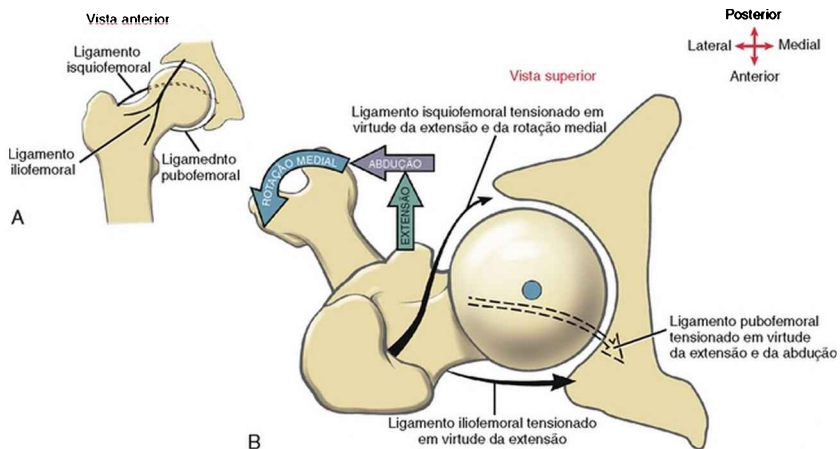
bordos anterior e inferior do acetábulo, de partes adjacentes do ramo púbico superior e da membrana obturadora (Fig. 12-14). As fibras mesclam-se com o fascículo medial do ligamento iliofemoral, tornando-se tensas na abdução e na extensão do quadril e, em menor grau, na rotação lateral.<sup>106</sup>

O *ligamento isquiofemoral* insere-se a partir dos aspectos posterior e inferior do acetábulo, primariamente partindo do ísquio adjacente (Fig. 12-15). Fibras desse ligamento juntam-se a fibras circulares localizadas mais profundamente no interior da cápsula posterior e inferior. Outras fibras mais superficiais espiraladas em um sentido superior e lateral cruzam o colo posterior do fêmur para inserirem-se no ápice do trocânter maior (Fig. 12-14). Essas fibras superficiais tornam-se tensas na extensão e a rotação medial plenas;<sup>106</sup> outras fibras mais superiores tornam-se tensas na adução completa.

### **Posição de Travamento do Quadril**

A extensão completa do quadril (*i. e.*, cerca de 20 graus além da posição neutra) em conjunção com uma leve rotação medial e uma leve abdução “espiralisa” a maior parte das fibras no interior dos ligamentos capsulares até sua posição mais tensa (Fig. 12-17). Essa posição é útil em termos terapêuticos durante tentativas de alongar o conjunto dos ligamentos capsulares do quadril. Em virtude da posição de extensão completa, leve rotação medial e abdução alongar na maior parte da cápsula, ela é considerada a *posição de travamento* do quadril.<sup>160</sup> A tensão passiva gerada especialmente pela extensão total leva à estabilidade articular e reduz o movimento acessório passivo ou “jogo articular”. O quadril é uma das poucas

articulações do corpo na qual a posição de travamento *não* está associada à posição de máxima congruência articular. As superfícies da articulação do quadril se encaixam mais congruentemente em cerca de 90 graus de flexão com moderada abdução e rotação lateral. Nessa posição, a maior parte da cápsula e dos ligamentos associados foram “conduzidos” a um estado mais frouxo, acrescentando-se apenas uma pequena tensão passiva sobre a articulação.



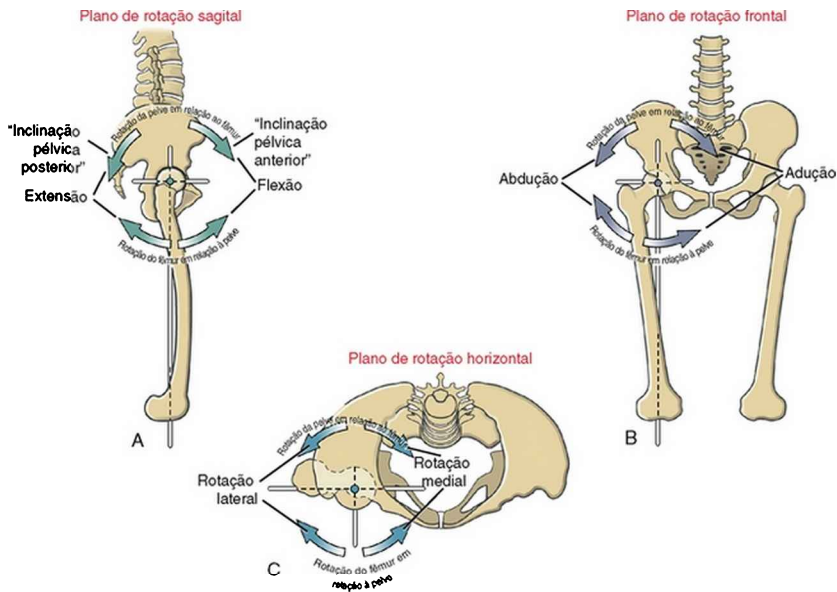
**FIGURA 12-17** A, O quadril é mostrado em uma posição neutra, com os três ligamentos capsulares identificados. B, Vista superior do quadril em sua posição de travamento (*i. e.*, totalmente estendido, com leve abdução e rotação medial). Essa posição alonga pelo menos alguns componentes de todos os três ligamentos capsulares.

## Osteocinemática

Esta seção descreve a amplitude de movimento permitida pelo quadril adulto, incluindo os fatores que permitem e restringem esse movimento. Uma limitação da

movimentação do quadril pode ser um indicador precoce de doença ou trauma, seja no quadril ou em alguma outra parte do corpo.<sup>41</sup> A limitada movimentação do quadril pode impor significativas limitações funcionais em atividades tais como caminhar, ficar de pé com conforto ou pegar objetos que estejam no chão.

Dois termos são utilizados para descrever a cinemática do quadril. A *osteocinemática do quadril do fêmur em relação à pelve* descreve a rotação do fêmur ao redor de uma pelve relativamente fixada. A *osteocinemática do quadril da pelve em relação ao fêmur*, ao contrário, descreve a rotação da pelve e, com frequência, do tronco acima dela, sobre fêmures relativamente fixados. Independentemente de o fêmur ou a pelve serem o segmento em movimento, a osteocinemática será descrita a partir da posição anatômica. Os nomes dos movimentos são: *flexão* e *extensão* no plano sagital, *abdução* e *adução* no plano frontal e *rotações medial* e *lateral* no plano horizontal (Fig. 12-19).



**FIGURA 12-19** Osteocinematologia da articulação do quadril direito. As rotações do fêmur em relação à pelve e da pelve em relação ao fêmur ocorrem nos três planos. O eixo de rotação de cada plano de movimento é mostrado como um ponto colorido, localizado no centro da cabeça femoral. **A**, A vista lateral mostra o *plano de rotação sagital* ao redor de um eixo mediolateral de rotação. **B**, A *vista frontal* mostra o *plano de rotação frontal* ao redor de um eixo anteroposterior de rotação. **C**, A *vista superior* mostra o *plano de rotação horizontal* ao redor de um eixo de rotação longitudinal, ou vertical.

Ao relatar a amplitude de movimento do quadril utiliza-se a posição anatômica de zero grau ou ponto neutro de referência. No plano sagital, por exemplo, a flexão do fêmur sobre a pelve (quadril) ocorre à medida que o fêmur roda anteriormente além da posição de referência de zero grau. A extensão, o movimento reverso, ocorre à medida que o fêmur roda posteriormente em

direção e além da posição de referência de zero grau. O termo hiperextensão *não* é utilizado para descrever a amplitude normal de movimentação do quadril.

Conforme mostrado na Figura 12-19, cada plano de movimento está associado a um único *eixo de rotação*. O eixo de rotação para a rotação medial e a lateral é com frequência referido como eixo “longitudinal” ou eixo vertical. (A descrição vertical presume que o sujeito está de pé, com o quadril em posição anatômica.) Esse eixo de rotação longitudinal estende-se como uma linha reta entre o centro da cabeça femoral e o centro da articulação do joelho. Em virtude do ângulo de inclinação do fêmur proximal e do encurvamento anterior da diáfise femoral, a maior parte do eixo longitudinal de rotação repousa *fora* do fêmur propriamente dito (Fig. 12-19, A e B). O eixo extramedular possui implicações sobre algumas das ações dos músculos do quadril (um ponto que será discutido mais adiante neste capítulo).

### **ENFOQUE ESPECIAL 12-2** Pressão Intracapsular no Quadril

Como descrito anteriormente, a pressão intracapsular no interior de um quadril saudável é normalmente menor do que a pressão atmosférica. Essa pressão relativamente baixa produz uma sucção parcial que proporciona alguma estabilidade à articulação do quadril.

Wingstrand e colegas estudaram o efeito da posição articular e o edema capsular sobre a pressão intracapsular em quadris cadavéricos.<sup>175</sup> Exceto nos extremos de movimento, as pressões permaneceram relativamente baixas através da maior parte da flexão e da extensão. Quando um líquido foi injetado

na articulação para simular o edema capsular, as pressões subiram dramaticamente através de uma quantidade maior da amplitude de movimento (Fig. 12-18). Entretanto, independentemente da quantidade de líquido injetado, as pressões sempre permaneceram mais baixas na porção média da amplitude de movimento. Esses dados ajudam a explicar por que as pessoas com capsulite e edema no quadril tendem a se sentir mais confortáveis mantendo a articulação em flexão parcial. A reduzida pressão intracapsular diminui a distensão da cápsula inflamada. Infelizmente, ao longo do tempo, a posição fletida pode levar à contratura causada pelo encurtamento adaptativo dos músculos flexores do quadril e dos ligamentos capsulares.

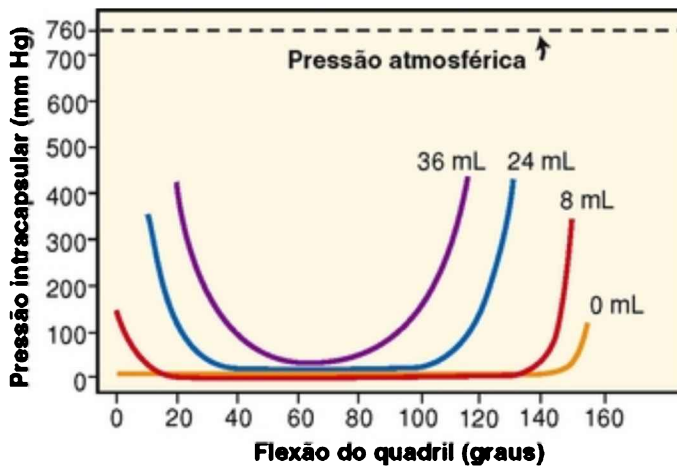


FIGURA 12-18 Pressão intracapsular nas articulações dos quadris de cadáveres como uma função do ângulo de flexão do quadril. As quatro linhas curvas indicam as relações pressão-ângulo após a injeção de diferentes volumes de líquido na cápsula articular do quadril.<sup>175</sup>

Pessoas com sinóvia, cápsula ou bursa do quadril

inflamadas são suscetíveis à contratura em flexão. É importante reduzir a inflamação através de medicamentos e fisioterapia de forma que atividades que favoreçam a posição estendida possam ser toleradas. Quando tolerados, os exercícios devem ser desenvolvidos para fortalecer os músculos extensores do quadril, assim como também são aplicados alongamentos aos músculos flexores do quadril e às estruturas capsulares anteriores.

A menos que especificado de outra forma, as seguintes discussões também se aplicam a amplitudes *passivas* de movimento. Os tecidos conectivos e os músculos selecionados que limitam a movimentação também são descritos e estão resumidos na Tabela 12-1. Os músculos utilizados para movimentar e para controlar a movimentação do quadril são discutidos mais adiante neste capítulo. Embora os movimentos do fêmur em relação à pelve e da pelve em relação ao fêmur com frequência ocorram simultaneamente, eles serão apresentados separados.

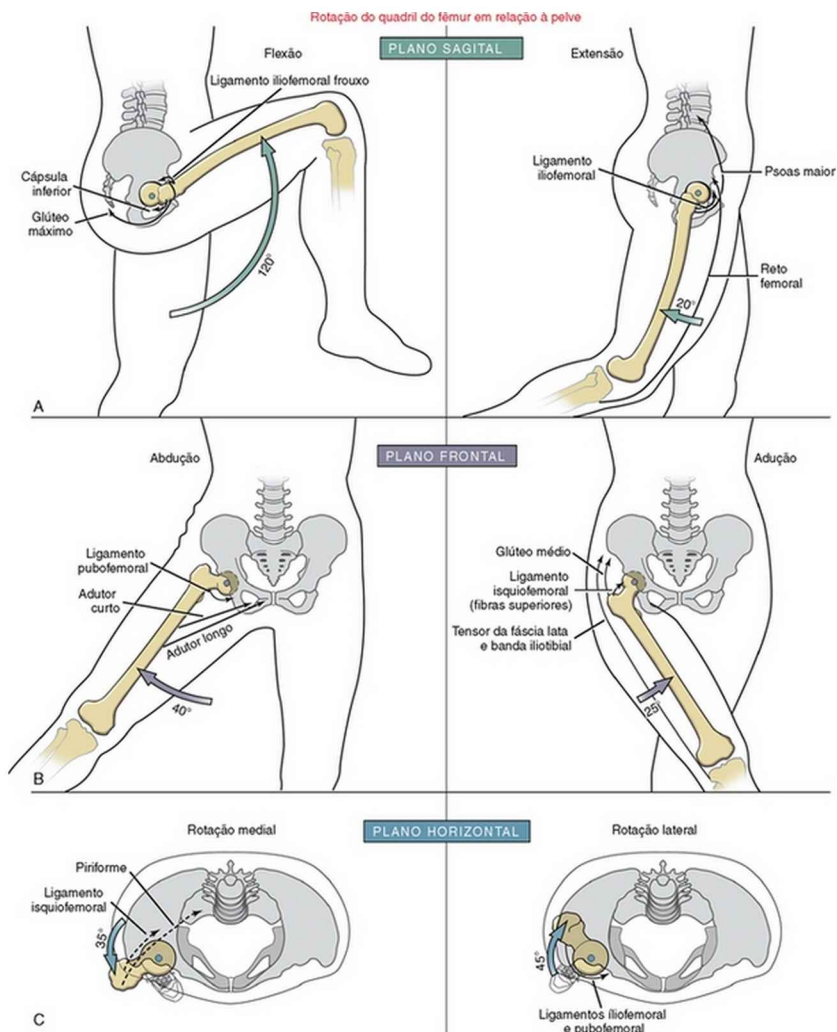
## **OSTEOCINEMÁTICA DO FÊMUR EM RELAÇÃO À PELVE**

### **Rotação do Fêmur no Plano Sagital**

Em média, com o joelho fletido, o quadril se *flexiona* cerca de 120 graus (Fig. 12-20, A).<sup>41,150</sup> Atividades como, por exemplo, agachar confortavelmente ou amarrar um cadarço, geralmente requerem essa quantidade de flexão do quadril.<sup>77</sup> A flexão completa do quadril afrouxa os três ligamentos capsulares primários, porém alonga a cápsula inferior e músculos como o glúteo máximo. Com o joelho



totalmente estendido, a flexão do quadril fica normalmente limitada de 70 a 80 graus em virtude do aumento da tensão dos músculos isquiotibiais. Pode ser esperada considerável variabilidade nesse movimento devido a variações entre sujeitos referentes à flexibilidade dos músculos isquiotibiais.



**FIGURA 12-20** O ângulo quase máximo de movimentação do *fêmur em relação à pelve* (quadril) é mostrado no plano sagital (A), no plano frontal (B) e no plano horizontal (C). Os tecidos alongados ou tensionados estão indicados por setas pretas contínuas ou tracejadas. O tecido afrouxado está indicado por uma seta preta ondulada.

O quadril *estende-se* normalmente cerca de 20 graus além da posição neutra.<sup>150</sup> A extensão completa do quadril aumenta a tensão passiva nos ligamentos capsulares - especialmente o ligamento iliofemoral e os músculos flexores do quadril. Quando o joelho está totalmente fletido durante a extensão do quadril, a tensão passiva no músculo reto femoral, o qual cruza tanto o quadril como o joelho, reduz a extensão do quadril a uma posição bem próxima da posição neutra.

### **Rotação do Fêmur no Plano Frontal**

O quadril *abduz* em média, cerca de 40 graus, cujo movimento é limitado principalmente pelo ligamento pubofemoral e os músculos adutores (Fig. 12-20, B).<sup>150</sup> O quadril *aduz* cerca de 25 graus além da posição neutra.<sup>17</sup> Além da interferência do membro contralateral, a tensão passiva nos alongados músculos abdutores do quadril, da banda íliotibial e das fibras superiores do ligamento isquiofemoral limitam a adução completa.

### *Rotação do Fêmur no Plano Horizontal*

A magnitude da rotação medial e lateral do quadril é particularmente variável entre os indivíduos. Em média, o quadril *roda medialmente* cerca de 35 graus a partir da posição neutra (Fig. 12-20, C).<sup>150,156</sup> Com o quadril em extensão, a rotação medial máxima alonga os músculos rotadores laterais, tais como o piriforme, e partes do ligamento isquiofemoral.

O quadril estendido *roda lateralmente*, em média, cerca de 45 graus. A tensão excessiva no fascículo lateral do ligamento iliofemoral pode limitar a rotação lateral completa. Além disso, a rotação lateral pode ser limitada

pela tensão excessiva em qualquer músculo rotador medial.

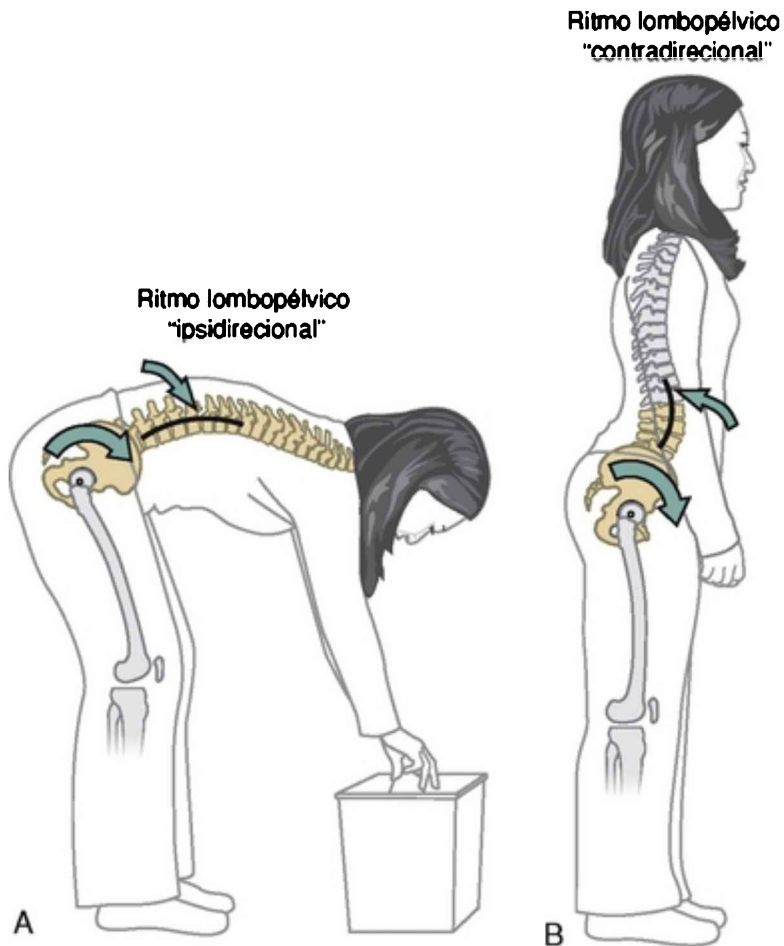
## OSTEOCINEMÁTICA DA PELVE EM RELAÇÃO AO FÊMUR

### Ritmo Lombopélvico

A extremidade caudal do esqueleto axial está firmemente fixada à pelve através das articulações sacroilíacas. Como consequência, a rotação da pelve em relação à cabeça femoral tipicamente modifica a configuração da coluna lombar. Essa importante relação cinemática é conhecida como *ritmo lombopélvico*, introduzidas no Capítulo 9. Esse conceito é revisitado neste capítulo, concentrando-se sobre a cinesiologia do quadril.

A Figura 12-21 mostra dois tipos contrastantes de ritmos lombopélvicos frequentemente utilizados durante a flexão da pelve em relação ao fêmur (quadril). Embora a cinemática ilustrada esteja limitada ao plano sagital, os conceitos podem também ser aplicados às rotações pélvicas nos planos frontal e horizontal. A Figura 12-21, A, mostra um exemplo de um *ritmo lombopélvico ipsidirecional* no qual a pelve e a coluna lombar rodam na *mesma* direção.<sup>90</sup> O efeito desse movimento é maximizar o deslocamento angular de todo o tronco em relação às extremidades inferiores - uma estratégia efetiva para aumentar o alcance das extremidades superiores. A cinemática do ritmo lombopélvico ipsidirecional está discutida em detalhes no Capítulo 9. Além disso, durante o ritmo lombopélvico contradirecional, a pelve roda na direção enquanto a coluna lombar simultaneamente roda na direção oposta (Fig. 12-21, B). Uma consequência importante desse movimento é que o tronco supralombar (*i. e.*, a parte do

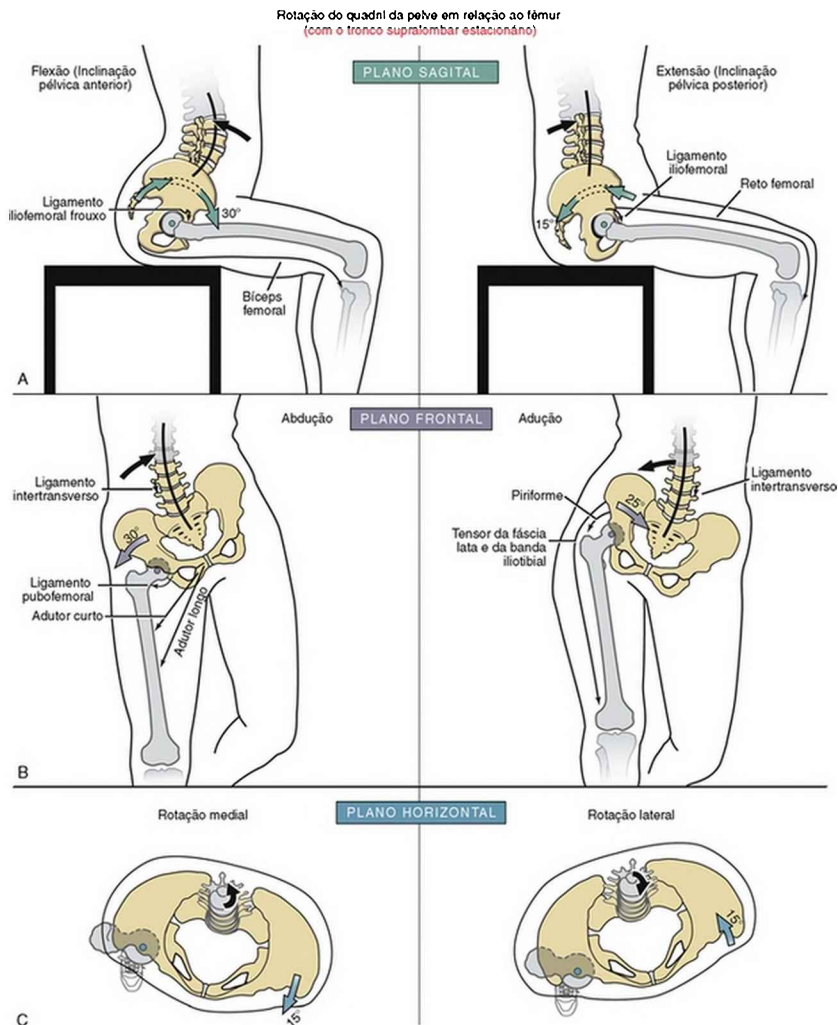
corpo localizada acima da primeira vértebra lombar) pode permanecer quase estacionário enquanto a pelve roda em relação aos fêmures. Esse tipo de ritmo é utilizado durante a marcha, por exemplo, quando a posição do tronco supralombar - incluindo a cabeça e os olhos - precisa ser mantida relativamente fixada no espaço, independente da rotação da pelve. Dessa maneira, a coluna lombar funciona como um “desengrenador”, permitindo que a pelve e o tronco supralombar se movam independentemente.<sup>152</sup> Portanto, uma pessoa que apresente fusão de vértebras lombares é incapaz de rodar a pelve em relação aos quadris sem uma rotação similar de partes do tronco supralombar. Essa situação anormal torna-se muito aparente quando o indivíduo caminha.



**FIGURA 12-21** Dois tipos contrastantes de ritmos lombopélvicos utilizados para rotacionar a pelve em relação aos fêmures fixados. **A**, Um ritmo “ipsidirecional” descreve um movimento no qual a coluna lombar e a pelve rotacionam na *mesma* direção, amplificando assim o movimento geral do tronco. **B**, Um ritmo “contradirecional” descreve um movimento no qual a coluna lombar e a pelve rotacionam em direções *opostas*. Consulte o texto para explicações adicionais.

A Figura 12-22 mostra a osteocinemática da pelve em

relação ao fêmur, no quadril, organizada por planos de movimento. Essa cinemática está toda baseada no ritmo lombopélvico *contradirecional*. Em muitos casos, a quantidade de rotação da pelve em relação ao fêmur encontra-se restrita por limitações naturais do movimento no interior da coluna lombar.



---

FIGURA 12-22 A amplitude de movimento quase máxima da *pelve em relação ao fêmur* (quadril) é mostrada no plano sagital (A), no plano frontal (B) e no plano horizontal (C). O movimento presume que o tronco supralombar permanece praticamente estacionário durante o movimento do quadril (i. e., cinemática baseada em um ritmo lombopélvico *contradirecional*). As setas coloridas grandes e as setas pretas indicam a rotação e a “compensação” associada do movimento lombar. (Consulte o texto para explicações adicionais.) Os tecidos alongados ou mantidos tensos são indicados por pequenas setas pretas e os tecidos alongados, por setas pretas onduladas. A amplitude dos movimentos mostrada em cada figura foi estimada através da observação de fotografias de indivíduos adultos saudáveis.

### **Rotação Pélvica no Plano Sagital: Inclinações Pélvicas Anterior e Posterior**

A *flexão do quadril* pode ocorrer através de uma *inclinação pélvica anterior* (Fig. 12-22, A). Conforme definição anteriormente apresentada no Capítulo 9, uma “inclinação pélvica” consiste em uma rotação de pequeno arco, da pelve em relação ao fêmur estacionário, no plano sagital. A direção da inclinação - seja anterior ou posterior - baseia-se na direção da rotação de um ponto na crista ilíaca. A inclinação anterior da pelve ocorre em torno de um eixo mediolateral através de ambas as cabeças femorais. O aumento associado da lordose lombar contrabalança a maior parte da tendência do tronco supralombar de seguir a inclinação anterior da pelve. Na posição sentada, com 90 graus de flexão do quadril, um adulto normal pode realizar cerca de 30 graus de flexão adicional em relação ao fêmur antes de ocorrer restrição oferecida por uma coluna lombar completamente estendida. A inclinação total anterior da



pelve afrouxa a maior parte dos ligamentos do quadril, mais notavelmente o ligamento iliofemoral. Um encurtamento acentuado de quaisquer dos músculos extensores do quadril - como os isquiotibiais - poderia teoricamente limitar os extremos de uma inclinação pélvica anterior. Entretanto, conforme descrito na Figura 12-22, A, em virtude de os joelhos estarem fletidos, os músculos isquiotibiais um pouco afrouxados normalmente não produziram qualquer resistência considerável a uma rotação pélvica anterior. Durante a *posição de pé* (e com os joelhos totalmente estendidos), entretanto, os isquiotibiais mais alongados têm maior probabilidade de resistir a uma inclinação pélvica anterior; porém, a quantidade de resistência é em geral insignificante, a menos que o músculo esteja fisiologicamente comprometido e gere extrema resistência ao alongamento.<sup>97</sup>

Conforme descrito na Figura 12-22, A, os quadris podem ser *estendidos* cerca de 10 a 20 graus em uma posição sentada em 90 graus, através de uma *inclinação posterior* da pelve. Durante a sedestação, essa rotação pélvica de pequeno arco aumentaria o comprimento (portanto, a tensão) minimamente apenas do ligamento iliofemoral e do músculo reto femoral. Conforme se verifica na figura, a coluna lombar se flexiona, ou se achata, e a pelve inclina-se posteriormente.

### **Rotação Pélvica no Plano Frontal**

A rotação da pelve em relação aos fêmures nos planos frontal e horizontal é mais bem descrita considerando-se a pessoa de pé com apoio unipodal. A extremidade que sustenta o peso é denominada *quadril de suporte*.

A *abdução* do quadril de suporte ocorre elevando-se ou “apontando-se” a crista ilíaca para o lado do quadril que não está sustentando o peso (Fig. 12-22, B). Presumindo-se que o tronco supralombar permanece quase estacionário, a coluna lombar precisa inclinar-se na direção oposta à da rotação da pelve. Uma leve convexidade lateral ocorre na região lombar em direção ao lado do quadril que está em abdução.

A abdução do quadril da pelve em relação ao fêmur está restrita a cerca de 30 graus, principalmente em virtude dos limites naturais da inclinação lateral da coluna lombar. Um importante encurtamento nos músculos adutores do quadril ou no ligamento pubofemoral pode limitar a adução do quadril da pelve em relação ao fêmur. No evento de uma contratura acentuada dos adutores, a crista ilíaca no lado do quadril que não está sustentando o peso permanece *mais baixa* do que a crista ilíaca do quadril de suporte, o que pode interferir na marcha.

A *adução* do quadril que está sustentando o peso ocorre através de um *abaixamento* da crista ilíaca do lado do quadril que não está sustentando o peso. Essa movimentação provoca uma ligeira concavidade lateral na região lombar do lado do quadril aduzido. Uma coluna lombar hipomóvel e/ou a reduzida extensibilidade da banda iliotibial ou dos músculos abdutores do quadril, como o glúteo médio, o piriforme ou o tensor da fáscia lata, podem restringir os extremos desse movimento.

### **Rotação Pélvica no Plano Horizontal**

A rotação da pelve em relação ao fêmur ocorre no plano horizontal ao redor de um eixo longitudinal de rotação (consulte o círculo verde na cabeça femoral na Figura 12-

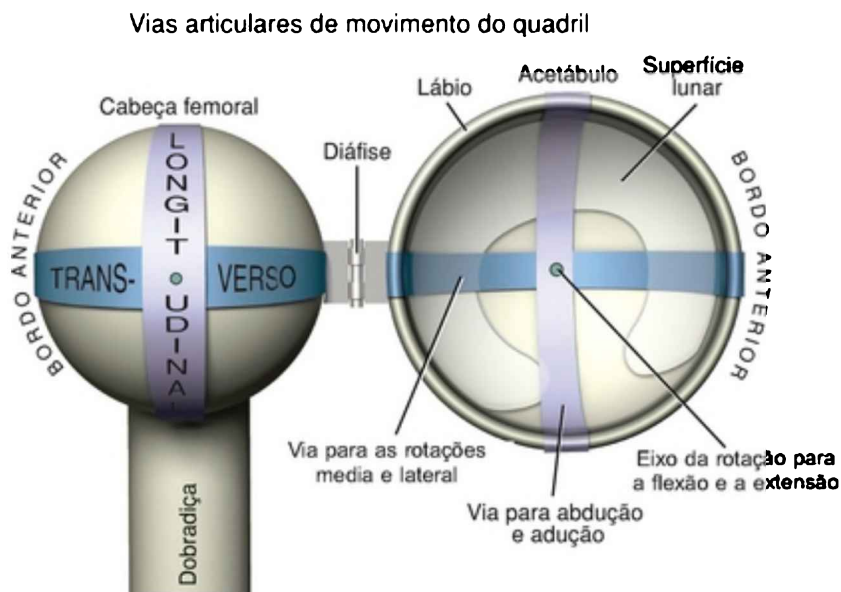
22, C). A *rotação medial* do lado do quadril que está sustentando o peso do corpo ocorre à medida que a crista ilíaca no lado do quadril que não está sustentando o peso roda *em direção* ao plano horizontal. Durante a *rotação lateral*, ao contrário, a crista ilíaca no lado do quadril que não está sustentando o peso roda *para trás* no plano horizontal. Se a pelve roda para além de um tronco relativamente estacionário, a coluna lombar precisa rodar (ou torcer) em direção oposta à rotação da pelve. A pequena quantidade de rotação axial normalmente permitida na coluna lombar limita significativamente a expressão total da rotação no plano horizontal do quadril que está sustentando o peso. O pleno potencial de rotação da pelve em relação ao fêmur requer que a coluna lombar e o tronco sigam a rotação da pelve - uma estratégia de movimento mais consistente com um ritmo lombopélvico ipsidirecional.

## **Artrocinemática**

Durante a movimentação do quadril, a cabeça femoral quase esférica normalmente permanece muito bem apoiada nos confins do acetábulo. As elevadas paredes do acetábulo, em conjunção com o lábio acetabular firmemente justaposto, limitam significativamente a translação entre as superfícies articulares. A artrocinemática do quadril se baseia nos tradicionais princípios convexo sobre côncavo ou côncavo sobre convexo (Cap. 1).

A Figura 12-23 mostra uma ilustração altamente mecânica de um quadril aberto para facilitar a visualização das vias do movimento articular. A *abdução* e a *adução*

ocorrem através do diâmetro longitudinal das superfícies articulares. Com o quadril estendido, as *rotações medial e lateral* ocorrem através do diâmetro transverso das superfícies articulares. A *flexão* e a *extensão* ocorrem como um giro entre a cabeça femoral e as superfícies lunares do acetábulo. O eixo de rotação para esse giro passa através da cabeça femoral.



**FIGURA 12-23** Esquema mecânico do quadril direito. As superfícies articulares estão expostas pelo balanço do fêmur como se fosse uma porta aberta por uma dobradiça. As vias articulares do movimento do quadril nos planos frontal e horizontal ocorrem ao longo dos diâmetros longitudinal (*roxo*) e transverso (*azul*), respectivamente. Considere essas vias de movimento tanto para os movimentos do fêmur em relação à pelve como da pelve em relação ao fêmur.

## MÚSCULOS E INTERAÇÕES ARTICULARES

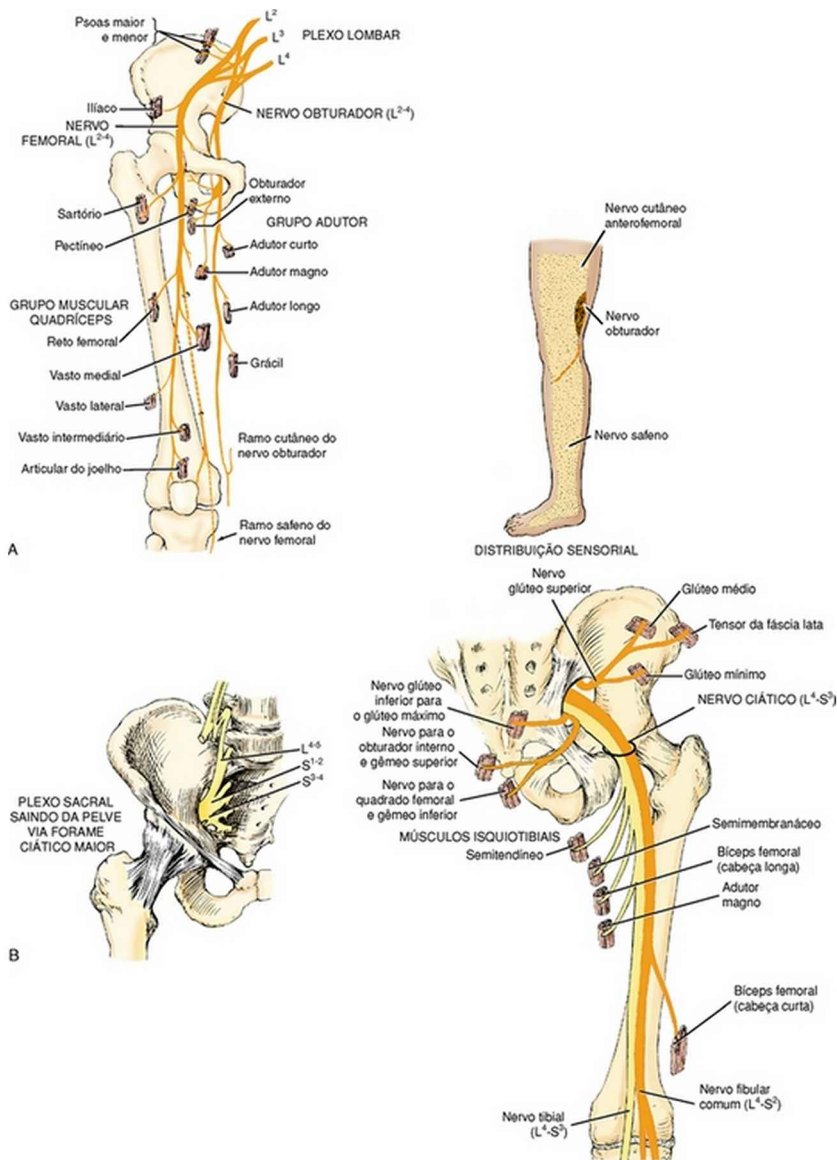
# Inervação dos Músculos e da Articulação

## INERVAÇÃO DOS MÚSCULOS

O plexo lombar e o plexo sacral emergem dos ramos ventrais das raízes dos nervos espinais de T<sup>12</sup> a S<sup>4</sup>. Nervos do plexo lombar formam os músculos da coxa anterior e medial, incluindo o quadríceps femoral. Nervos do plexo sacral formam os músculos do quadril lateral e posterior, da coxa posterior e de toda a perna.

### Plexo Lombar

O plexo lombar é formado a partir dos ramos ventrais das raízes nervosas T<sup>12</sup>-L<sup>4</sup>. Esse plexo dá origem aos nervos femoral e obturador (Fig. 12-24, A). O *nervo femoral*, o ramo mais longo do plexo lombar, é formado pelas raízes nervosas de L<sup>2</sup>-L<sup>4</sup>. *Ramos motores* inervam a maior parte dos flexores do quadril e todos os extensores do joelho. No interior da pelve, próximo ao ligamento inguinal, o nervo femoral inerva o psoas maior e o íliaco. Distalmente ao ligamento inguinal, o nervo femoral inerva o sartório, parte do pectíneo e o grupo do músculo quadríceps. O nervo femoral possui uma extensa *distribuição sensorial* que cobre a maior parte da pele do aspecto anteromedial da coxa. Os ramos sensoriais do nervo femoral inervam a pele do aspecto anteromedial da perna, via nervo safeno cutâneo.



**FIGURA 12-24** Via e ordem geral de proximal para distal da inervação muscular para os nervos femoral e obturador (**A**) e o nervo ciático (**B**). As localizações de certos músculos foram levemente alteradas para melhor clareza. As raízes dos nervos

espinais para cada nervo são mostradas entre parênteses. O desenho do lado direito de **A** mostra a distribuição sensorial de ramos cutâneos dos nervos femoral e obturador.

(Modificado por deGroot J: *Correlative neuroanatomy*, ed 21, Norwalk, 1991, Appleton & Lange.)

### Inervação Motora da Extremidade Inferior Originária do Plexo Lombar

- Nervo femoral (L<sup>2</sup>-L<sup>4</sup>)
- Nervo obturador (L<sup>2</sup> – L<sup>4</sup>)

Conforme ocorre com o nervo femoral, o *nervo obturador* é formado pelas raízes nervosas de L<sup>2</sup>-L<sup>4</sup>. Os *ramos motores* inervam os músculos adutores do quadril. O nervo obturador divide-se em ramos anterior e posterior, à medida que passa através do forame obturador. O ramo posterior inerva o obturador externo e a cabeça anterior do adutor magno. O ramo anterior inerva parte do pectíneo, o adutor curto, o adutor longo e o grácil. O nervo obturador possui uma *distribuição sensorial* para a pele da coxa medial.

### Plexo Sacral

O plexo sacral, localizado na parede posterior da pelve, é formado pelos ramos ventrais das raízes dos nervos espinais de L<sup>4</sup> - S<sup>4</sup>. A maior parte dos nervos do plexo sacral sai da pelve via forame ciático maior para inervar os músculos posteriores do quadril (Fig. 12-24, *B*).

## Inervação Motora da Extremidade Inferior Originária do Plexo Sacral

- Nervo para o piriforme (S<sup>1</sup>-S<sup>2</sup>)
- Nervo para o obturador interno e gêmeo superior (L<sup>5</sup>-S<sup>2</sup>)
- Nervo para o quadrado femoral e gêmeo inferior (L<sup>4</sup>-S<sup>1</sup>)
- Nervo glúteo superior (L<sup>4</sup>-S<sup>1</sup>)
- Nervo glúteo inferior (L<sup>5</sup>-S<sup>2</sup>)
- Nervo ciático (L<sup>4</sup>-S<sup>3</sup>), incluindo as porções tibial e fibular comum (peroneal)

Três pequenos nervos inervam cinco dos seis “rotadores laterais curtos” do quadril. Os nervos são nomeados simplesmente através dos músculos que eles inervam. O *nervo para o piriforme* (S<sup>1</sup>-S<sup>2</sup>) inerva o piriforme. Externamente à pelve, o *nervo para o obturador externo* e o *gêmeo superior* (L<sup>5</sup>-S<sup>2</sup>) e o *nervo para o quadrado femoral* e o *gêmeo inferior* (L<sup>4</sup>-S<sup>1</sup>) vão para e inervam seus respectivos músculos.

Os *nervos glúteos superior* e *inferior* são nomeados de acordo com sua posição em relação aos músculos piriformes, à medida que eles saem da incisura ciática maior. O *nervo glúteo superior* (L<sup>4</sup>-S<sup>1</sup>) inerva o glúteo médio, o glúteo mínimo e o tensor da fáscia lata. O *nervo glúteo inferior* (L<sup>5</sup>-S<sup>2</sup>) forma a única inervação para o glúteo máximo.

O *nervo ciático*, o maior e mais largo nervo no corpo, é formado pelas raízes nervosas de L<sup>4</sup>-S<sup>3</sup>. Esse nervo sai da pelve através do forame ciático maior, em geral inferior ao



piriforme. O nervo ciático consiste em dois nervos: o tibial e o fibular comum (peroneal), ambos envolvidos em uma bainha de tecido conectivo. Na coxa posterior, a *porção tibial* do nervo ciático inerva todos os músculos biarticulares do grupo isquiotibial e a cabeça posterior do adutor magno. A *porção fibular comum* do nervo ciático inerva a cabeça curta do bíceps femoral.

O nervo ciático emite ramos que se separam em componentes tibial e fibular comum, em geral imediatamente proximal ao joelho. Não é incomum, entretanto, que a divisão ocorra mais proximalmente junto à pelve. Uma divisão proximal ao forame ciático maior em geral resulta no fato de o nervo fibular comum perfurar o piriforme, à medida que o nervo sai da pelve.

Como referência, raízes nervosas do nervo espinal primário que suprem os músculos da extremidade inferior estão listadas no Apêndice IV, Parte A. Além disso, o Apêndice IV, Partes B e C incluem itens de referência adicional para ajudar a guiar a avaliação clínica do estado funcional das raízes nervosas L<sup>2</sup>-S<sup>3</sup>.

## **INERVAÇÃO SENSORIAL DO QUADRIL**

Como regra geral, a cápsula do quadril, os ligamentos e parte do lábio recebem inervação sensorial através das mesmas raízes nervosas que suprem os músculos sobrejacentes. A parte anterior da cápsula do quadril recebe fibras sensoriais do nervo femoral. A cápsula posterior recebe fibras sensoriais de todas as raízes nervosas que se originam do plexo sacral.<sup>74,160</sup> Os tecidos conectivos dos aspectos mediais das articulações do quadril e do joelho recebem fibras sensoriais do nervo obturador;

isso pode explicar por que a inflamação do quadril pode ser percebida como uma dor na região medial do joelho.

## Função Muscular do Quadril

Ao longo deste capítulo, a linha de força dos diversos músculos está ilustrada em relação aos eixos de rotação do quadril. A Figura 12-25, por exemplo, mostra uma representação do plano sagital dos importantes músculos flexores e extensores do quadril.<sup>35,36</sup> Embora a Figura 12-25 proporcione informação útil sobre a função potencial dos diversos músculos do quadril, duas limitações devem ser consideradas. Primeiro, a linha de força de cada músculo *não* representa um vetor de força, mas a *direção* geral da força do músculo no plano sagital. A figura, portanto, não proporciona informação necessária para comparar a “força” - ou o torque - potencial entre os músculos. Essa comparação requer informação adicional, como a orientação tridimensional do músculo em relação ao quadril e sua área de corte transversal. Segundo, as linhas de força e subsequentes comprimentos dos braços de momento ilustrados na Figura 12-25 aplicam-se apenas quando o quadril estiver em posição anatômica. Uma vez que o quadril saia dessa posição, a ação potencial e o torque potencial de cada músculo mudam.<sup>15</sup> Isso explica parcialmente por que o torque interno de esforço máximo de um grupo muscular varia através da amplitude de movimento.

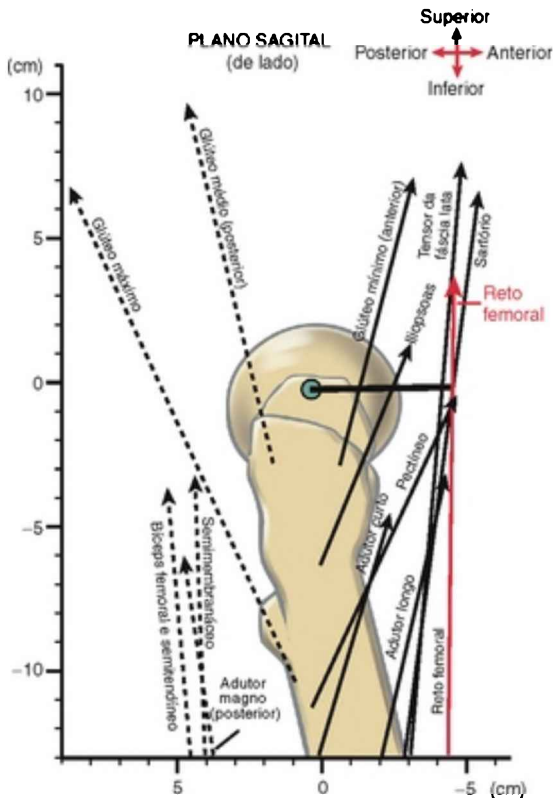


FIGURA 12-25 Vista lateral que exhibe a linha de força do plano sagital de diversos músculos que cruzam o quadril. O eixo de rotação está dirigido em um sentido mediolateral através da cabeça femoral. Os flexores estão indicados por linhas sólidas e os extensores por linhas pontilhadas. O braço de momento interno, utilizado pelo reto femoral, está representado pela espessa linha preta.

Ao longo deste capítulo, uma ação muscular é considerada tanto primária como secundariamente (Tabela 12-2). A designação da ação muscular baseia-se em dados, tais como o comprimento do braço de momento, o tamanho do músculo e a direção geral das fibras, e, quando

disponível, em relatos de estudos anatômicos e eletromiográficos (EMG). A menos que especificado de outra forma, as ações musculares baseiam-se em uma contração concêntrica que se origina da posição anatômica. Um músculo com uma ação relativamente insignificante, ou uma ação que é mais substancial em outra posição do quadril que não a posição anatômica, não está incluído na Tabela 12-2. Consulte o Apêndice IV, Parte D para uma listagem de inserções detalhada e a inervação de todos os músculos do quadril.

**TABELA 12-2 Músculos do Quadril, Organizados de Acordo com as Ações Primária ou Secundária\***

	<b>Flexores</b>	<b>Adutores</b>	<b>Rotadores Mediais</b>	<b>Extensores</b>	<b>Abdutores</b>	<b>Rotadores Laterais</b>
<b>Primários</b>	Iliopsoas Sartório Tensor da fáscia lata Reo femoral Adutor longo Pectíneo	Pectíneo Adutor longo Grácil Adutor curto Adutor magno	Não se aplica	Glúteo máximo Bíceps femoral (cabeça longa) Semi-tendíneo Semimembranáceo Adutor magno (cabeça posterior)	Glúteo médio Glúteo mínimo Tensor da fáscia lata	Glúteo máximo Piriforme Obturador interno Gêmeo superior Gêmeo inferior Quadrado femoral
<b>Secundários</b>	Adutor curto Grácil Glúteo mínimo (fibras anteriores)	Bíceps femoral (cabeça longa) Glúteo máximo (fibras inferiores) Quadrado femoral	Glúteo mínimo (fibras anteriores) Glúteo médio (fibras anteriores) Tensor da fáscia lata Adutor longo Adutor curto Pectíneo	Glúteo médio (fibras posteriores) Adutor magno (cabeça anterior)	Piriforme Sartório	Glúteo médio (fibras posteriores) Glúteo mínimo (fibras posteriores) Obturador externo Sartório Bíceps femoral (cabeça longa)

\* Cada ação presume uma contração muscular que se origina a partir da posição anatômica. Diversos desses músculos podem ter ações diferentes ao se contraírem em uma posição diferente da anatômica.

## MÚSCULOS FLEXORES DO QUADRIL

Os flexores primários do quadril são o iliopsoas, o sartório, o tensor da fáscia lata, o reto femoral, o adutor longo e o pectíneo (Fig. 12-26).<sup>36</sup> A Figura 12-25 mostra a excelente alavanca de flexão de muitos desses músculos. Os flexores secundários do quadril são o adutor curto, o grácil e as fibras anteriores do glúteo mínimo.

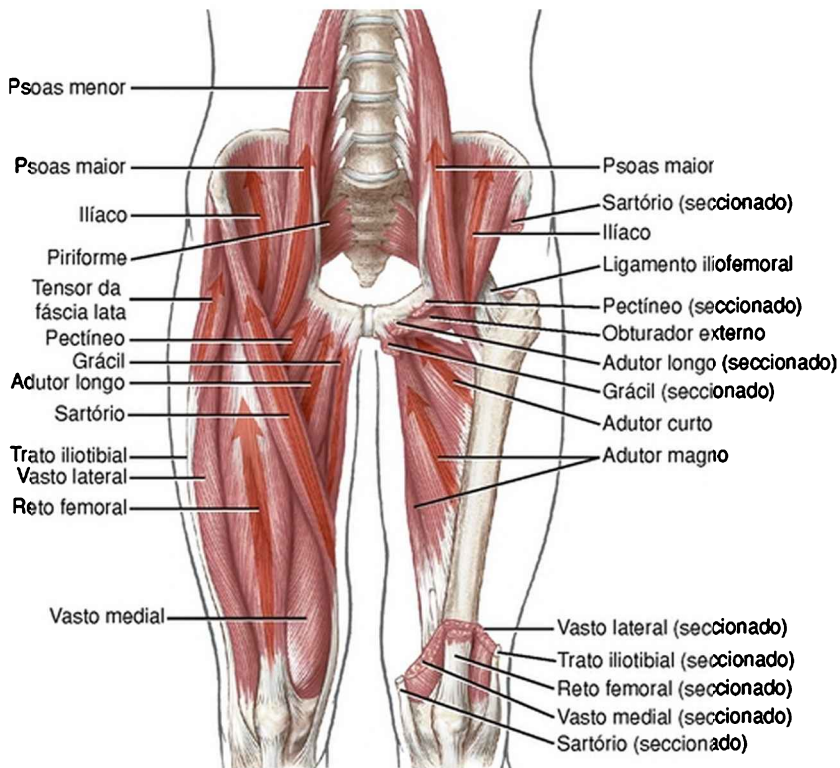


FIGURA 12-26 Músculos da região anterior do quadril. O lado direito do corpo mostra os músculos flexores e adutores. Muitos músculos do lado esquerdo estão seccionados para expor o adutor curto e o adutor magno.

### Anatomia e Ação Individual

O *iliopsoas* é grande e longo, cobrindo a área entre a última vértebra torácica e o fêmur proximal (Fig. 12-26). Anatomicamente, o iliopsoas consiste em dois músculos: o *ilíaco* e o *soas maior*. O *ilíaco* insere-se na fossa ilíaca e na extremidade do bordo lateral do sacro, imediatamente acima da articulação sacroilíaca. O *soas maior* insere-se ao longo dos processos transversos da última vértebra torácica

e de todas as vértebras lombares, incluindo os discos intervertebrais.<sup>53</sup> As fibras do íliaco e do psoas maior em geral fundem-se imediatamente anterior à cabeça femoral (Fig. 12-26, quadril esquerdo). Um tendão forma-se para ancorar o músculo ao fêmur, sobre o trocânter maior. Na rota para essa inserção distal, o amplo tendão do iliopsoas é defletido posteriormente de 30 a 45 graus, imediatamente após cruzar o ramo púbico superior. Com o quadril em extensão completa, essa deflexão aumenta o ângulo de inserção do tendão para o fêmur, aumentando, portanto, a alavanca muscular para a flexão do quadril.

O iliopsoas é um potente flexor do quadril tanto sob a perspectiva do fêmur em relação à pelve como da pelve em relação ao fêmur. Partindo da posição anatômica, o iliopsoas não é um rotador efetivo, embora com o quadril abduzido ele auxilie na rotação lateral.<sup>157</sup>

O músculo iliopsoas produz uma força que cruza a região lombar e lombossacral, assim como o quadril.<sup>5,78,154</sup> Em virtude de sua forte ação de inclinação anterior sobre a pelve, o iliopsoas pode acentuar a lordose lombar se a pelve não estiver bem estabilizada por um músculo abdominal como o reto do abdome. O psoas maior proporciona excelente estabilidade vertical para a coluna lombar, especialmente próximo à extensão completa do quadril, onde a tensão passiva do músculo é maior (Cap. 10).<sup>181</sup>

O *psoas menor* localiza-se anteriormente ao ventre muscular do psoas maior, embora possa estar ausente em cerca de 40% das pessoas.<sup>160</sup> Esse músculo delgado insere-se proximalmente entre a décima segunda vértebra torácica e a primeira vértebra lombar e distalmente até a

pelve próximo à linha pectínea. O *psoas menor* não tem capacidade para fletir o quadril; a contração bilateral isolada do *psoas menor* pode ter a capacidade de inclinar posteriormente a pelve.

O *sartório*, o músculo mais longo do corpo, origina-se na espinha íliaca anterossuperior (Fig. 12-26). Esse delgado músculo fusiforme cursa distal e medialmente através da coxa para inserir-se sobre a superfície medial da tíbia proximal (Fig. 13-7). O nome *sartório* baseia-se na raiz latina *sartor*, que se refere à posição do costureiro de sentar-se com a perna cruzada. Esse nome descreve a ação muscular combinada de flexão, rotação lateral e abdução do quadril.

O *tensor da fáscia lata* insere-se ao ílio imediatamente lateral ao *sartório* (Fig. 12-26). Esse músculo relativamente curto insere-se distalmente à parte proximal da banda iliotibial. A banda estende-se distalmente através do joelho para inserir-se ao tubérculo lateral da tíbia.

A banda iliotibial é um componente de um tecido conectivo mais extensivo conhecido como *fáscia lata da coxa*.<sup>160</sup> Lateralmente, a *fáscia lata* é espessada por inserções que partem do *tensor da fáscia lata* e do *glúteo máximo*. Em múltiplas localizações, a *fáscia lata* dirige-se em sentido medial entre os músculos e forma distintas bainhas fasciais conhecidas como *septos intermusculares*. Esses *septos* separam cada um dos grupos musculares principais da coxa de acordo com a inervação. Os *septos intermusculares* da coxa inserem-se na superfície posterior do fêmur, juntamente com inserções da maior parte dos músculos adutores e diversos dos músculos vastos (componentes do *quadríceps*).

A partir da posição anatômica, o *tensor da fáscia lata* é

principalmente um flexor e abductor do quadril. O músculo também é um rotador medial secundário.<sup>136</sup> Conforme indicado por seu nome, o tensor da fáscia lata aumenta a tensão ao longo da fáscia lata. A tensão transferida inferiormente através da banda iliotibial pode ajudar a estabilizar o joelho estendido. A tensão repetitiva no interior da banda iliotibial pode causar inflamação em seu local de inserção próximo ao tubérculo lateral da tíbia. Para alongar uma banda iliotibial excessivamente encurtada com o joelho estendido é necessário incorporar, com frequência, várias combinações de adução e extensão do quadril.<sup>48</sup>

A parte proximal do *reto femoral* emerge entre os braços de um V invertido formado pelo sartório e o tensor da fáscia lata (Fig. 12-26). Esse grande músculo de formato bipenado possui sua inserção proximal na espinha ilíaca anteroinferior, ao longo do bordo superior do acetábulo e na cápsula articular.<sup>160</sup> Juntamente com outros membros do quadríceps, o reto femoral insere-se a tíbia via tendão patelar. O reto femoral é responsável por cerca de um terço do torque total isométrico de flexão do quadril.<sup>105</sup> Além disso, o reto femoral é um extensor primário do joelho. As ações biarticulares combinadas desse importante músculo são consideradas no Capítulo 13. A anatomia e a função do pectíneo e do adutor longo são descritas na seção sobre adutores do quadril.

## **Função Geral**

### **Flexão do Quadril da Pelve em Relação ao Fêmur:**

#### *Inclinação Pélvica Anterior*



A inclinação pélvica anterior é realizada através de um componente de forças entre os músculos flexores do quadril e extensores da coluna lombar (Fig. 12-27). Com os fêmures fixados, a contração dos flexores do quadril roda a pelve em torno do eixo mediolateral através do quadril. Embora a Figura 12-27 ilustre o iliopsoas e o sartório, *qualquer músculo capaz de flexão do fêmur em relação à pelve é igualmente capaz de inclinar a pelve anteriormente*. Clinicamente, um importante aspecto da inclinação anterior está relacionado ao aumento da lordose na coluna lombar. A lordose maior aumenta as cargas compressivas sobre as articulações apofisárias lombares e aumenta a força de cisalhamento anterior na altura da junção lombossacral.

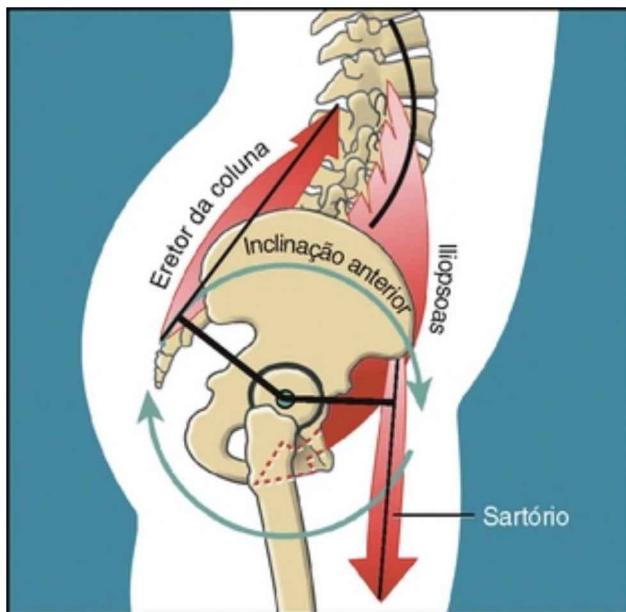


FIGURA 12-27 O acoplamento de forças é mostrado entre dois músculos representativos dos flexores do quadril e o eretor

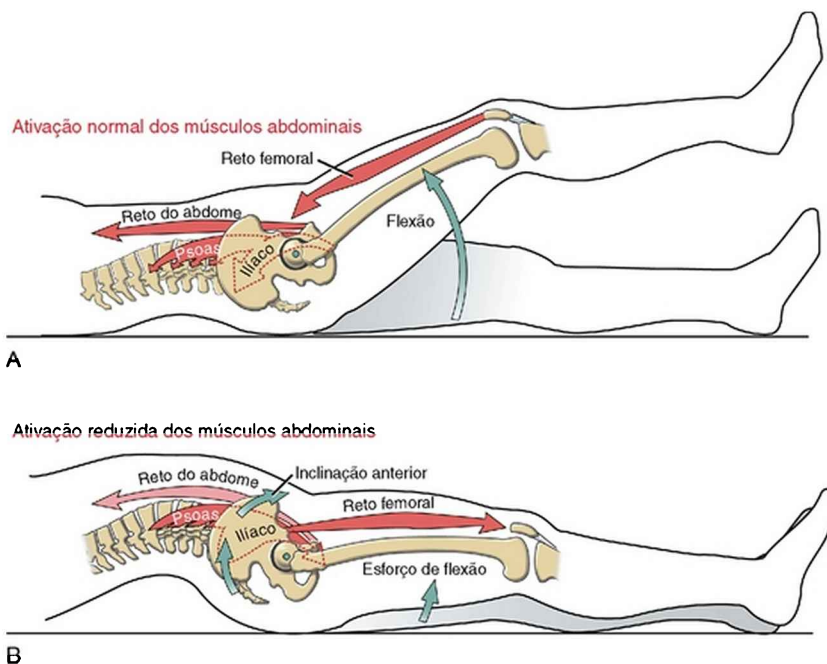
da coluna para inclinar anteriormente a pelve. Os braços de momento para o eretor da coluna e o sartório estão indicados pelas linhas pretas. Observe a lordose aumentada na coluna lombar.

Uma postura lombopélvica com a lordose lombar normal otimiza o alinhamento de toda a coluna vertebral (Cap. 9). Algumas pessoas, entretanto, têm dificuldade de manter a lordose lombar e, portanto, possuem uma coluna lombar relativamente retificada (*i. e.*, levemente fletida). Essa postura anormal pode ser causada por uma combinação de fatores, incluindo hábito, postura antálgica, compensação de algum mau-alinhamento em outra região do corpo, aumento da rigidez no tecido conectivo ao redor da coluna lombar e, em casos extremos, tensão emanada a partir dos músculos extensores do quadril. A relação quantitativa entre o encurtamento nos músculos isquiotibiais e a postura da pelve e da região lombar durante a posição de pé permanece controversa.<sup>97</sup>

### **Flexão do Quadril do Fêmur em Relação à Pelve**

A flexão do quadril, com o fêmur movendo-se em relação à pelve, com frequência ocorre simultaneamente com a flexão do joelho para encurtar a alavanca funcional da extremidade inferior durante a fase de balanceio na marcha ou na corrida. A ação com potência de moderada a alta na flexão do quadril requer coativação dos músculos flexores do quadril e abdominais. Essa cooperação intermuscular é aparente quando a perna é elevada enquanto o joelho é mantido em extensão (*i. e.*, movimento de “elevação da perna estendida”). Essa ação requer que o reto do abdome (um músculo representativo do “abdome”)

gere um potente esforço de inclinação pélvica *posterior* que é forte o suficiente para neutralizar o forte potencial de inclinação pélvica *anterior* produzido pelos músculos flexores do quadril (Fig. 12-28, A).<sup>65</sup> O grau no qual os músculos abdominais na verdade neutralizam a inclinação pélvica anterior depende das demandas da atividade e das forças relativas produzidas pelos grupos musculares contributivos.<sup>34</sup> Sem estabilização suficiente a partir dos músculos abdominais, entretanto, a contração dos músculos flexores do quadril é dispendida de maneira ineficiente, inclinando a pelve *anteriormente* (Fig. 12-28, B). Como se sabe, a excessiva inclinação anterior da pelve acentua a lordose lombar.



**FIGURA 12-28** O papel de estabilização dos músculos

abdominais é mostrado durante a elevação unilateral da perna. **A**, Com ativação normal dos músculos abdominais (tal como o reto do abdome), a pelve é estabilizada e previne-se a sua inclinação anterior através da tração inferior dos músculos flexores do quadril. **B**, Com redução da atividade do músculo reto do abdome, a contração dos músculos flexores do quadril provoca uma acentuada inclinação anterior da pelve. Observe o aumento da lordose lombar que acompanha a inclinação anterior da pelve. A reduzida ativação do músculo abdominal está indicada em vermelho mais claro.

A patomecânica ilustrada na Figura 12-28, *B* é mais severa em situações nas quais os músculos abdominais estão muito enfraquecidos, porém os músculos flexores do quadril permanecem relativamente fortes. Com exceção de patologias como poliomielite ou distrofia muscular, esse padrão de fraqueza é relativamente raro. Mais comumente, os músculos abdominais estão apenas moderadamente fracos, em virtude de desuso ou cirurgia abdominal. Nesse caso, as pessoas podem desenvolver dor lombar em virtude do aumento da compressão crônica sobre as articulações apofisárias de vértebras lombares e totalmente estendidas.

## **MÚSCULOS ADUTORES DO QUADRIL**

Os adutores primários do quadril são o pectíneo, o adutor longo, o grácil, o adutor curto e o adutor magno (Fig. 12-26). Adutores secundários são o bíceps femoral (cabeça longa), o glúteo máximo, especialmente as fibras inferiores, e o quadrado femoral. A linha de força de muitos desses músculos é mostrada na Figura 12-29.

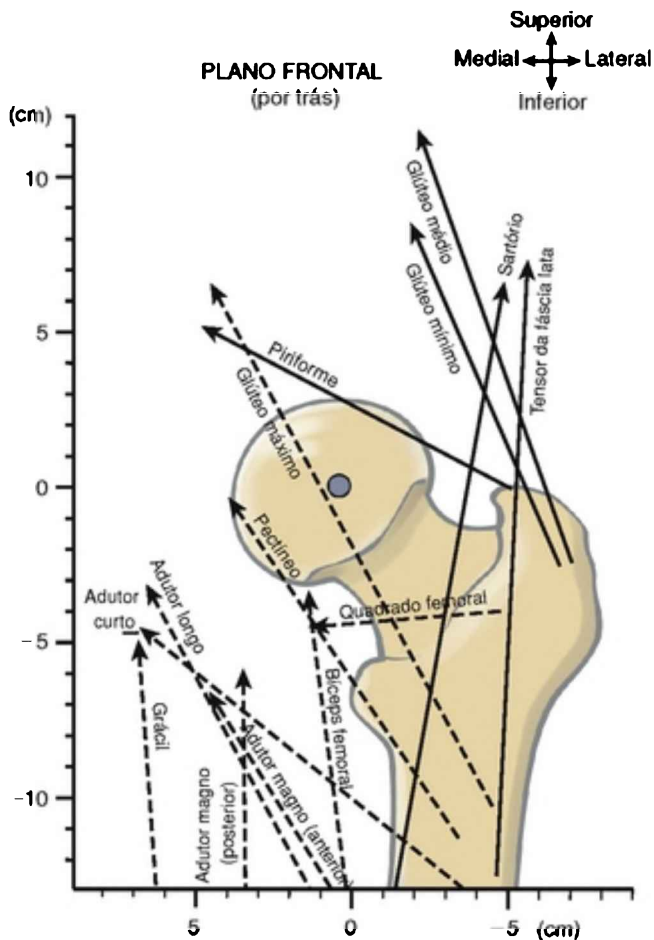


FIGURA 12-29 Uma vista posterior mostra uma linha de força de diversos músculos que cruzam o quadril direito. O eixo de rotação está dirigido em um sentido anteroposterior através da cabeça femoral. Os abdutores estão indicados por linhas sólidas e os adutores por linhas pontilhadas. (A escala real da imagem está indicada nos eixos vertical e horizontal do gráfico.)

## Anatomia Funcional

O grupo muscular adutor ocupa o quadrante medial da

coxa. Topograficamente, os músculos adutores estão organizados em três camadas (Fig. 12-31). O pectíneo, o adutor longo e o grácil ocupam a *camada superficial*. Proximalmente, esses músculos inserem-se ao longo dos ramos púbicos superior e inferior e do corpo adjacente do púbis. Distalmente, o pectíneo e o adutor longo inserem-se na superfície posterior do fêmur - na proximidade e ao longo de várias regiões da linha áspera. O longo e delgado grácil insere-se distalmente ao aspecto medial da tíbia proximal (Fig. 12-7). A *camada média* do grupo adutor é ocupada pelo *adutor curto*, de formato triangular. O adutor curto insere-se na pelve no ramo púbico inferior e no fêmur ao longo do terço proximal da linha áspera.

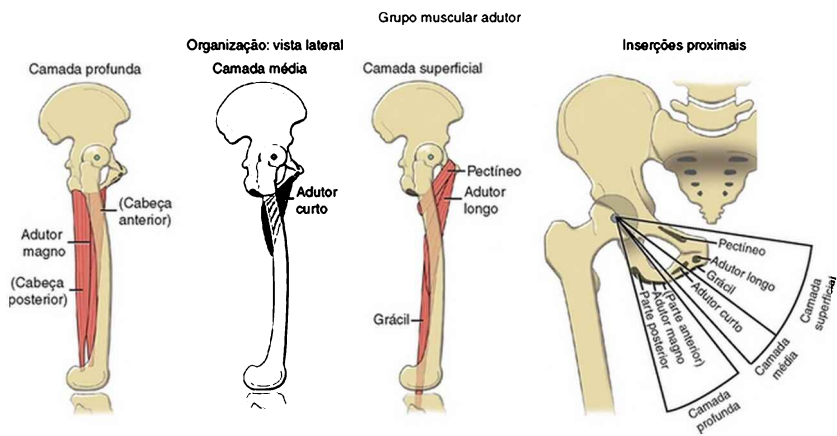


FIGURA 12-31 A organização anatômica e as inserções proximais do grupo muscular adutor.

A *camada profunda* do grupo adutor está ocupada pelo massivo e triangular *adutor magno* (Fig. 12-26, lado esquerdo, e Fig. 12-37, lado direito). Esse grande músculo insere-se principalmente no ramo isquiático e parte da

tuberosidade isquiática. A partir de sua inserção proximal, o adutor magno forma cabeças anterior e posterior.

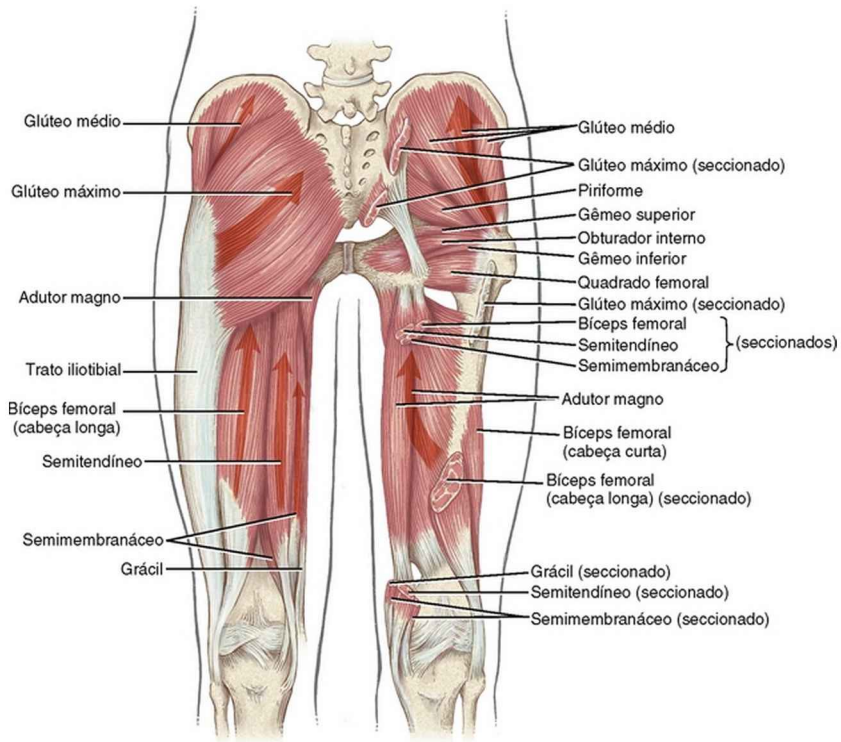


FIGURA 12-37 Músculos posteriores do quadril. O lado esquerdo destaca os músculos glúteo máximo e isquiotibiais (cabeça longa do bíceps femoral, semitendíneo e semimembranáceo). O lado direito mostra os músculos isquiotibiais seccionados para expor o adutor magno e a cabeça curta do bíceps femoral. O lado direito mostra o glúteo médio e cinco dos seis pequenos rotadores laterais (i. e., piriforme, gêmeos superior e inferior, obturador interno e quadrado femoral).

*A cabeça anterior do adutor magno possui dois grupos*

de fibras: horizontal e oblíqua. O relativamente pequeno conjunto de fibras (com frequência mal definidas) dirigidas horizontalmente cruza, a partir do ramo púbico inferior até a extremidade proximal da linha áspera, chamada, com frequência, de *adutor mínimo*. As fibras maiores dirigidas correm obliquamente do ramo isquiático para próximo de toda a extensão da linha áspera, tão distalmente como a linha supracondilar medial. Ambas as partes da cabeça anterior são inervadas pelo nervo obturador, o que é típico dos músculos adutores.

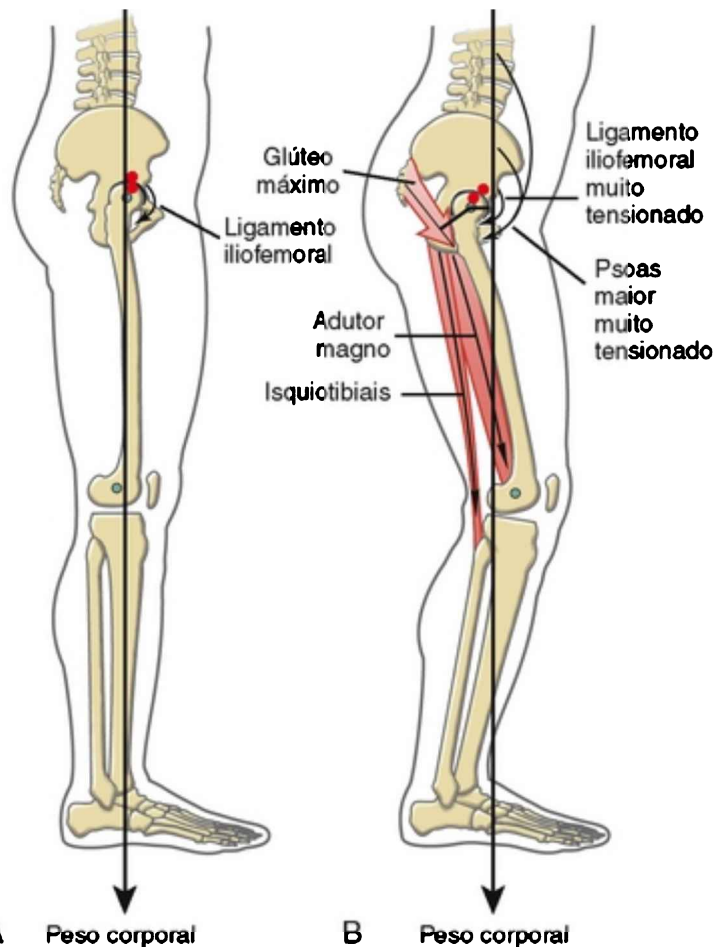
### ENFOQUE ESPECIAL 12-3 A Importância Funcional do Quadril Totalmente Estendido

Quadris que permanecem fletidos por um período prolongado de tempo frequentemente desenvolvem contratura em flexão. Essa situação pode estar associada à espasticidade dos flexores do quadril, à fraqueza generalizada dos extensores do quadril, a uma cápsula articular dolorosa ou inflamada, a um quadril cronicamente subluxado ou ao confinamento à posição sentada. Ao longo do tempo ocorre encurtamento adaptativo nos músculos flexores e ligamentos capsulares, o que limita, portanto, a extensão completa do quadril.

Uma consequência de uma contratura em flexão do quadril é a ruptura na biomecânica normal da posição de pé. Normalmente, a marcha humana na posição ereta é relativamente eficiente a partir de uma perspectiva metabólica.<sup>22</sup> A posição ortostática em pessoas saudáveis pode, em geral, ser mantida relativamente com pouca ativação muscular através dos quadris. O quadril estendido pode ser passivamente estabilizado através de uma interação de dois torques opostos: peso corporal e tensão passiva a partir de



ligamentos capsulares distendidos, especialmente o ligamento iliofemoral (Fig. 12-30, A). Conforme ilustrado, ficar de pé, com os quadris próximos da extensão completa, geralmente dirige a força do peso corporal para uma posição levemente *posterior* ao eixo mediolateral da rotação do quadril (pequeno círculo verde). A força do peso corporal, portanto, é convertida em um torque muito pequeno, porém útil, de extensão do quadril. Uma extensão adicional do quadril é prevenida através do torque de flexão passiva produzido pelos ligamentos capsulares distendidos, tal como o ligamento iliofemoral. O par de pontos vermelhos colocados na Figura 12-30, A, indica a localização aproximada de regiões relativamente mais espessas de cartilagem articular que recobrem a cabeça femoral e o acetábulo. A posição ereta normal tende a alinhar o quadril de forma que as regiões mais espessas da cartilagem articular se sobrepõem, produzindo proteção máxima ao osso subcondral subjacente.



**FIGURA 12-30** Efeito de uma contratura em flexão do quadril sobre a biomecânica na ortostase. **A**, Postura ereta ideal. **B**, Tentativa de uma postura ereta com uma contratura em flexão do quadril. Os músculos extensores do quadril são mostrados ativos (em vermelho) em várias magnitudes, para prevenir uma flexão maior do quadril. O braço de momento utilizado pelos músculos e o peso corporal estão indicados como pequenas linhas pretas que se originam no eixo de rotação do quadril. Em **A** e **B**, o ponto verde no centro da cabeça femoral representa o eixo de rotação. O par de círculos vermelhos denota a sobreposição de áreas relativamente mais espessas de cartilagem articular.

(Consulte o texto para descrição mais aprofundada.) (De Neumann DA: *An arthritis home study course. The synovial joint: anatomy, function, and dysfunction. LaCrosse, Wisc, 1998, Orthopaedic Section of the American Physical Therapy Association.*)

O equilíbrio estático formado entre as forças da gravidade e os tecidos conectivos distendidos minimiza a necessidade de ativação muscular metabolicamente “onerosa” durante a posição de pé, parada. Os músculos do quadril podem se contrair fortemente para proporcionar maior estabilidade quando necessário, especialmente quando o corpo está sujeito a forças externas potencialmente desestabilizadoras.

Com uma contratura em flexão do quadril, este permanece parcialmente fletido enquanto a pessoa tenta assumir a posição de pé. Esta postura redireciona a força do peso corporal *anteriormente* ao quadril e cria um torque de flexão do quadril (Fig. 12-30, B). Enquanto a gravidade normalmente estende o quadril durante a posição de pé, *nessa situação ela atua como um flexor do quadril*. De forma a prevenir o colapso em uma flexão total do quadril e joelho, forças ativas são requeridas a partir dos músculos extensores do quadril. Por sua vez, o custo metabólico da posição de pé aumenta e, em algumas pessoas, ao longo do tempo, aumenta a vontade de se sentar. Com frequência, a posição sentada prolongada perpetua as circunstâncias que iniciarão a contratura em flexão.

Permanecer de pé com uma contratura em flexão do quadril interfere na capacidade de a articulação dissipar satisfatoriamente cargas compressivas através do quadril. As forças na articulação do quadril aumentam em resposta a maior demanda muscular para sustentar a postura fletida. Além disso, conforme indicado pelo par de pontos vermelhos na Figura 12-30, B, ficar de pé com os quadris parcialmente

fletidos realinha as superfícies articulares de forma que regiões de cartilagem articular mais espessa *não mais* se sobreponham da maneira correta. Esse arranjo teoricamente aumenta o estresse através do quadril, o que ao longo do tempo pode aumentar o desgaste nas superfícies articulares.

Os objetivos terapêuticos para a maior parte dos comprometimentos do quadril devem incluir, quando necessário, a maximização da extensão do quadril. Em geral, isso é alcançado através de fortalecimento dos músculos extensores do quadril e de alongamento de seus músculos flexores e ligamentos capsulares – o mais importante, o ligamento iliofemoral. A ativação dos músculos abdominais através da inclinação posterior da pelve também pode encorajar a extensão da articulação do quadril. Os ligamentos capsulares do quadril podem ser mais distendidos quando a extensão é combinada com uma leve abdução e rotação medial – a posição de travamento do quadril.

A *cabeça posterior do adutor magno* consiste em uma espessa massa de fibras que emerge da região da pelve adjacente à tuberosidade isquiática. A partir dessa inserção posterior, as fibras correm verticalmente e se inserem como um tendão ao tubérculo adutor no lado medial do fêmur distal. A cabeça posterior do adutor magno é inervada pelo ramo tibial do nervo ciático, como ocorre com a maior parte dos músculos isquiotibiais. Em virtude de sua localização, inervação e ação similar a dos músculos isquiotibiais, a cabeça posterior é com frequência conhecida como *cabeça extensora* do adutor magno.

### **Função Geral**

A linha de força dos adutores aproxima-se do quadril a

partir de muitas orientações diferentes. Funcionalmente, portanto, os músculos adutores produzem torques em todos os três planos no quadril.<sup>36,119</sup> A seção seguinte considera as ações primárias dos adutores nos planos frontal e sagital. A ação desses músculos como rotadores mediais secundários é discutida mais tarde, neste capítulo.

### **Função no Plano Frontal**

A função mais óbvia dos músculos adutores é a produção do torque de adução. O torque controla a cinemática da adução do quadril tanto do fêmur em relação à pelve como da pelve em relação ao fêmur. A Figura 12-32 mostra um exemplo de músculos adutores selecionados que se contraem bilateralmente para controlar ambas as formas de movimento. À direita, diversos adutores são mostrados acelerando o fêmur em direção à bola. Acrescentando-se à força dessa ação está a rotação para trás ou a descida da crista ilíaca direita - um movimento que ocorre pela adução da pelve em relação ao fêmur no quadril esquerdo. Embora apenas o adutor magno seja mostrado no lado esquerdo, outros músculos adutores auxiliam nessa ação. Tal ação de adução do quadril esquerdo que está apoiado também requer ativação excêntrica dos *abdutores* do quadril esquerdo (como o glúteo médio), os quais servem bem para desacelerar a adução da pelve em relação ao fêmur na adução do quadril.

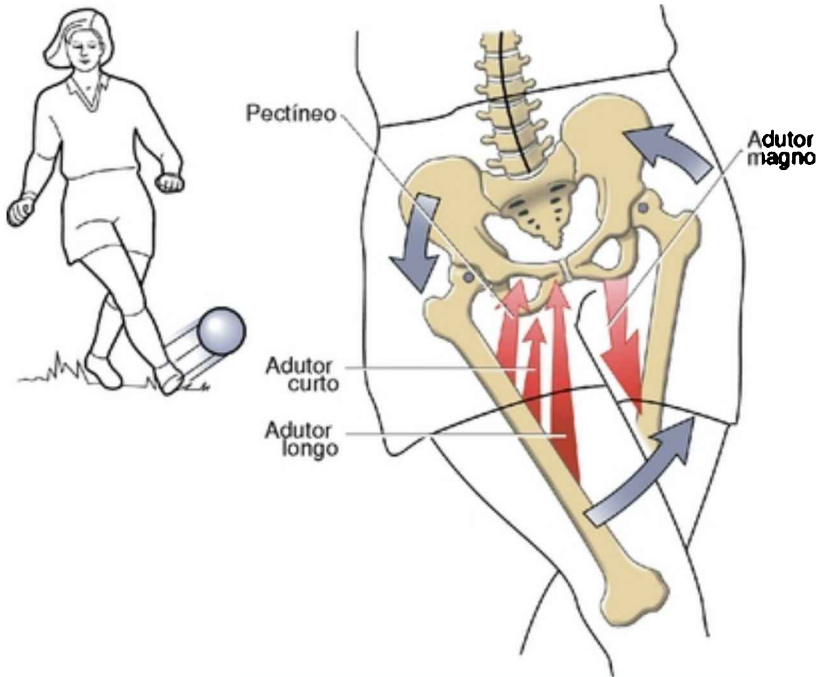


FIGURA 12-32 Ação de cooperação bilateral de músculos adutores selecionados enquanto uma bola de futebol é chutada. O adutor magno esquerdo é mostrado ativamente produzindo *adução da pelve em relação ao fêmur*. Diversos músculos adutores direitos são mostrados produzindo ativamente um *torque de adução do fêmur em relação à pelve*, necessário para acelerar a bola.

### Função no Plano Sagital

Independentemente da posição do quadril, as fibras posteriores do adutor magno são poderosas extensoras do quadril, de modo semelhante aos músculos isquiotibiais. É interessante, entretanto, que dentro do arco de 40 a 70 graus de flexão do quadril, a linha de força da maior parte dos outros músculos adutores corre *diretamente através ou*

*próximo* do eixo medialateral de rotação do quadril. Nesse ponto, os músculos adutores perdem seu potencial para produzir qualquer torque no plano sagital.<sup>67</sup> Quando *fora* dos 40 a 70 graus da posição fletida, entretanto, os músculos adutores individuais reobtem alavancagem como significativos flexores *ou* extensores do quadril.<sup>36,67</sup> Considere, por exemplo, o adutor longo como um músculo adutor representativo durante uma largada (Fig. 12-33, A). A partir de uma posição de cerca de 100 graus de flexão do quadril, a linha de força do adutor longo está bem *posterior* ao eixo mediolateral da articulação. Nessa posição, o adutor longo possui um braço de momento extensor e é capaz de gerar um torque de extensão - similar à cabeça posterior do adutor magno. A partir de uma posição próxima à extensão do quadril, entretanto, a linha de força do adutor longo está bem *anterior* ao eixo mediolateral de rotação (Fig. 12-33, B). O adutor longo agora possui um braço de momento flexor e gera um torque de flexão similar ao do reto femoral, por exemplo. Os músculos adutores, portanto, proporcionam uma fonte útil de torque de flexão e extensão no quadril. Os torques bidirecionais são úteis durante movimentos cíclicos de alta potência, tais como correr, pedalar, percorrer subidas íngremes e descer e subir em um agachamento. Quando o quadril está próximo da flexão completa, os adutores estão mais preparados mecanicamente para atuar como extensores. Ao contrário, quando os quadris estão próximos da extensão completa, eles estão mais preparados mecanicamente para atuar como flexores. Essa função utilitária dos adutores pode explicar parcialmente sua relativa alta suscetibilidade para lesão por estiramento durante a corrida e o salto, especialmente em presença de mudanças rápidas de

direção.

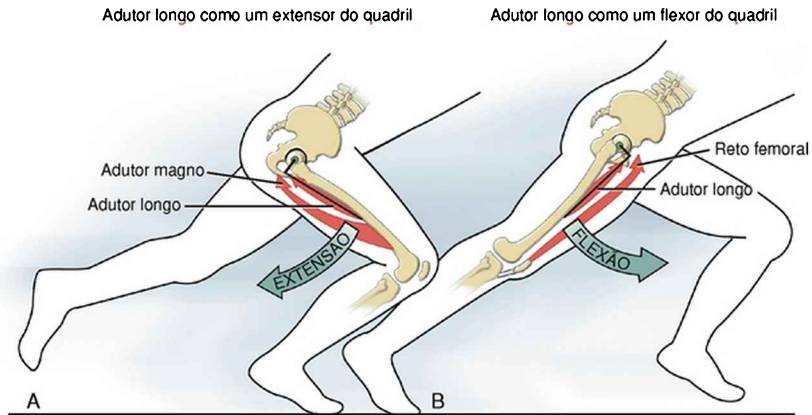


FIGURA 12-33 Ação dupla no plano sagital do músculo adutor longo é demonstrada durante a largada. **A**, Com o quadril fletido, o adutor longo está em uma posição para estender o quadril, juntamente com o adutor magno. **B**, Com o quadril estendido, o adutor longo está em uma posição para fletir o quadril, juntamente como reto femoral. Essas ações contrastantes baseiam-se na mudança de linha de força do adutor longo em relação ao eixo de rotação mediolateral no quadril.

## MÚSCULOS ROTADORES MEDIAIS DO QUADRIL

### Função Geral

Um músculo rotador medial primário “ideal” do quadril deveria estar teoricamente orientado no plano horizontal durante a posição ortostática, a alguma distância linear do eixo de rotação vertical ou longitudinal do quadril. A partir da posição anatômica, entretanto, *não* há rotadores mediais primários em virtude de nenhum músculo estar orientado, nem mesmo próximo, ao plano horizontal. Existem,



entretanto, diversos rotadores mediais secundários incluindo as fibras anteriores do glúteo mínimo e do glúteo médio, o tensor da fáscia lata, o adutor longo, o adutor curto e o pectíneo. A linha horizontal de força de muitos desses músculos é mostrada na Figura 12-34.<sup>36,91,104</sup> A anatomia de cada um dos rotadores mediais é descrita em outras seções (Figs. 12-26 e 12-41).

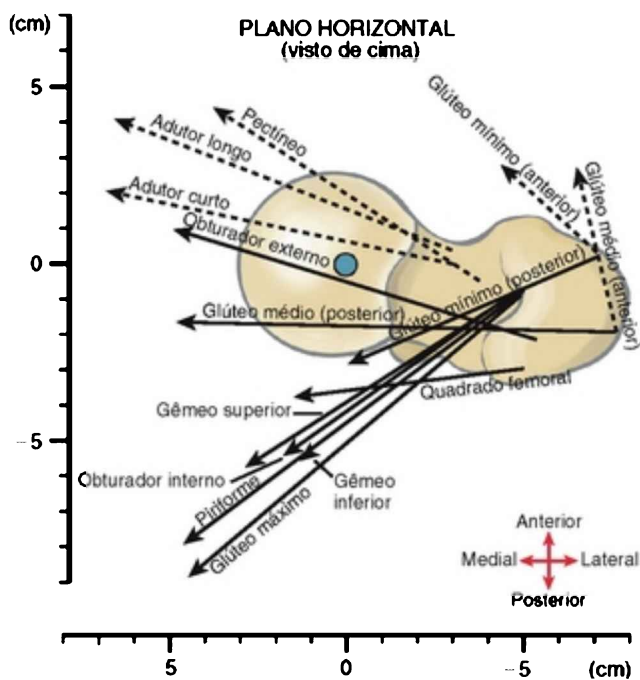


FIGURA 12-34 Uma vista superior mostra a linha de força do plano horizontal de diversos músculos que cruzam a articulação do quadril. O eixo longitudinal de rotação está em uma direção superoinferior através da cabeça femoral. Para clareza, os músculos tensor da fáscia lata e sartório não são mostrados. Os rotadores laterais estão indicados por linhas sólidas e os rotadores mediais por linhas tracejadas. (A escala real da imagem está indicada nos eixos vertical e horizontal do gráfico.)

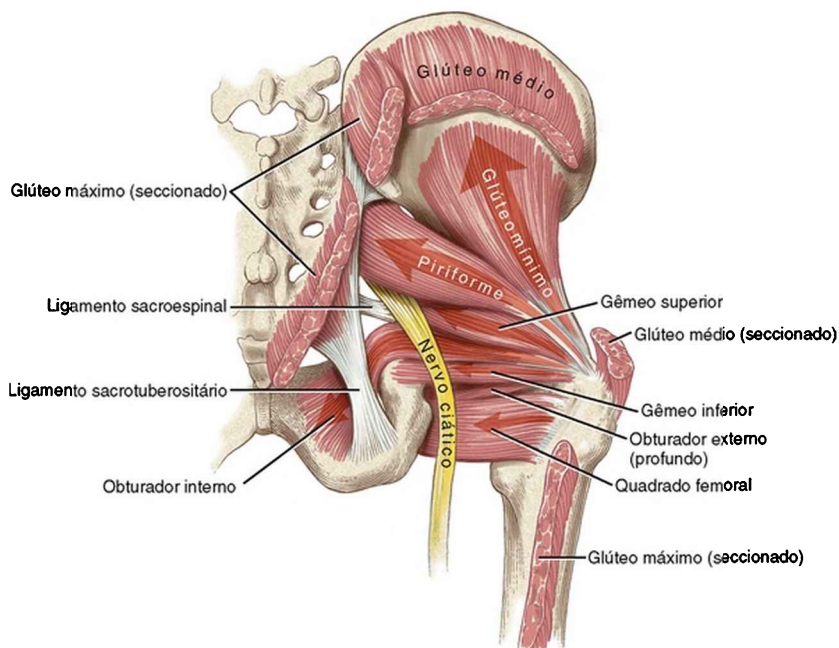


FIGURA 12-41 Músculos profundos das regiões posterior e lateral do quadril. O glúteo médio e o glúteo máximo estão seccionados para expor os músculos mais profundos.

Quando o quadril se aproxima dos 90 graus de flexão, o torque potencial de rotação medial dos músculos rotadores mediais aumenta dramaticamente.<sup>33,36,104</sup> Isso se torna claro com o auxílio de um modelo esquelético e de um pedaço de barbante para representar a linha de força dos músculos, tal como as fibras anteriores do glúteo mínimo ou do glúteo médio. A flexão do quadril próxima dos 90 graus reorienta a linha de força desses músculos de uma posição quase paralela a uma posição quase *perpendicular* ao eixo longitudinal de rotação no quadril. Isso acontece por que o eixo longitudinal de rotação permanece paralelo à diáfise do fêmur reposicionado. Delp

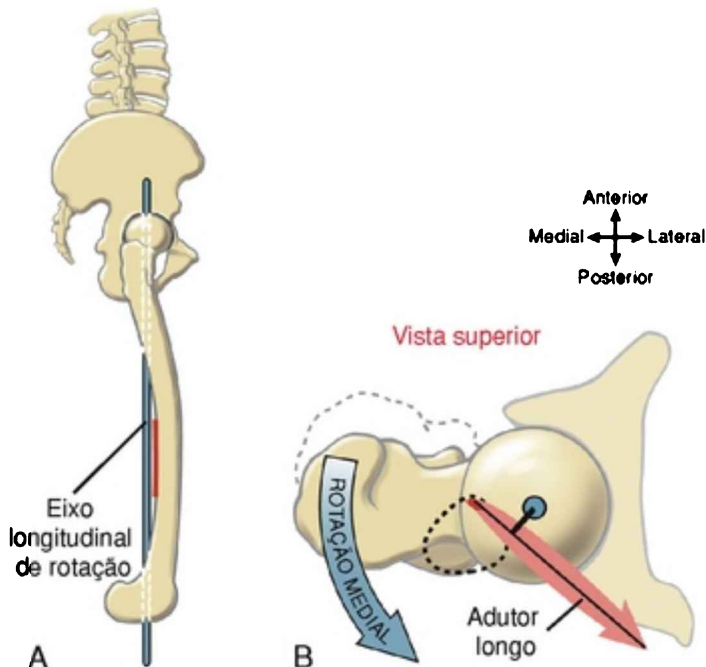
e colaboradores relataram que o braço de momento de rotação medial da parte anterior do glúteo médio, por exemplo, aumenta em oito vezes entre zero e 90 graus de flexão.<sup>33</sup> Mesmo alguns músculos rotadores *laterais* (tais como o piriforme, as fibras anteriores do glúteo máximo e as fibras posteriores do glúteo mínimo) *trocam* de ações e tornam-se rotadores mediais a partir de cerca de 90 graus de flexão.<sup>33</sup> Essas mudanças na ação muscular ajudam a explicar por que o torque de esforço máximo de rotação medial nas pessoas saudáveis tem sido demonstrado como cerca de 50% maior com o quadril fletido do que com ele estendido.<sup>99</sup>

O fenômeno cinesiológico anteriormente descrito também ajuda a explicar o padrão de marcha com excessiva rotação medial e flexão (em “tesoura”) observado com frequência em pessoas com paralisia cerebral.<sup>62,166</sup> Em virtude do deficiente controle ativo da extensão do quadril (especialmente combinado com a contração de seus músculos flexores), a postura fletida do quadril exagera o torque de rotação medial potencial de muitos músculos do quadril.<sup>6,7,33</sup> Esse padrão de marcha pode ser mais bem controlado através do estímulo à ativação do glúteo máximo, um potente extensor e rotador lateral.<sup>6</sup>

### **Biomecânica dos Músculos Adutores como Rotadores Mediais do Quadril**

Em geral, a maior parte dos músculos adutores é capaz de produzir um modesto torque de rotação medial no quadril quando o corpo está na posição anatômica ou próximo dessa posição.<sup>36,91,104</sup> Essa ação, entretanto, pode ser difícil de conciliar considerando-se que a maior parte dos

adutores se insere no lado *posterior* do fêmur ao longo da linha áspera. Com a anatomia normal do quadril, um encurtamento desses músculos poderia parecer rodar o fêmur *lateralmente* em vez de medialmente. O que precisa ser considerado, entretanto, é o efeito que o encurvamento natural anterior da diáfise femoral tem sobre a linha de força dos músculos. O encurvamento coloca a maior parte da linha áspera *anteriormente* ao eixo longitudinal de rotação do quadril (Fig. 12-35, A). Conforme mostrado na Figura 12-35, B, o componente de força horizontal de um músculo adutor, tal como o adutor longo, repousa *anteriormente* ao eixo de rotação. A força a partir desse músculo age, portanto, como um braço de momento para produzir rotação medial.



---

FIGURA 12-35 Os músculos adutores como rotadores secundários do quadril. **A**, Em virtude da flexão anterior da diáfise femoral, um grande segmento da linha áspera (*pequena linha vermelha*) corre *anteriormente* ao eixo longitudinal de rotação (*linha sólida azul*). **B**, Uma vista superior do quadril direito mostra a linha horizontal de força do adutor longo. O músculo produz um torque de rotação medial ao produzir uma força que passa anteriormente ao eixo de rotação (*pequeno círculo azul na cabeça femoral*). O braço de momento utilizado pelo adutor longo está indicado por uma linha cinza espessa. O conjunto oval de linhas pretas tracejadas representa o delineamento da porção média da diáfise do fêmur na região da inserção distal do adutor longo.

## MÚSCULOS EXTENSORES DO QUADRIL

### Anatomia e Ação Individual

Os extensores primários do quadril são o glúteo máximo, os isquiotibiais (*i. e.*, a cabeça longa do bíceps femoral, o semitendíneo e o semimembranáceo) e a cabeça posterior do adutor magno (Fig. 12-37).<sup>36</sup> As fibras posteriores do glúteo médio e as fibras anteriores do adutor magno são extensores secundários. Com o quadril flexionado a, no mínimo, 70 graus de flexão ou mais, a maior parte dos músculos adutores (com a possível exceção do pectíneo) é capaz de auxiliar na extensão do quadril.

O *glúteo máximo* possui numerosas inserções proximais a partir do lado posterior do ílio, do sacro, do cóccix, dos ligamentos sacrotuberositários e sacroilíaco posterior e da fáscia adjacente. O músculo se insere à banda iliotibial da fáscia lata (juntamente com o tensor da fáscia lata) e à tuberosidade glútea no fêmur. O glúteo máximo é um extensor primário e rotador lateral do quadril.

Os *músculos isquiotibiais* possuem sua inserção proximal no lado posterior da tuberosidade isquiática e se inserem distalmente à tíbia e à fíbula. Com base nessas inserções, os isquiotibiais estendem o quadril e flexionam o joelho. A anatomia e a função da cabeça posterior do *adutor magno* estão descritas na seção sobre os adutores do quadril.

A Figura 12-25 mostra a linha de força dos extensores primários do quadril. Na posição estendida, a cabeça posterior do adutor magno possui seu maior braço de momento para a extensão. O adutor magno e o glúteo máximo possuem as maiores áreas de corte transversal entre todos os extensores.<sup>176</sup>

#### ENFOQUE ESPECIAL 12-4 Função dos Músculos Rotadores Mediais durante a Marcha

A partir de uma perspectiva da pelve em relação ao fêmur, os rotadores mediais realizam uma função sutil, porém útil, durante a marcha. Durante a fase de apoio da marcha, os rotadores mediais rodam a pelve no plano horizontal sobre um fêmur relativamente fixado.<sup>73</sup> Essa cinemática da pelve em relação ao fêmur está ilustrada acerca dos primeiros 30% do ciclo da marcha na Figura 12-36. A rotação pélvica ao redor do quadril direito é mostrada através da rotação anterior da crista ilíaca *esquerda* (vista a partir de cima). Os músculos rotadores mediais direitos, portanto, podem proporcionar algum direcionamento do membro contralateral que está oscilando (esquerdo), o que é especialmente útil durante a marcha rápida. Conforme descrito anteriormente neste capítulo, o tensor da fáscia lata, o glúteo mínimo e o glúteo médio também funcionam como adutores do quadril durante essa

parte do ciclo da marcha. A ativação desses músculos é necessária para estabilizar a pelve no plano frontal durante essa parte do ciclo da marcha.

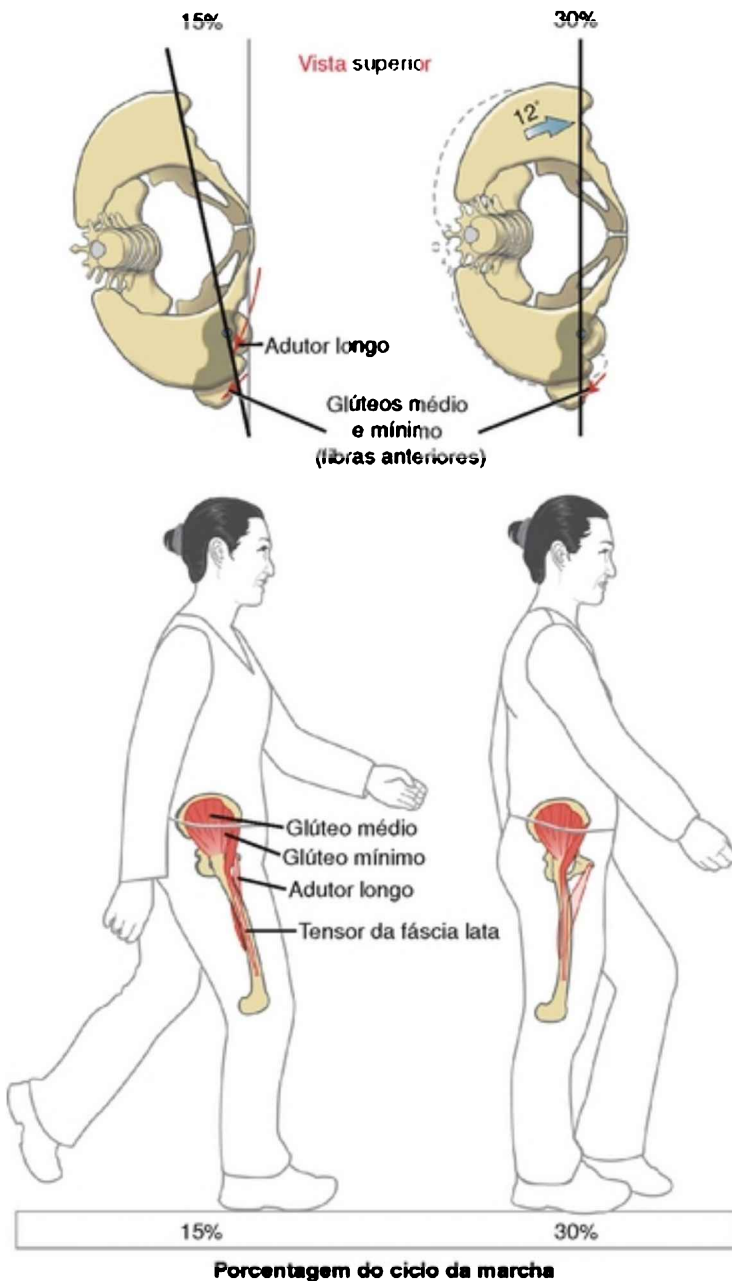


FIGURA 12-36 O padrão de ativação de diversos músculos



rotadores mediais do quadril direito é mostrado durante os primeiros 30% do ciclo da marcha. (A tonalidade vermelha mais intensa indica a maior ativação muscular.) Especificamente, o tensor da fáscia lata, as fibras anteriores do glúteo mínimo o glúteo médio e o adutor longo são mostrados rodando a pelve no plano horizontal em relação a um fêmur direito relativamente fixado. (Compare as vistas inferior e superior.)

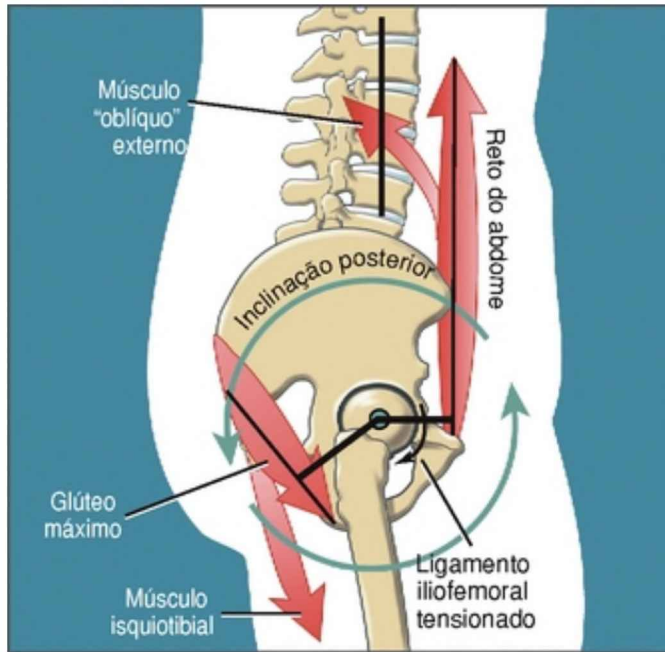
## **Função Geral**

### **Extensão do Quadril da Pelve em Relação ao Fêmur**

As seguintes seções descrevem duas situações diferentes, nas quais os músculos extensores do quadril controlam a extensão da pelve em relação ao fêmur.

#### **Extensores do Quadril Realizando uma Inclinação Pélvica Posterior.**

Com o tronco supralombar mantido relativamente estacionário, os músculos extensores do quadril e abdominais atuam como uma ação sinérgica de forças para inclinar posteriormente a pelve (Fig. 12-38). A inclinação posterior estende levemente as articulações do quadril e reduz a lordose lombar.



**FIGURA 12-38** Conjunto de forças entre os extensores do quadril representados (glúteo máximo e isquiotibiais) e os músculos abdominais (reto do abdome e oblíquo externo do abdome) utilizados para inclinar posteriormente a pelve. Os braços de momentos para cada grupo muscular estão indicados por uma linha forte na cor preta. Observe a diminuição da lordose ao nível da coluna lombar. A extensão do quadril alonga o ligamento iliofemoral.

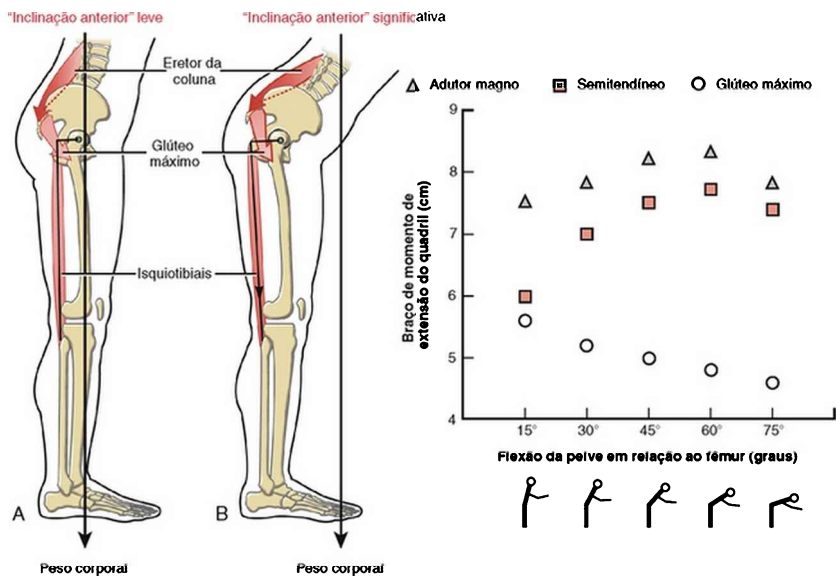
A mecânica muscular envolvida com a inclinação posterior da pelve é geralmente similar àquela descrita para a inclinação anterior da pelve (compare as Figs. 12-27 e 12-38). Em ambas as ações de inclinação existe uma ação sinérgica de forças entre os músculos do quadril e do tronco. Conseqüentemente a pelve roda através de um arco relativamente curto, utilizando as cabeças femorais como um ponto de pivoteamento. Durante a posição ortostática,

uma combinação da tensão nos ligamentos capsulares e dos músculos flexores do quadril normalmente determina a amplitude final do movimento pélvico posterior. É interessante que, ao contrário da amplitude final de uma inclinação pélvica anterior, a coluna lombar não restringe normalmente a amplitude final da inclinação pélvica posterior.

### **Extensores do Quadril Controlando uma Inclinação Anterior do Corpo.**

A inclinação para frente durante a posição ortostática é uma atividade muito comum. Considere, por exemplo, a inclinação para frente utilizada para escovar os dentes sobre uma pia de banheiro. O suporte muscular no quadril para essa postura quase estática é uma responsabilidade principal dos músculos isquiotibiais. Considere duas fases de uma inclinação para frente mostrada na Figura 12-39. Durante uma leve inclinação para frente (Fig. 12-39, A) o peso do corpo é deslocado imediatamente para diante do eixo de rotação mediolateral dos quadris. Essa postura levemente fletida é restringida por uma ativação mínima dos músculos glúteos máximos e isquiotibiais. Uma inclinação mais significativa para frente, entretanto, desloca o peso corporal para além dos quadris (Fig. 12-39, B). A sustentação dessa postura marcadamente fletida requer maior ativação muscular dos músculos isquiotibiais. O glúteo máximo, entretanto, permanece relativamente inativo nessa posição - um ponto verificável pela palpação e inferido através de dados eletromiográficos.<sup>45</sup> A aparente maior responsabilidade dos isquiotibiais (em contraste com o glúteo máximo) pode ser explicada biomecânica e fisiologicamente. A inclinação para frente *umenta* o braço

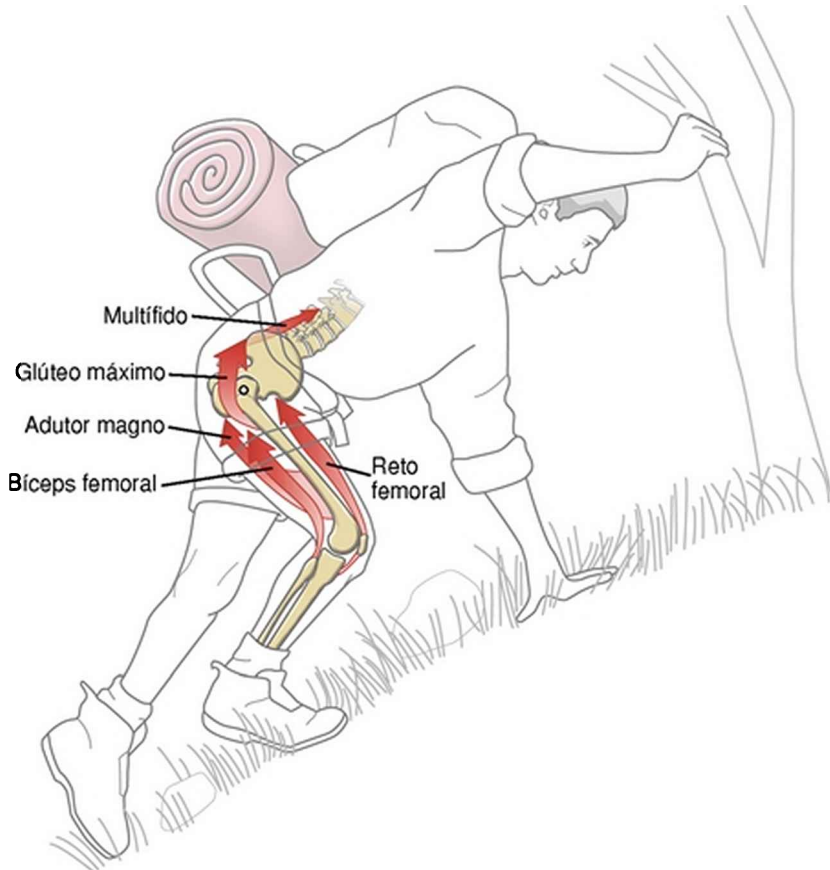
de momento de extensão do quadril dos músculos isquiotibiais enquanto *diminui* o braço de momento do glúteo máximo.<sup>145</sup> (Compare com os pontos de 15 e 30 graus no gráfico da Fig. 12-39.) A inclinação para frente, portanto, otimiza mecanicamente o torque potencial de extensão dos isquiotibiais.<sup>67</sup> Uma inclinação para frente significativa também alonga os músculos isquiotibiais tanto através das articulações do quadril como do joelho. O aumento resultante de tensão passiva nesses músculos biarticulares alongados ajuda a sustentar a posição parcialmente fletida dos quadris. Por essas razões, os isquiotibiais parecem equipados de maneira ímpar para sustentar o quadril durante uma inclinação para frente. Aparentemente, o sistema nervoso mantém o glúteo máximo parcialmente em reserva para atividades de extensão mais potentes do quadril, como, por exemplo, para subir rapidamente um lance de degraus.



**FIGURA 12-39** Os músculos extensores do quadril são mostrados controlando uma inclinação anterior da pelve em relação às coxas. **A**, Uma leve inclinação anterior da parte superior do corpo desloca a linha de força do peso corporal ligeiramente anterior ao eixo de rotação mediolateral do quadril. **B**, Uma inclinação mais significativa desloca a linha de força do peso corporal mais anteriormente. A maior flexão dos quadris roda as tuberosidades isquiáticas posteriormente, aumentando, portanto, o braço de momento dos isquiotibiais para extensão do quadril. A linha reta (com a ponta da seta no interior dos músculos isquiotibiais alongados) indica o aumento da tensão passiva. Tanto em **A** como em **B**, as demandas relativas impostas sobre os músculos são mostradas por tons diferentes de vermelho. À direita observa-se um gráfico que mostra a extensão dos braços de momentos extensores do quadril selecionados como uma função da inclinação anterior.<sup>145</sup>

## Extensão do Quadril do Fêmur em Relação à Pelve

Atuando como um grupo, os músculos extensores do quadril frequentemente precisam produzir um forte e poderoso torque de extensão com o fêmur se movendo em relação à pelve, a fim de acelerar o corpo para frente e para cima. Considere, por exemplo, as demandas impostas sobre os extensores do quadril direito enquanto se escala uma montanha (Fig. 12-40). A posição fletida do quadril direito enquanto o alpinista carrega um pacote pesado impõe um grande torque externo (de flexão) sobre o quadril. A posição fletida, entretanto, favorece a geração de maior torque de extensão a partir dos músculos extensores do quadril. Acima de tudo, com o quadril bastante fletido, muitos dos músculos adutores podem produzir um torque de extensão, auxiliando, assim, os extensores primários do quadril. A ativação dos músculos extensores da coluna lombar ajuda a sustentar o tronco flexionado, assim como a estabilizar a pelve através dos músculos extensores do quadril fortemente ativados.



**FIGURA 12-40** Demandas relativamente altas são impostas sobre os músculos extensores do quadril quando se sobe uma elevação sustentando uma carga externa. É necessária também a ativação dos músculos extensores da coluna lombar (tal como, por exemplo, o multifídeo inferior) para estabilizar a posição da pelve.

## **MÚSCULOS ABDUTORES DO QUADRIL**

### **Anatomia e Ação Individual**

Os principais músculos abdutores do quadril são o glúteo

médio, o glúteo mínimo e o tensor da fáscia lata.<sup>23</sup> O piriforme e o sartório são considerados abdutores secundários do quadril.

O *glúteo médio* se insere na superfície externa do ílio, acima da linha glútea anterior. O músculo se insere distalmente no aspecto lateral do trocânter maior (Fig. 12-37). A inserção distal proporciona ao glúteo médio o maior braço de momento abductor dentre todos os músculos abdutores (Fig. 12-29). O glúteo médio é também o maior dos músculos abdutores do quadril, ocupando cerca de 60% da área de corte transversal total dos abdutores.<sup>23</sup> Considera-se que o extenso glúteo médio, em formato de hélice, possui três grupos funcionais de fibras: anteriores, médias e posteriores.<sup>23,159</sup> Todas as fibras contribuem para a abdução do quadril; entretanto, a partir da posição anatômica, as fibras anteriores também produzem rotação medial, e as fibras posteriores também produzem extensão e rotação lateral. Essas ações podem se modificar consideravelmente quando a ativação muscular é iniciada em uma posição diferente da anatômica.<sup>8</sup>

O *glúteo mínimo* repousa profunda e ligeiramente anterior ao glúteo médio. Esse músculo se insere proximalmente no ílio - entre as linhas glúteas anterior e inferior - e distalmente no aspecto anterolateral do trocânter maior (Fig. 12-41). O músculo também se insere na cápsula superior da articulação.<sup>169</sup> Essas inserções podem retrair esta parte da cápsula afastando-a da articulação durante o movimento - um mecanismo que pode prevenir o impacto capsular.

Todas as fibras do glúteo mínimo contribuem para a abdução; as fibras mais anteriores também contribuem



para a rotação medial e a flexão.<sup>23,85</sup> O glúteo mínimo é menor do que o glúteo médio e ocupa cerca de 20% do total da área de corte transversal dos abdutores.<sup>23</sup>

O *tensor da fáscia lata* é o menor dentre os três abdutores primários do quadril, ocupando cerca de 11% da área de corte transversal total dos abdutores.<sup>23</sup> A anatomia do tensor da fáscia lata é discutida em outro momento neste texto.

É interessante observar que todos os músculos abdutores do quadril possuem uma ação seja como rotadores mediais ou laterais do quadril. A produção de um torque de abdução *puro* no plano frontal, portanto, requer que os abdutores neutralizem completamente entre si o potencial torque no plano horizontal.

### **Mecanismo Abdutor do Quadril: Controle da Estabilidade da Pelve no Plano Frontal durante a Marcha**

O torque de abdução produzido pelos músculos abdutores do quadril é essencial para controlar a cinemática da pelve em relação ao fêmur no plano frontal durante a marcha. Durante a maior parte da fase de apoio, os abdutores do quadril estabilizam a pelve em relação a um fêmur relativamente fixado (Fig. 12-36).<sup>71,72</sup> Durante a fase de apoio, portanto, os músculos abdutores do quadril possuem um papel no controle da pelve no plano frontal e, conforme discutido anteriormente, no plano horizontal.

O torque de abdução produzido pelos músculos abdutores do quadril é particularmente importante durante a fase de apoio unilateral da marcha. Durante essa fase, a perna oposta está fora do solo em um balanceio para

frente. Sem adequado torque de abdução no membro de apoio, a pelve e o tronco podem descer de forma descontrolada em direção ao lado do membro que está oscilando. A ativação muscular dos abdutores do quadril pode ser facilmente apreciada palpando-se o glúteo médio logo acima do trocânter maior. O músculo do lado direito, por exemplo, torna-se tenso quando o membro inferior esquerdo deixa o solo.

A função estabilizadora no plano frontal dos músculos abdutores do quadril consiste em um componente muito importante da marcha. Além disso, a força produzida pelos abdutores durante a fase de apoio contribui para grande parte das forças compressivas geradas entre o acetábulo e a cabeça femoral.

### **Mecanismo Abdutor do Quadril: Papel na Produção de Forças Compressivas na Altura do Quadril**

A Figura 12-42 mostra os principais fatores envolvidos na manutenção da estabilidade no plano frontal do quadril direito durante a fase de apoio unilateral, similar à requerida durante a fase de apoio médio da marcha. As forças criadas por abdutores ativos do quadril e o peso corporal produzem torques em oposição que controlam a posição e a estabilidade da pelve (no plano frontal) em relação à cabeça femoral. Durante a fase de apoio unilateral, a pelve é comparada a uma gangorra, cujo fulcro é representado pela cabeça femoral. Quando a gangorra é balançada, o torque em sentido anti-horário (interno) produzido pela força do abductor do quadril direito (FAQ) iguala-se ao torque em sentido horário (externo) produzido pelo peso corporal (PC). O equilíbrio dos torques opostos é denominado *equilíbrio rotatório*

estático.

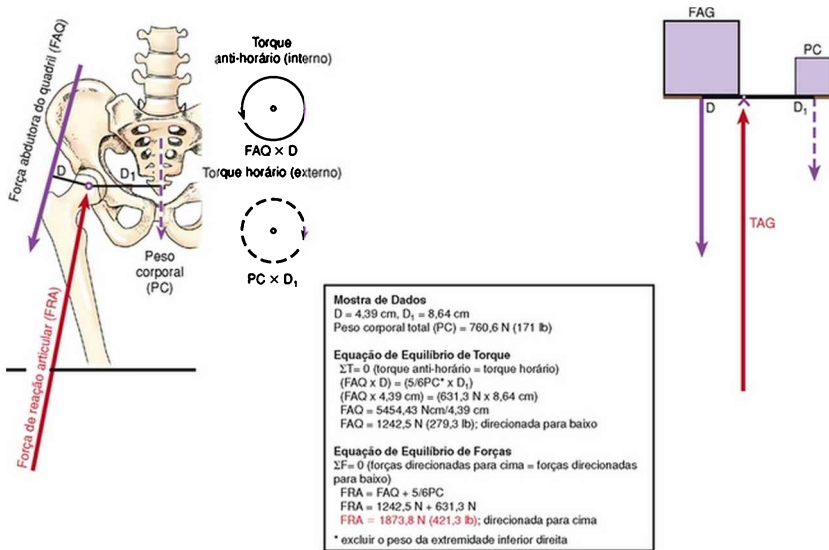


FIGURA 12-42 Um diagrama no plano frontal mostra a função dos músculos abdutores do quadril direito durante o apoio unilateral sobre ele. A ilustração da esquerda presume que a pelve e o tronco estão em equilíbrio estático (linear e rotatório) ao redor do quadril direito. O *torque anti-horário* (círculo sólido) é o produto da força abdutora do quadril direito (FAQ) vezes o braço de momento interno (D); o *torque em sentido horário* (tracejado) é o produto do peso corporal (PC) vezes o braço de momento externo (D<sub>1</sub>). Em virtude de o sistema ser presumido como em equilíbrio, os torques no plano frontal são iguais em magnitude e em direções opostas:  $FAQ \times D = PC \times D_1$ . O modelo de gangorra (*direita*) simplifica os principais eventos cinéticos durante o apoio unipodal. Uma força de reação articular (FRA) é dirigida através do fulcro da gangorra (articulação do quadril). Os dados exemplificados no quadro são utilizados nas equações de equilíbrio de força e torque. Essas equações permitem uma estimativa da magnitude

aproximada da força do abductor do quadril e da força de reação articular necessária durante o suporte unipodal. (Para simplificar a matemática, os cálculos presumem que todas as forças atuam em uma direção vertical. Esse pressuposto introduz um erro modesto nos resultados. Novamente, para simplificar, todas as direções dos braços de momentos receberam valores positivos.)

*(De Neumann DA: Biomechanical analysis of selected principles of hip joint protection, Arthritis Care Res 2:146, 1989. Reimpresso com permissão de Arthritis Care and Research, American College of Rheumatology.)*

Durante o apoio unilateral, os músculos abdutores do quadril - em particular o glúteo médio - produzem a maior parte das forças de compressão através do quadril.<sup>31</sup> Esse ponto importante é demonstrado pelo modelo na Figura 12-42.<sup>121,123</sup> Observe que o braço de momento interno (D) utilizado pelos músculos abdutores do quadril possui cerca de metade do tamanho do braço de momento externo (D<sub>1</sub>) utilizado pelo peso corporal.<sup>127</sup> Dada essa disparidade, os músculos abdutores do quadril devem produzir uma força que é *duas vezes* a do peso corporal de forma a alcançar estabilidade durante a fase de apoio unilateral. A cada passo, portanto, o acetábulo é puxado de encontro à cabeça femoral através das forças combinadas produzidas pelos músculos abdutores do quadril e pela tração do peso corporal. Para alcançar o equilíbrio linear estático, esta força para baixo é contrabalançada por uma força de reação articular (FRA) de igual magnitude, porém orientada em uma direção quase oposta (Fig. 12-42). A força de reação articular é dirigida de 10 a 15 graus em relação à vertical - um ângulo que é fortemente influenciado pela orientação do vetor de força do músculo

abductor do quadril.<sup>72</sup>

Os dados proporcionados na Figura 12-42 mostram como estimar a magnitude aproximada da força de abdução do quadril e da força de reação articular. (Para simplificar, presume-se que todas as forças atuam verticalmente, conforme se vê no modelo da gangorra.) Conforme pode ser visto nos cálculos, ocorre uma força de reação articular (FRA) dirigida em um sentido para cima de 1873,8 N (421,3 lb) quando uma pessoa com peso de 760,6 N (171 lb) está na fase de apoio unilateral sobre o membro inferior direito. Essa força de reação é de cerca de 2,5 vezes o peso corporal, *66% da qual é proveniente dos músculos abdutores do quadril*. Durante a marcha, a força de reação articular é até maior em virtude da aceleração da pelve em relação à cabeça femoral. Dados baseados em um modelo de computador ou através de medidas diretas a partir de sensores implantados em uma prótese de quadril, mostram que as forças de compressão articulares alcançam três vezes o peso corporal durante a marcha.<sup>71,161</sup> Essas forças podem aumentar no mínimo 5 ou 6 vezes o peso corporal durante a corrida ou ao subir e descer escadas ou rampas.<sup>12,153</sup> Mesmo atividades funcionais diárias comuns podem gerar forças surpreendentemente grandes sobre a articulação do quadril.<sup>64</sup> Em geral, essas forças desempenham funções fisiológicas importantes, tais como a estabilização da cabeça femoral no interior do acetábulo, auxiliando na nutrição da cartilagem articular, e proporcionando estímulo para o desenvolvimento e formato normal das estruturas articulares na criança em crescimento. A cartilagem articular e o osso trabecular normalmente protegem a articulação ao dispersar, de forma segura, forças consideráveis. Um quadril com artrite,

entretanto, pode não ser mais capaz de proporcionar essa proteção.

### **O Torque de Abdução Máximo Varia de Acordo com o Ângulo Articular do Quadril**

A relação ímpar entre o torque interno de um grupo muscular e o ângulo articular proporciona *insight* sobre as demandas funcionais naturalmente impostas sobre os músculos. A forma do gráfico exibido na Figura 12-43, por exemplo, mostra claramente que os músculos abdutores produzem seu pico de torque (maior força) quando alongados.<sup>127</sup> O torque máximo é produzido quando o quadril está ligeiramente aduzido ou em uma posição neutra (0 grau). Esse ângulo do quadril no plano frontal ocorre naturalmente quando o corpo está na fase de apoio unilateral da marcha ou próximo dela: precisamente quando esses músculos são necessários para proporcionar ao quadril estabilidade no plano frontal. Em essência, os músculos abdutores possuem seu maior torque reservado aos comprimentos musculares que correspondem às suas maiores demandas funcionais.

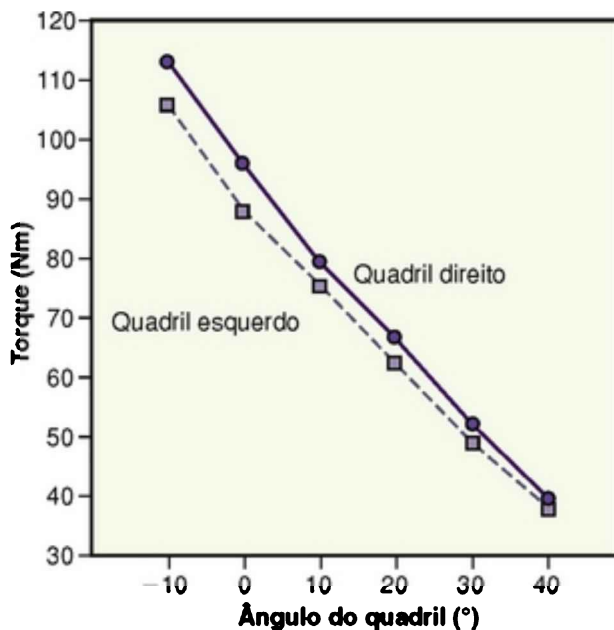


FIGURA 12-43 Esse gráfico mostra o efeito da amplitude de movimento do quadril no plano frontal com um torque de abdução isométrico do quadril de esforço máximo, em 30 pessoas saudáveis.<sup>127</sup> O ângulo de  $-10$  graus do quadril representa a posição aduzida na qual os músculos estão mais alongados. Os dados são mostrados tanto para o lado direito como para o esquerdo.

A posição aduzida do quadril também aumenta a tensão passiva sobre a banda iliotibial naturalmente rígida. Essa tensão passiva, embora relativamente pequena, pode, entretanto, aumentar o torque de abdução necessário durante a fase de apoio unilateral da marcha.<sup>128</sup>

### ENFOQUE ESPECIAL 12-5 Síndrome de Dor no Trocânter Maior

A ativação excessiva ou repetitiva dos glúteos médio e

mínimo pode produzir dor pontual adjacente ao trocânter maior – a inserção primária distal desses músculos. Esta resposta dolorosa sugere lesão ou inflamação no mecanismo abductor do quadril. A dor associada à ativação do mecanismo abductor do quadril pode ser incapacitante considerando-se as demandas relativamente altas e frequentes impostas sobre esses músculos durante a fase de apoio unilateral do ciclo da marcha.

Tradicionalmente, acredita-se que a fonte de dor no trocânter maior seja proveniente de uma *bursa* inflamada associada à inserção distal dos glúteos médio e mínimo.<sup>144</sup> Essa “bursite trocantérica” pode ser causada por uma tensão excessiva e repetitiva sobre o mecanismo abductor do quadril, ou estresse friccional produzido pela banda iliotibial sobrejacente. Imagens mais recentes de ressonância magnética e outras observações clínicas sugerem que rupturas ou modificações degenerativas nos tendões distais dos glúteos médio e mínimo – no local de sua inserção distal – podem também causar dor na região do trocânter maior e fraqueza associada dos músculos abdutores do quadril.<sup>180</sup>

Em virtude da dor próxima ao trocânter maior poder envolver tanto a bursa quanto os tendões dos músculos abdutores, alguns clínicos têm sugerido o termo mais geral de *síndrome de dor no trocânter maior* para descrever essa condição. Avanços contínuos nas imagens musculoesqueléticas podem melhorar a capacidade de se obter um diagnóstico mais específico. Isso é útil em virtude do fato de a dor contínua no trocânter maior poder ser referida como dor que se origina de um quadril com osteoartrite ou de patologia que envolve a região lombar.



## ENFOQUE ESPECIAL 12-6 Fraqueza dos Músculos Abdutores do Quadril

Diversas condições médicas estão associadas à fraqueza dos músculos abdutores do quadril. Essas condições incluem distrofia muscular, síndrome de Guillain-Barré, lesão da medula espinal, síndrome de dor no trocânter maior, osteoartrite do quadril ou artrite reumatoide, poliomielite e fraqueza ou dor no quadril de origem não definida. Os abdutores podem também apresentar fraqueza após cirurgia do quadril, especialmente quando os músculos foram incisados para expor a articulação. Pessoas com um quadril doloroso ou instável com frequência apresentam fraqueza por “desuso” e atrofia dos músculos abdutores do quadril – uma consequência de evitarem intencionalmente sua forte ativação muscular como uma forma de minimizar a associada força de compressão através da articulação.

O indicador clássico de fraqueza do abdutor do quadril é o sinal de *Trendelenburg positivo*.<sup>54</sup> Solicita-se ao paciente que fique de pé em apoio unilateral sobre o quadril enfraquecido. Um sinal positivo ocorre se a pelve cai em direção ao quadril que não está sustentando o peso; em outras palavras, o quadril fraco “cai” em adução da pelve em relação ao fêmur (Fig. 12-22, B). O clínico precisa ser cauteloso ao interpretar e documentar os resultados desse teste. O paciente com abdutor do quadril fraco à direita, por exemplo, pode, na verdade, descer a pelve para a esquerda quando solicitado a permanecer de pé com apoio unilateral sobre o membro inferior direito. Entretanto, a fraqueza pode estar mascarada por uma inclinação compensatória do *tronco* para a direita, principalmente se a fraqueza for marcante. A inclinação do tronco *para o lado da fraqueza* reduz a demanda de torque

externo sobre os músculos abdutores ao reduzir o comprimento do braço de momento externo (Fig. 12-42, D1). Ao ser observada enquanto a pessoa está caminhando, essa inclinação compensatória para o lado da fraqueza é referida como “claudicação do glúteo médio” ou “marcha de Trendelenburg compensada”. Utilizar uma bengala na mão oposta aos abdutores do quadril enfraquecidos, em geral corrige esse padrão anormal de marcha.

Ao contrário, o torque potencial de abdução do quadril é *mínimo* no comprimento muscular de quase total encurtamento, que corresponde a 40 graus de abdução (Fig. 12-43). Ironicamente, o quadril quase totalmente abduzido está na posição tradicionalmente sugerida para o teste manual da força dos abdutores do quadril.<sup>80</sup>

## **MÚSCULOS ROTADORES LATERAIS DO QUADRIL**

Os principais músculos rotadores laterais do quadril são o glúteo máximo e cinco dos seis “pequenos rotadores laterais”. Na posição anatômica, os músculos considerados como rotadores laterais secundários são as fibras posteriores dos glúteos médio e mínimo, o obturador externo, o sartório e a cabeça longa do bíceps femoral. O obturador externo é considerado um rotador secundário em virtude de, na posição anatômica, sua linha de força repousar apenas alguns milímetros posteriormente ao eixo longitudinal de rotação (Fig. 12-34).

As inserções do glúteo máximo e do sartório foram previamente descritas, respectivamente, nos tópicos extensores do quadril e flexores do quadril.

### **Anatomia Funcional dos “Pequenos Rotadores**

## Laterais”

Os seis “pequenos rotadores laterais” do quadril são o piriforme, o obturador interno, o gêmeo superior, o gêmeo inferior, o quadrado femoral e o obturador externo (Figs. 12-14, 12-37 e 12-41). A linha de força desses músculos está orientada principalmente no plano horizontal. Esta orientação é ideal para a produção do torque de rotação lateral, uma vez que a maior parte do componente de força de cada músculo possui uma interseção perpendicular com o eixo vertical de rotação. De uma forma similar ao infraespinoso e ao redondo menor no ombro, os pequenos rotadores laterais também proporcionam estabilidade ao aspecto posterior da articulação.

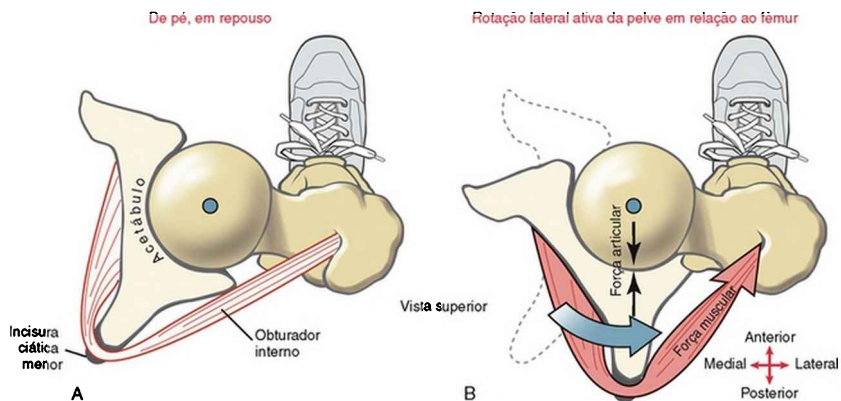
O *piriforme* se insere proximalmente na superfície anterior do sacro, juntamente com os forames sacrais ventrais (Fig. 12-26). Ao sair da pelve, posteriormente, através do forame ciático maior, o piriforme se insere no aspecto superior do trocânter maior (Fig. 12-41).

Além da ação de rotação lateral, o piriforme é um abductor secundário do quadril. Ambas as ações estão aparentes na linha de força do músculo em relação ao eixo de rotação no quadril (Figs. 12-29 e 12-34).

O nervo ciático em geral sai da pelve inferior sob o piriforme. Conforme descrito anteriormente neste capítulo, o nervo ciático pode passar *através* do ventre do piriforme. Um piriforme encurtado ou “tenso” pode comprimir e irritar o nervo ciático; uma condição conhecida como “síndrome do piriforme”.

O músculo *obturador interno* emerge do lado interno da membrana obturadora e do ílio adjacente (Fig. 12-41). Partindo dessa origem, as fibras convergem para um

tendão central após deixar a pelve, através do forame ciático menor. Essa incisura, que é revestida com cartilagem hialina, funciona como uma polia ao defletir o tendão do obturador interno em cerca de 130 graus em sua abordagem à fossa trocantérica do fêmur (Fig. 12-44, A).<sup>160</sup> Com o fêmur firmemente fixado durante a ortostase, a forte contração desse músculo roda a pelve (e o tronco acima dela) em relação à cabeça femoral (Fig. 12-44, B). Além de rodar a pelve, a força produzida pelo obturador interno comprime as superfícies da articulação e proporciona, portanto, um elemento de estabilidade dinâmica para o quadril.



**FIGURA 12-44** Vista superior mostra a orientação e ação do músculo obturador interno. **A**, Quando de pé, em repouso, o músculo obturador interno faz uma deflexão de 130 graus à medida que segue através da polia formada pela incisura ciática menor. **B**, Com o fêmur fixado durante a posição ortostática, a contração desse músculo causa rotação lateral da pelve em relação ao fêmur (quadril). (A rotação lateral do quadril é aparente pela redução da distância entre o lado posterior do trocânter maior e o aspecto lateral da pelve.) Observe a força de compressão gerada na articulação como resultado da contração

muscular.

Os *gêmeos superior* e *inferior* (da raiz latina *geminus*, que significa “gêmeos”) são dois pequenos músculos de tamanho quase idêntico, com inserções proximais de cada lado da incisura ciática menor (Fig. 12-41). Cada músculo se funde com o tendão central do obturador interno para uma inserção comum no fêmur. Imediatamente abaixo do gêmeo inferior está o músculo *quadrado femoral*. Esse músculo achatado emerge do lado externo da tuberosidade isquiática e se insere no lado posterior do fêmur proximal.

O músculo *obturador externo* emerge do lado externo da membrana obturadora e do ílio adjacente (Fig. 12-14). O ventre desse músculo é visível do lado anterior da pelve após a remoção dos músculos adutor longo e pectíneo (Fig. 12-26, lado esquerdo). O músculo se insere posteriormente no fêmur na altura da fossa trocântérica (Fig. 12-6). (Com base em sua localização e inervação, o obturador externo está mais anatomicamente associado aos músculos do *grupo adutor*, em vez de aos outros cinco pequenos rotadores laterais. O obturador externo é inervado pelas raízes nervosas que se originam a partir do plexo lombar [via nervo obturador], assim como a maior parte dos músculos adutores. Os outros pequenos rotadores laterais, ao contrário, são inervados através do plexo sacral, com raízes nervosas até S<sup>2</sup>.)

### Função Geral

O potencial funcional dos rotadores laterais é mais evidente durante a rotação da pelve em relação ao fêmur. Considere, por exemplo, os músculos rotadores laterais contraindo-se para rodar a pelve em relação ao fêmur (Fig.

12-45). Com a extremidade inferior direita firmemente em contato com o solo, a contração dos rotadores laterais direitos acelera o lado anterior da pelve e o tronco em direção à esquerda - *contralateralmente* ao fêmur fixado. Esta ação de apoiar o pé e “cortar” para o lado oposto é a forma natural de modificar abruptamente a direção do deslocamento durante uma corrida. Conforme indicado na Figura 12-45, a ativação do glúteo máximo direito, por exemplo, muito provavelmente impede o impulso em direção à extensão e rotação lateral do quadril durante essa ação. Se necessário, o torque de rotação lateral pode ser desacelerado através da ação excêntrica de músculos rotadores mediais. A ativação excêntrica extremamente rápida do adutor longo ou curto, por exemplo, pode ser utilizada para desacelerar a rotação pélvica dirigida contralateralmente - uma ação que pode produzir lesão de “estiramento” nesses músculos. O mecanismo da lesão pode parcialmente explicar a incidência relativamente alta de estiramento dos músculos adutores durante muitas atividades esportivas que envolvem rotação rápida da pelve e do tronco durante a corrida.

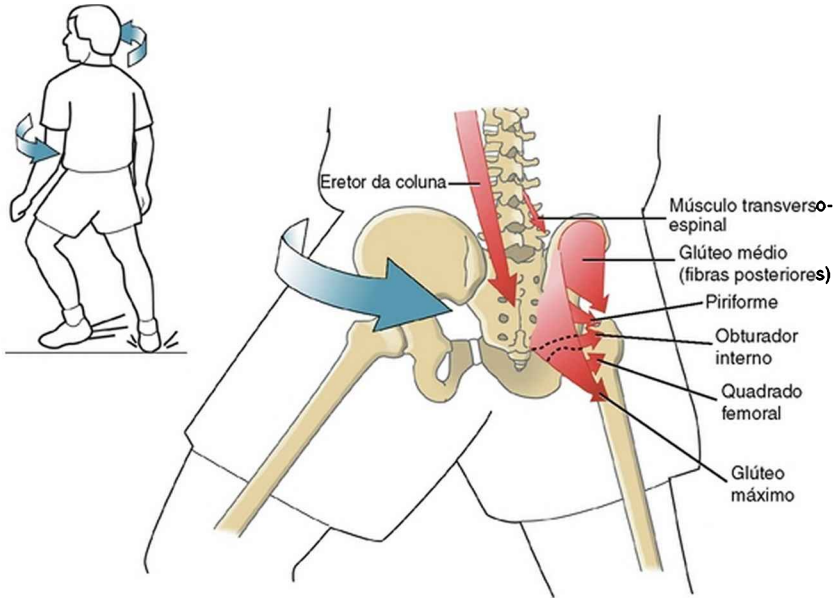


FIGURA 12-45 Ação dos músculos rotadores laterais direitos durante a rotação lateral da pelve em relação ao fêmur do quadril direito. Os músculos extensores da coluna também são mostrados rodando o tronco inferior para a esquerda.

## TORQUE MÁXIMO PRODUZIDO PELOS MÚSCULOS DO QUADRIL

Dados normativos sobre a produção do torque de esforço máximo dos músculos do quadril podem servir como informação útil na avaliação do progresso e no estabelecimento de objetivos para pessoas envolvidas em programas de reabilitação e de treinamento. A Figura 12-46 mostra o torque máximo médio produzido em uma amostra de indivíduos saudáveis do sexo masculino.<sup>21</sup> É interessante observar o *ranking* de torques de pico através dos três planos de movimento. O torque maior é produzido no plano sagital, enquanto o torque de extensão excede

ligeiramente o torque de flexão. A força predominante dos extensores do quadril comparada a todos os outros grupos musculares não é de surpreender: esses músculos precisam elevar ou propelir o corpo para cima (e, com frequência, para frente) contra a gravidade ou controlar a descida do corpo. A força relativamente alta dos músculos flexores do quadril reflete a necessidade de acelerar rapidamente o membro inferior durante a corrida, além de controlar todo o tronco e pelve em relação às extremidades inferiores fixadas. Considere, em último caso, o fisicamente potente iliopsoas, por exemplo - um músculo que provavelmente contribui para uma proporção significativa do torque potencial de flexão na altura do quadril.

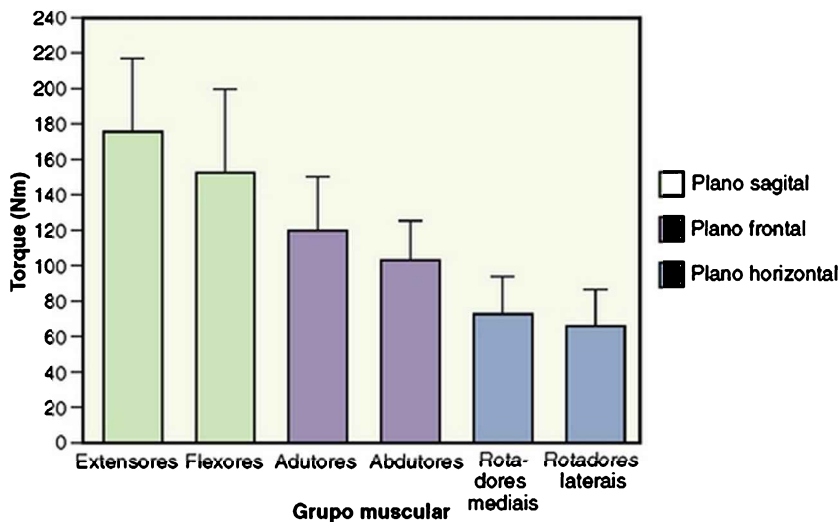


FIGURA 12-46 Torque médio de esforço máximo (Nm) produzido pelos seis principais grupos musculares do quadril (desvios padrões indicados entre parênteses). Os dados foram medidos isocineticamente em 30 graus/segundo em 35 homens saudáveis (média de idade de 28 anos) e as médias extrapoladas



para todas as amplitudes de movimentos. Dados para os torques dos planos frontal e sagital foram obtidos com sujeitos de pé, com o quadril em extensão. Os dados de torques no plano horizontal foram obtidos com os sujeitos sentados, com os quadris fletidos em 60 graus e os joelhos flexionados em 90 graus.

Os músculos rotadores mediais e laterais produzem a menor magnitude de torque de todos os grupos musculares do quadril. Essa posição classificatória reflete o fato de que na posição de pé esses músculos produzem um torque rotatório entre o fêmur e a pelve em um plano que tipicamente *não* se opõe à força da gravidade.

## **EXEMPLOS DE DOENÇAS DO QUADRIL: BASE RACIONAL PARA A SELEÇÃO DE INTERVENÇÕES TERAPÊUTICAS E CIRÚRGICAS**

---

Duas das causas mais comuns de comprometimento do quadril são a fratura do fêmur proximal e a osteoartrite. Esta seção descreve cada uma dessas condições, seguida de uma discussão da biomecânica clínica associada à seleção da terapêutica e intervenções cirúrgicas.

### **Fratura do Quadril**

A fratura do quadril (*i. e.*, fêmur proximal) é um grande problema de saúde e econômico nos Estados Unidos.<sup>167,170</sup> Cerca de 95% de todas as fraturas do quadril resultam de quedas.<sup>137</sup> A incidência de fratura do quadril aumenta com o avançar da idade e é a segunda causa principal de hospitalização em idosos.<sup>174</sup> Dois fatores principais frequentemente associados à alta incidência de fratura do quadril no idoso são a osteoporose relacionada à idade e a maior incidência de quedas.<sup>30,170</sup>

Espera-se que o número de fraturas do quadril nos Estados Unidos seja triplicado até o ano de 2050, em

virtude do crescimento rápido do número de pessoas acima de 85 anos de idade.<sup>170</sup> Um grande aumento no número de fraturas do quadril também é antecipado ao longo das próximas décadas em todo o mundo.<sup>51</sup>

A mortalidade é surpreendentemente alta após uma fratura de quadril: estudos relatam entre 12 a 25% das pessoas morrem no período de um ano após fraturar o quadril.<sup>68,134,170</sup> Grande parte dessa mortalidade está associada a uma condição médica subjacente, em vez de ao trauma da fratura propriamente dito.<sup>140</sup> Embora quase 80% das pessoas acima de 65 anos de idade que sofrem fratura de quadril sejam mulheres, o índice de mortalidade em homens é quase duas vezes maior após uma fratura de quadril.<sup>79,170</sup>

A fratura de quadril pode resultar em perda significativa de função.<sup>135</sup> Pesquisas indicam que apenas cerca de 40% das pessoas sejam capazes de realizar de forma independente suas atividades funcionais básicas de seis a 12 meses após uma fratura de quadril.<sup>37,68,179</sup> Cerca de metade dessas pessoas também continuam a requerer um dispositivo auxiliar de marcha.

## **Osteoartrite do Quadril**

A osteoartrite do quadril é uma doença manifestada principalmente por deterioração da cartilagem articular,

perda do espaço articular, esclerose do osso subcondral e presença de osteófitos.<sup>3</sup> Sem um mecanismo adequado para dissipação das forças articulares, o quadril pode experimentar importante degeneração e modificação em seu formato. O American College of Rheumatology recomenda os seguintes critérios para diagnóstico da osteoartrite do quadril sem a utilização de radiografia: dor no quadril, amplitude do movimento de flexão do quadril inferior a 115 graus e menos de 15 graus de rotação medial.<sup>2</sup> A reduzida amplitude de movimento pode ser causada por restrições no tecido mole (como cápsulas posterior e inferior e partes do ligamento isquiofemoral) e, nos casos mais severos, mau alinhamento articular e formação de osteófitos. Sintomas adicionais podem incluir atrofia e fraqueza dos músculos do quadril, rigidez matinal, crepitação, inflamação de tecidos moles e padrão de marcha anormal (como uma marcha de Trendelenburg compensada) ou discrepância de comprimento dos membros inferiores.<sup>103</sup>

A osteoartrite do quadril pode causar grande incapacidade e ocorre entre 10 a 20% das pessoas na população de idosos.<sup>39,131</sup> Comprometimentos associados à osteoartrite do quadril podem causar perda significativa da função, tal como dificuldade para subir escadas, tomar banho, vestir roupas nas extremidades inferiores e

levantar-se de uma cadeira baixa.

A osteoartrite do quadril pode ser classificada como doença primária ou secundária. A *osteoartite primária do quadril* ou idiopática é uma condição artrítica sem causa conhecida. A *osteoartrite secundária do quadril*, ao contrário, é uma condição artrítica que resulta de um comprometimento mecânico articular conhecido. Isso pode ocorrer em virtude de trauma ou uso repetitivo; falência estrutural, tal como deslizamento da epífise da cabeça femoral; assimetria anatômica ou displasia, como, por exemplo, anteversão acetabular excessiva ou malformação do fêmur proximal, discrepância de comprimento de membros inferiores ou uma necrose avascular da cabeça femoral (*i. e.*, doença de Legg-Calvé-Perthes); ou deslocamento recidivante e instabilidade.

A causa exata da osteoartrite primária do quadril permanece obscura. Embora a frequência de osteoartrite em qualquer articulação aumente com a idade, a doença não é desencadeada apenas *pelo* processo de envelhecimento.<sup>102</sup> Se isso fosse verdadeiro, então *todas* as pessoas idosas iriam, ao final, desenvolver essa doença. As causas de osteoartrite são complicadas e não se baseiam exclusivamente em um simples fenômeno de uso e desgaste. Embora o estresse físico possa aumentar o índice e a quantidade de desgaste do quadril, isso nem sempre

leva à osteoartite.<sup>98,143,147</sup> Outros mecanismos que podem estar relacionados à osteoartrite são o metabolismo da substância fundamental da cartilagem, genética, fatores do sistema imune, transtornos neuromusculares e fatores biomecânicos.<sup>63,102</sup>

## **Intervenção Terapêutica em um Quadril Doloroso ou Mecanicamente Instável**

### **USO DE UMA MULETA OU DE MÉTODOS ADEQUADOS PARA O TRANSPORTE DE CARGAS EXTERNAS**

Diversas fraturas ou osteoartrites do quadril podem levar à dor crônica e à instabilidade mecânica. Esses comprometimentos potencialmente incapacitantes podem também ocorrer em um quadril que esteja agudamente inflamado, frágil em virtude de osteoporose intensa ou com displasia marcante. O tratamento conservador para tais condições pode incluir instruções para a marcha assistida e atividades funcionais,<sup>84,122,123</sup> modalidades para alívio da dor e, quando apropriado, exercícios graduados e de condicionamento aeróbico.<sup>151</sup> Além disso, os clínicos em geral proporcionam aconselhamento sobre como limitar a magnitude de forças potencialmente elevadas que podem exacerbar ou complicar mais a patologia subjacente.<sup>123</sup> Tal

aconselhamento sobre a “proteção da articulação” do quadril pode incluir redução do peso corporal; marcha com redução de velocidade, cadência e comprimento do passo; uso de um dispositivo de assistência, tal como uma bengala; e métodos de transporte de cargas.<sup>13,120,121,161</sup>

Um dos mais práticos e eficazes métodos de redução das forças de compressão no quadril durante a marcha é o uso de uma bengala, segura na mão *oposta* ao quadril afetado.<sup>1</sup> O uso de uma bengala nessa forma, reduz forças de reação articulares causadas pela ativação dos músculos abdutores do quadril.<sup>120</sup> A Figura 12-47 mostra que a aplicação da força de uma bengala (FB) na mão esquerda pode resultar em uma força de reação no quadril direito de 1195,4 N (268,8 lb).<sup>120</sup> Isso se correlaciona a uma redução de 36% na força de reação articular comparada àquela que seria produzida quando a bengala não fosse utilizada (Fig. 12-42 para comparação). Em essência, a força aplicada à bengala (segura na mão esquerda) produz um torque ao redor do quadril direito que está na *mesma direção rotatória* que a produzida pelos músculos do quadril subjacente. O uso de uma bengala, portanto, pode substituir, em parte, a força que é naturalmente requerida pelos músculos abdutores do quadril: demandas reduzidas sobre tais músculos durante a fase de apoio unilateral correspondem a uma redução da força de compressão sobre a articulação

do quadril.<sup>112</sup>

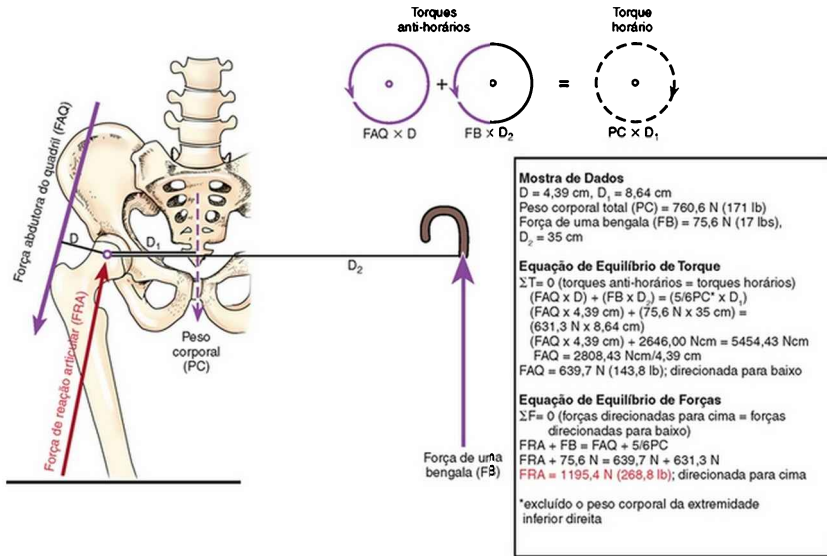


FIGURA 12-47 Um diagrama do plano frontal mostra como a força de uma bengala (FB) aplicada à mão esquerda produz um torque no plano frontal ao redor da articulação do quadril direito durante o apoio unilateral. Presume-se que a pelve e o tronco estejam em equilíbrio estático (linear e rotatório) em relação ao quadril direito. O torque produzido pela bengala minimiza as demandas de torque e força sobre os músculos abdutores do quadril direito. Observe que o *torque horário* (círculo tracejado) resultante do peso corporal (PC × D<sub>1</sub>) está equilibrado pelos *torques anti-horários* (círculos sólidos) resultantes da força dos abdutores do quadril (FAQ × D) e a força de uma bengala (FB × D<sub>2</sub>). Os dados mostrados no quadro são utilizados em equações de equilíbrio de torque e força para estimar a magnitude aproximada da força do abductor do quadril e da força de reação articular (FRA). O braço de momento utilizado pela força de uma bengala é representado por D<sub>2</sub>. (Consulte a Figura 12-42 para abreviações adicionais e mais

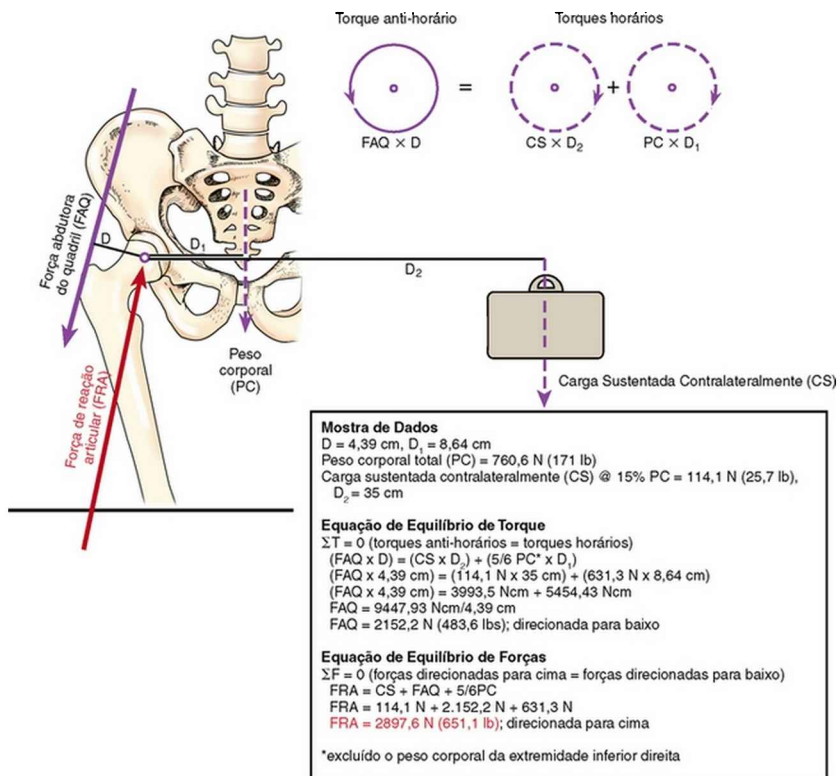


informações.) (Para simplificar a matemática, presume-se nos cálculos que todas as forças atuam em uma direção vertical. Esse pressuposto introduz um modesto erro nos resultados. Todas as direções dos braços de momentos receberam valores positivos.)

*(De Neumann DA: Hip abductor muscle activity as subjects with hip prosthesis walk with different methods of using a cane, Phys Ther 78:490, 1998. Com permissão da American Physical Therapy Association.)*

Métodos para o transporte de cargas externas influenciam significativamente as demandas impostas sobre os músculos abdutores do quadril e, portanto, sobre a articulação do quadril adjacente. Pessoas com quadris dolorosos, instáveis ou cirurgicamente substituídos, devem ser prevenidas em relação às consequências de carregar cargas relativamente grandes na mão *oposta*, ou contralateral, ao quadril afetado.<sup>13,121,124,126</sup> Conforme mostrado na Figura 12-48, a carga transportada contralateralmente possui um braço de momento externo muito grande ( $D_2$ ), criando um torque anti-horário substancial ao redor do quadril direito.<sup>121</sup> Para a estabilidade no plano frontal, os abdutores do quadril direito precisam criar um torque no sentido anti-horário, suficiente para equilibrar os torques no sentido horário produzidos pela carga externa ( $CA \times D_2$ ) e o peso corporal ( $PC \times D_1$ ). Como resultado do braço de momento relativamente pequeno disponível para os músculos

abdutores do quadril (D), a força deste durante o apoio unilateral é muito grande. Conforme se observa através dos cálculos na Figura 12-48, ao se transportar contralateralmente um peso correspondendo a 5% do peso corporal (114,1 N ou 25,7 lb) é produzida uma força de reação articular de 2897,6 N (651,1 lb). Um quadril saudável pode, em geral, tolerar essa quantidade de força sem dificuldade. Deve-se tomar cuidado, entretanto, se a estabilidade do quadril estiver comprometida.



---

FIGURA 12-48 Um diagrama no plano frontal mostra como uma carga sustentada pela mão esquerda aumenta significativamente a força abduutora do quadril (FAQ) durante o apoio unilateral. Dois torques horários (*círculos tracejados*) são produzidos ao redor do quadril direito em virtude da carga sustentada contralateralmente ( $CS \times D_2$ ) e o peso corporal ( $PC \times D_1$ ). Para o equilíbrio ao redor do quadril direito, os torques horários precisam ser contrabalançados pelo torque anti-horário (*círculo sólido*) produzido pela força abduutora do quadril ( $FAQ \times D$ ). Os dados mostrados no quadro são utilizados nas equações de equilíbrio de torque e força para estimar a magnitude aproximada da força abduutora do quadril e a força de reação articular (FRA).  $D_2$  designa o braço de momento utilizado por uma carga sustentada contralateralmente (CS). Refira-se à Figura 12-42 para maiores informações e outras abreviaturas. (Para simplificar a matemática, os cálculos presumem que todos os vetores de força atuam em uma direção vertical. Esse pressuposto introduz um modesto erro nos resultados. Todas as direções dos braços de momento receberam valores positivos.)

*(De Neumann DA: Hip abductor muscle activity in persons with a hip prosthesis while carrying loads in one hand, Phys Ther 76:1320, 1996. Com permissão da American Physical Therapy Association.)*

Como um princípio geral, deve-se aconselhar pessoas com um quadril instável ou doloroso a evitar ou limitar carregar quaisquer cargas externas. Na maior parte das pessoas deambulantes, entretanto, esse aconselhamento não é prático. De modo mais funcional, quando pesos *precisam* ser transportados, eles devem ser o mais leves possível, carregados em uma mochila nas costas ou na mão

ipsilateral ao quadril afetado, ou divididos em duas metades e carregados em ambas as mãos.<sup>13,124,125</sup> Pesquisas têm demonstrado que a estratégia de *combinar* o uso de uma bengala contralateral com uma carga ipsilateral (igual ou menor que 15% do peso corporal) reduz as demandas sobre os músculos abdutores do quadril em um grau maior que qualquer dos métodos implementados separadamente.<sup>122</sup>

A discussão prévia se concentra em métodos que reduzem as demandas de força sobre os músculos abdutores do quadril como uma forma de reduzir a força em um quadril instável ou doloroso. Os mesmos métodos também se aplicam para a proteção de um quadril instável em associação a uma artroplastia (substituição articular). Embora esses métodos possam apresentar o efeito desejado, a reduzida demanda funcional imposta sobre o quadril pode também perpetuar a prolongada fraqueza de seus músculos abdutores, o que por sua vez leva a desvios na marcha.<sup>141</sup> Um estudo em um grupo de pessoas com osteoartrite do quadril que aguardavam cirurgia de artroplastia relatou uma perda do torque de abdução no quadril em média de 31% comparada a controles da mesma faixa etária.<sup>10</sup> Essa perda na força excedia a dos músculos extensores, flexores e adutores do quadril. Os clínicos devem alcançar o duplo desafio de proteger um

quadril vulnerável de forças excessivas e potencialmente danosas sobre os músculos abdutores, ao mesmo tempo em que, simultaneamente, aumentam a força funcional e a resistência desses músculos. Isso requer o conhecimento da mecânica normal e anormal do quadril no plano frontal, a patologia específica em relação à condição do paciente e os sintomas que sugerem que o quadril é submetido a forças potencialmente danosas. Esses sinais e sintomas incluem dor excessiva, desvio acentuado na marcha, instabilidade generalizada do quadril e posicionamento anormal do membro inferior.

## **Intervenção Cirúrgica após Fratura ou Osteoartrite**

A cirurgia é, em geral, indicada para reparar um quadril fraturado. O tipo de reparo cirúrgico depende da idade do paciente e do nível de atividade, assim como da localização e da gravidade da fratura.

Uma *artroplastia do quadril* é geralmente realizada quando uma pessoa com doença do quadril, mais frequentemente osteoartrite, apresenta dor constante que limita significativamente sua função e a qualidade de vida. Essa operação substitui o acetábulo e/ou a cabeça femoral doentes ou degenerados por materiais biologicamente

inertes. A artroplastia pode substituir totalmente ou apenas recobrir a cabeça femoral.<sup>133</sup> Um quadril protético pode ser fixado através de cimento, ou através de fixação biológica produzida por crescimento ósseo na superfície dos componentes implantados. Embora a artroplastia total do quadril seja tipicamente um procedimento bem-sucedido,<sup>114</sup> o afrouxamento prematuro ou deslocamento do componente femoral e/ou acetabular pode se constituir em um problema pós-operatório.<sup>18,83,92,116</sup> Grandes cargas torcionais entre o implante protético e a interface óssea podem contribuir para a perda da fixação. Até que dados de longo prazo suficientes surjam a partir de ensaios clínicos, continua o debate em relação aos materiais mais duráveis para implantes e métodos mais efetivos de fixação.<sup>29,58,70,113</sup>

## **CONSEQUÊNCIAS BIOMECÂNICAS DA COXA VARA E DA COXA VALGA**

Conforme previamente descrito neste capítulo, o ângulo médio de inclinação do colo femoral é de aproximadamente 125 graus (Fig. 12-7, A). O ângulo pode ser modificado como resultado de um reparo cirúrgico de um quadril fraturado ou do desenho específico de um quadril protético. Além disso, um procedimento cirúrgico conhecido como *osteotomia da coxa vara* (ou *valga*) altera

intencionalmente um ângulo de inclinação preexistente. Essa operação envolve o corte de uma cunha óssea a partir do fêmur proximal e modifica, portanto, a orientação da cabeça femoral em relação ao acetábulo. Um dos objetivos dessa operação é melhorar a congruência das superfícies de sustentação de peso na altura do quadril (Fig. 12-49).



---

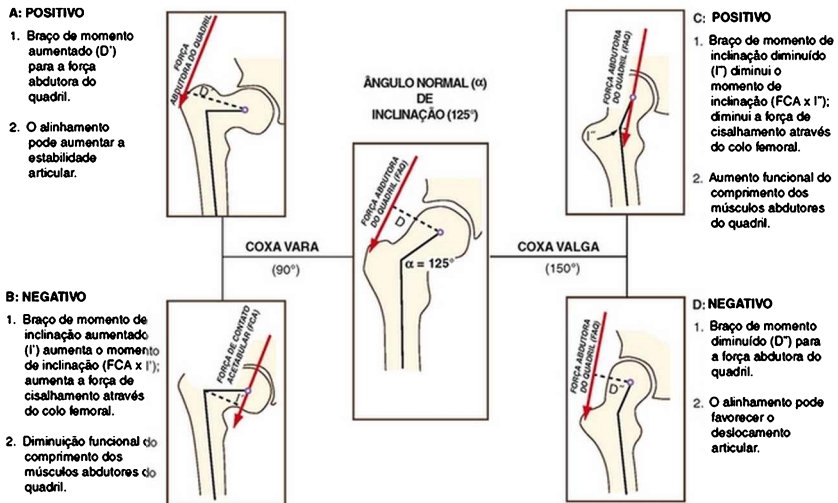
FIGURA 12-49 Uma osteotomia em varo foi realizada em um quadril com necrose avascular da cabeça femoral. Observa-se o bordo do osso removido na extremidade proximal da diáfise femoral. O aumento da posição em varo neste paciente em particular melhorou a congruência da superfície de descarga de peso do quadril. O local de osteotomia foi estabilizado com uma placa lâmina.

(Cortesia de Michael Anderson, MD, Blount Orthopedic Clinic, Milwaukee, Wisconsin.)

Independentemente da cirurgia e da técnica para a cirurgia do quadril, a modificação do ângulo de inclinação do fêmur proximal altera a biomecânica articular. Essas alterações podem ter efeitos biomecânicos positivos ou negativos. A Figura 12-50, A, mostra dois efeitos biomecânicos potencialmente positivos da *coxa vara*. A posição em varo aumenta o braço de momento da força dos abdutores do quadril (indicado por D'). A alavanca maior aumenta o torque de abdução produzido por unidade da força do músculo abductor do quadril. Essa situação pode beneficiar pessoas com fraqueza dos abdutores. Além disso, o aumento da alavanca dos músculos abdutores pode permitir que seja gerado um dado nível de torque de abdução do quadril, necessário durante a fase de apoio na marcha produzido por um músculo menos forte. A redução da magnitude das forças articulares de origem muscular pode ajudar a proteger um



quadril artrítico ou protético instável em relação à carga excessiva durante a marcha. Uma osteotomia em varo pode, em alguns pacientes, melhorar a estabilidade da articulação ao alinhar a cabeça femoral mais diretamente rumo ao acetábulo.



**FIGURA 12-50** Efeitos biomecânicos positivos e negativos da coxa vara e da coxa valga são contrastados. Como referência, um quadril com ângulo de inclinação ( $\alpha = 125$  graus) é mostrado no centro da figura.  $D$  é o braço de momento interno utilizado pela força abduutora do quadril;  $I$  é o braço de momento de inclinação através do colo femoral.

Um efeito potencialmente negativo da coxa vara é um aumento no momento (ou torque) de flexão, gerado através, do colo femoral (Fig. 12-50, B). O braço de momento de flexão (linha pontilhada indicada por  $I'$ )

aumenta à medida que o ângulo de inclinação se aproxima de 90 graus. O aumento do momento de flexão eleva a tensão através do aspecto superior do colo femoral. Essa situação pode provocar uma fratura do colo femoral ou uma falência estrutural de uma prótese. Uma coxa vara acentuada aumenta o cisalhamento vertical entre a cabeça femoral e a epífise adjacente. Em crianças, essa situação pode levar a uma condição conhecida como *deslizamento da epífise capital femoral*.<sup>100</sup> A coxa vara pode diminuir o braço funcional dos músculos abdutores do quadril, reduzindo, portanto, a capacidade de geração de forças nesses músculos e aumentando a probabilidade de uma “claudicação do glúteo médio”. A perda na força muscular pode acoplar o maior torque de abdução potencial obtido através do maior braço de momento abductor no quadril.

A *coxa valga* pode resultar de uma intervenção cirúrgica ou de uma patologia como a displasia do quadril. Um efeito potencialmente positivo da posição em valgo é uma diminuição do braço de momento de flexão através do colo femoral (I” na Figura 12-50, C). Essa situação também diminui o cisalhamento vertical através do colo femoral. A posição valga, entretanto, pode aumentar o comprimento funcional dos músculos abdutores do quadril, melhorando, assim, sua capacidade de geração de força. Ao contrário, um efeito potencialmente negativo da coxa valga é o braço

de momento diminuído disponível para a força abduutora do quadril (indicado por D” na Figura 12-50, *D*). Na coxa valga extrema, a cabeça femoral pode estar posicionada mais lateralmente ao acetábulo, o que favorece, possivelmente, o deslocamento.

## **RESUMO**

---

A articulação do quadril funciona como articulação basilar tanto para o esqueleto axial como para as extremidades inferiores. Assim, os quadris formam um ponto de pivô central para movimentos comuns do corpo como um todo, especialmente aqueles que envolvem flexão e extensão. Considere, por exemplo, elevar um membro inferior para subir um degrau de uma escada, ou fazer a flexão do tronco para pegar um objeto que está no chão. Ambos os movimentos demandam uma quantidade significativa de movimento e produção de força muscular entre os fêmures proximais e a pelve. Fraqueza, instabilidade ou dor nos quadris, portanto, tipicamente causam importante dificuldade na realização de uma ampla gama de atividades - desde sentar ou levantar de uma cadeira até a prática de exercício aeróbico, mesmo moderado.

A osteologia e a artrologia da articulação do quadril foram desenvolvidas mais para assegurar a estabilidade do

que para proporcionar mobilidade excessiva, uma condição essencialmente oposta a que ocorre na articulação glenoumeral - articulação análoga na extremidade superior. Uma cabeça femoral bem encaixada e bem contida, circundada por espessos ligamentos capsulares e por músculos, tem especialmente assegurada a estabilidade na fase de descarga de peso da marcha - uma fase que ocupa 60% do ciclo total da marcha.

Uma quantidade surpreendentemente pequena de atividade muscular é necessária para estabilizar os quadris quando o indivíduo está em uma posição ereta relaxada, presumindo-se que um ou ambos os quadris estejam totalmente estendidos. Essa postura orienta a linha de gravidade do corpo imediatamente posterior ao eixo mediolateral de rotação dos quadris. A força da gravidade, portanto, age para manter os quadris passivamente estendidos. Os ligamentos do quadril, relativamente tensos na posição de extensão total ou próximo a essa posição, produzem uma tensão útil que acrescenta estabilidade adicional aos quadris estendidos. Dessa forma, forças musculares são periodicamente solicitadas a aumentar ou reajustar a estabilidade dos quadris para permanecer de pé com facilidade; entretanto, esse mecanismo ativo é normalmente utilizado como uma fonte de reserva ou secundária. Não é o caso, porém, quando há uma

contratura em flexão do quadril; a pessoa permanecer estável enquanto está de pé, em flexão parcial, demanda uma ativação significativa e constante dos músculos extensores do quadril. Tal condição não é apenas metabolicamente “dispendiosa” como também impõe forças desnecessariamente amplas de origem muscular, que atravessam as articulações dos quadris. Essas forças, que atuam ao longo do tempo, podem ser danosas em uma articulação mal alinhada que não possa adequadamente dissipar o estresse.

A compreensão da extensão total na qual as articulações dos quadris contribuem para o movimento corporal total requer uma compreensão da cinemática do fêmur em relação à pelve e da pelve em relação ao fêmur. Os movimentos do fêmur em relação à pelve geralmente estão associados a uma modificação na posição do corpo em relação ao ambiente, como, por exemplo, durante a marcha. Por outro lado, os movimentos da pelve em relação ao fêmur geralmente são realizados para modificar a posição da pelve - e, em geral, de todo o tronco localizado acima dela - em relação às extremidades inferiores que se encontram fixadas. Movimentos da pelve em relação ao fêmur são expressos de muitas formas, desde oscilações sutis da pelve durante a fase de apoio de cada ciclo da marcha, até rotações mais óbvias em um arco de

movimento maior da pelve (e do tronco), como ilustrado pela posição de um esquiador no gelo ao flexionar o tronco para frente na altura da cintura. Os movimentos da pelve em relação ao fêmur são complexos e estão fortemente associados à cinemática da coluna lombar. A avaliação clínica de causas de movimentos anormais ou reduzidos na altura do quadril deve, portanto, incluir uma avaliação da flexibilidade e da postura prevalente da região lombar. Limitações de movimento *na* coluna lombar ou *nos* quadris alteram a sequência cinemática ao longo do tronco e da extremidade proximal da cadeia cinemática da extremidade inferior. A capacidade de localizar a fonte da cinemática anormal nessa ampla área do corpo é uma característica que certamente melhora a probabilidade de um diagnóstico e de uma intervenção clínica bem-sucedida.

Quase um terço dos músculos que cruzam a articulação do quadril se insere proximalmente na pelve e distalmente na tíbia ou na fíbula. Um desequilíbrio de forças em quaisquer desses músculos - gerado ativa ou passivamente - pode, portanto, influenciar a postura e a amplitude de movimento através de múltiplos segmentos, incluindo a coluna lombar, o quadril e o joelho. Os clínicos frequentemente avaliam e tratam limitações que podem emergir de comprometimentos nesses ou em outros

músculos sinergistas. O tratamento requer uma profunda compreensão das interações musculares existentes em uma região do corpo com muitas interrelações mecânicas.



CONEXÕES CLÍNICAS

ADICIONAIS

#### CONEXÃO CLÍNICA 12-1 Justificativa de um Método Padrão de Alongamento do Músculo Piriforme

Restrições na extensibilidade do músculo piriforme podem limitar a rotação medial do quadril, comprimir o nervo ciático subjacente ou produzir estresse anormal na articulação sacroilíaca. Alguns clínicos acreditam que um piriforme inflamado ou tensionado também pode produzir um ponto de “gatilho” doloroso na profundidade da região da nádega, na área da espinha ilíaca posterossuperior. Esta condição mal definida é, com frequência, referida como “síndrome do piriforme”. O grau no qual essa condição realmente existe tem sido questionado há muitos anos.<sup>19</sup>

Em geral, o tratamento para a síndrome do piriforme envolve o alongamento do músculo tensionado. Uma estratégia comum para o alongamento do piriforme combina flexão completa e *rotação lateral* do quadril, tipicamente realizada com o joelho totalmente fletido,

para reduzir a tensão oriunda dos músculos isquiotibiais biarticulares. A quantidade de alongamento do piriforme produzida por essa técnica de alongamento é incerta, embora a posição sentada com as pernas cruzadas tenha demonstrado aumentar o encurtamento do piriforme em cerca de 21% em comparação com o alongamento do músculo quando o sujeito está de pé, na posição anatômica.<sup>158</sup> À primeira vista, o componente de rotação lateral da posição padrão para o alongamento do piriforme parece um contrassenso, com base na ação muscular como um rotador *lateral* primário do quadril. Uma consideração cinesiológica mais aprofundada, entretanto, pode justificar esse método de alongamento. Conforme anteriormente descrito neste capítulo, com o quadril fletido o piriforme modifica sua ação de rotador lateral (em extensão do quadril) para rotador medial.<sup>33</sup> Isso pode ser bem-visualizado com um modelo esquelético e um pedaço de fio flexível que imita a linha de força do músculo (Fig. 12-51, A). O alongamento do quadril além de 90 graus, portanto, permite que a rotação lateral do quadril produza um *alongamento maior* do piriforme (Fig. 12-51, B).

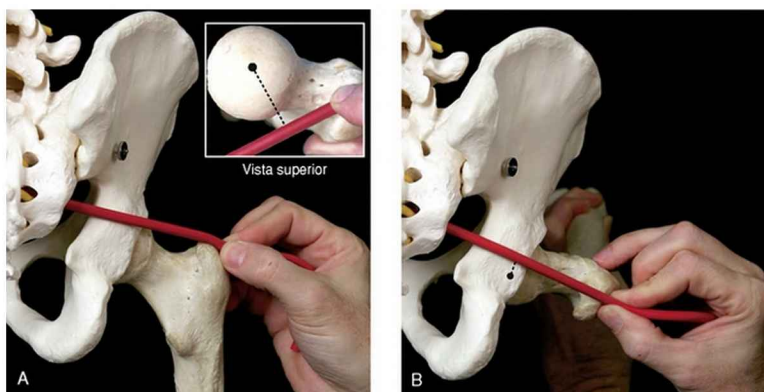


FIGURA 12-51 A mudança de ação do piriforme é mostrada com a flexão do quadril. A, Com o quadril estendido, o piriforme (*cordão vermelho*) possui uma linha de força para rodar lateralmente o quadril. Conforme mostrado de uma vista superior no destaque, a linha muscular



de tração é posterior ao eixo vertical de rotação. O braço de momento do músculo para essa ação é mostrado por uma linha pontilhada. **B**, Com o quadril flexionado, a linha de força do piriforme desloca sua posição para o lado oposto do eixo longitudinal de rotação. Embora atuando com um braço de momento relativamente pequeno, o músculo é agora um rotador medial do quadril.

Para finalizar, mesmo que o piriforme modifique sua ação rotatória na flexão, o princípio utilizado para alongar esse músculo não está violado: o alongamento de um músculo requer que ele, seja posicionado de forma *oposta* às suas ações primárias.

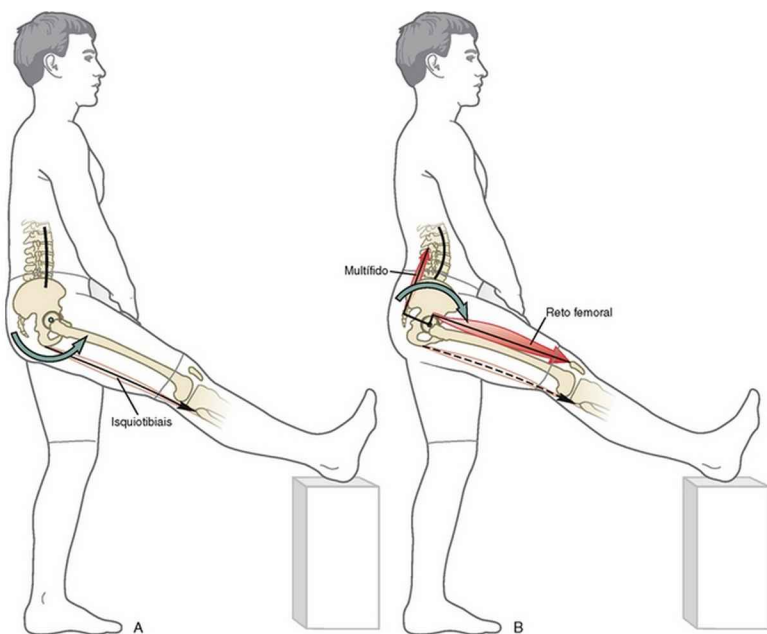
## CONEXÃO CLÍNICA 12-2 Potencializando o Alongamento Terapêutico de Alguns Músculos Biarticulares do Quadril

Os clínicos frequentemente empregam métodos de alongamento de músculos para tratar ou prevenir transtornos musculoesqueléticos.<sup>76</sup> Músculos biarticulares do quadril, especialmente os isquiotibiais e o reto femoral, recebem atenção especial de fisioterapeutas e treinadores atléticos. A redução da flexibilidade desses músculos pode alterar a postura e a amplitude de movimento através de múltiplos segmentos, incluindo a coluna lombar, o quadril e o joelho.<sup>25,80</sup> A maior rigidez desses músculos tem sido significativamente associada a comprometimentos nessas regiões.<sup>42,52</sup> Alguma evidência dá suporte à premissa de que o alongamento de músculos pode prevenir lesões. Foi demonstrado, por exemplo, que a incorporação de um programa de alongamento regular para os isquiotibiais pode reduzir a incidência de lesão em militares em treinamento básico.<sup>56</sup>

Em virtude dos músculos supramencionados cruzarem tantas articulações, diferentes combinações de movimentos ativos e posições estáticas podem ser utilizadas para realizar o alongamento.

Métodos utilizados para uma pessoa potencializar um autoalongamento de alguns desses músculos biarticulares são tópicos desta discussão.

Como primeiro de dois exemplos, considere os métodos utilizados por pessoas que alongam seus músculos *isquiotibiais*. Um dos métodos mais tradicionais incorpora uma posição estática de uma extensão quase total do joelho com várias quantidades de flexão do quadril (Fig. 12-52, A). Conforme ilustrado nessa figura, o aumento da tensão muscular nos músculos isquiotibiais traciona a tuberosidade isquiática para frente, aumentando, portanto, a inclinação posterior da pelve e reduz a lordose na coluna lombar do sujeito. Essa inclinação pélvica posterior poderia, teoricamente, reduzir a eficácia do alongamento dos músculos isquiotibiais. Como forma de potencializar a extensão desse alongamento, o sujeito deve ser instruído a *contrair ativamente* músculos antagonistas ao grupo isquiotibial tensionado, como o reto femoral e o multífido (Fig. 12-52, B). Esses músculos são considerados antagonistas dos isquiotibiais em virtude de sua capacidade de realizar *flexão da pelve em relação ao fêmur (quadril)* ao rodar a pelve anteriormente em relação aos fêmures fixados. A contração ativa desse par de músculos alonga os isquiotibiais direitos, o que, conforme observado na Figura 12-52, B, é evidenciado pelo aumento da lordose lombar.

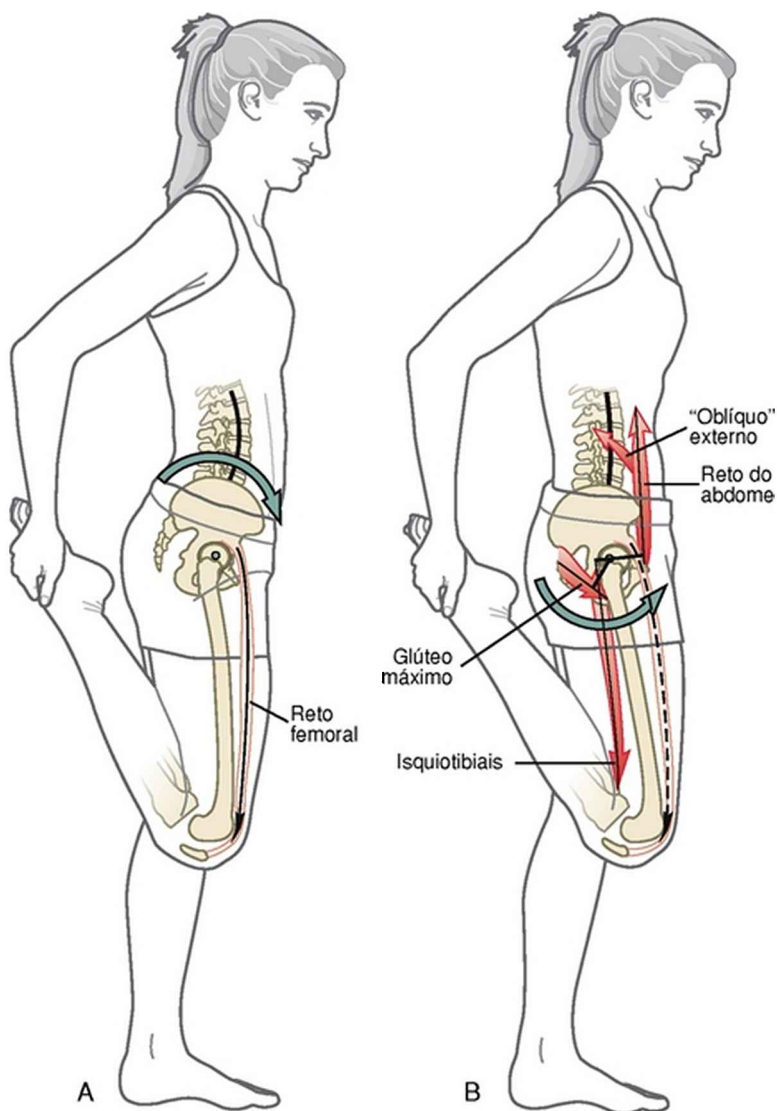


**FIGURA 12-52** Método para aumentar o alongamento dos músculos isquiotibiais biarticulares. **A**, A tradicional posição inicial para alongar os músculos isquiotibiais combina flexão do quadril e extensão do joelho. A seta verde anti-horária demonstra a inclinação pélvica posterior e passiva causada pela tensão nos isquiotibiais alongados. **B**, A contração ativa do multifido e do reto femoral cria uma inclinação anterior da pelve (*seta verde horária*), aumentando o estiramento e o alongamento subsequente no interior dos músculos isquiotibiais (*seta tracejada*). Os braços de momento dos músculos ativados são mostrados como linhas pretas, originados no eixo de rotação do quadril (pequeno círculo verde na cabeça femoral).

Ao contrair o quadríceps, o reto femoral pode flexionar o quadril (sob uma perspectiva da pelve em relação ao fêmur) ao mesmo tempo em que estabiliza o joelho em extensão. Essa ação de estabilização do quadríceps pode resistir a uma possível resposta de flexão do joelho produzida por isquiotibiais tensionados, o que pode reduzir a eficácia do alongamento.

Considere um segundo exemplo, que envolve uma estratégia semelhante para potencializar o autoalongamento do músculo *reto*

*femoral*. A Figura 12-53, A, mostra uma mulher posicionada para alongar seu músculo reto femoral mantendo a posição combinada de extensão do quadril e flexão do joelho. O aumento da tensão passiva no reto femoral biarticular alongado produz rotação anterior da pelve, aumentando assim a inclinação anterior da pelve e a lordose lombar. Conforme ilustrado na Figura 12-53, B, a contração ativa dos músculos abdominais e do glúteo máximo do sujeito (entre outros extensores do quadril) pode ser utilizada para alongar todos os músculos flexores do quadril, incluindo o reto femoral. Ambos os músculos ativados são antagonistas do reto femoral em função de sua capacidade de realizar *extensão da pelve em relação ao fêmur (quadril)* ao produzir rotação posterior da pelve em relação aos fêmures fixados. Essa inclinação pélvica posterior também auxiliaria no alongamento principalmente da cápsula do quadril, especialmente de regiões próximas ao ligamento iliofemoral.



**FIGURA 12-53** Método para aumentar o autoalongamento do músculo reto femoral. **A**, Uma posição tipicamente utilizada para alongar o reto femoral combina extensão do quadril com flexão do joelho. A seta verde horária demonstra a inclinação pélvica anterior e passiva causada pela tensão no reto femoral alongado. **B**, Contração ativa representativa dos extensores do quadril e dos músculos abdominais causa uma inclinação posterior da pelve (*seta verde anti-horária*), que aumenta o alongamento no

interior do reto femoral (*seta tracejada*). Os braços de momento dos músculos ativados são mostrados como linhas pretas, originados no eixo de rotação do quadril (pequeno círculo verde na cabeça femoral).

Os dois exemplos anteriormente mencionados demonstram métodos de alongamento de músculos poliarticulares do quadril. Em cada caso, o procedimento padrão de alongamento foi potencializado por uma contração volitiva do músculo considerado antagonista ao músculo tensionado. Essa abordagem terapêutica requer uma sólida compreensão sobre como múltiplos músculos podem direta ou indiretamente afetar o quadril. A possibilidade de ativação desses músculos antagonistas da forma descrita produzir maior e mais prolongada flexibilidade em um músculo biarticular do quadril em comparação a um alongamento passivo padrão, constitui uma interessante área de pesquisa.<sup>177</sup> Através da “inibição recíproca”, talvez uma forte contração de um músculo antagonista possa inibir a resistência no músculo tensionado. Um benefício mais certo dessa abordagem terapêutica é que o paciente ou cliente está mais ativamente envolvido no tratamento, o que pode melhorar sua capacidade de aprender e, portanto, de controlar melhor a biomecânica dessa região do corpo.

### CONEXÃO CLÍNICA 12-3 Lesão ou Degeração do Lábio Acetabular

Essencialmente qualquer movimento entre o tronco, a pelve e o fêmur irá produzir alguma força compressiva, de tensão ou de cisalhamento contra o lábio acetabular. O lábio, portanto, está particularmente vulnerável à patologia de origem mecânica. A compreensão clínica dessa patologia tem aumentado nos últimos anos como resultado dos avanços nas técnicas de cirurgia artroscópica e nas técnicas de imagem como a artrografia de ressonância magnética (Fig. 12-54).<sup>46</sup>



FIGURA 12-54 Arthrografia de ressonância magnética (RM) no plano frontal (T1 com saturação de gordura ou *fat-sat*) mostra um lábio acetabular roto (*seta*). O artrograma de RM envolve uma injeção de contraste de gadolínio. A ruptura do lábio foi confirmada e excisada durante a cirurgia artroscópica.

*(Cortesia de Michael O'Brien MD, Musculoskeletal Radiology Fellow, University of Wisconsin.)*

O mecanismo de lesão do lábio acetabular varia consideravelmente e pode ocorrer lesão em todos os grupos etários. No quadril envelhecido, a degeneração do lábio é um achado muito comum e geralmente é assintomático.<sup>93</sup> Isso sugere que a degeneração do lábio pode estar associada ao desgaste natural do quadril. Uma lesão menos frequente, porém mais isolada, do lábio ocorre em pessoas ativas jovens ou de meia idade, após movimentos extremos ou repetitivos do quadril.<sup>96,107,109</sup> Esse tipo de lesão envolve tipicamente uma ruptura ao longo do quadrante anterior do

acetábulo – na junção da cartilagem articular e do lábio. Os sintomas mecânicos podem, com frequência, incluir um estalido, um “afivelamento” ou uma sensação de travamento.<sup>109</sup> A dor é tipicamente relatada na região anterior da virilha. A suspeita de uma lesão do lábio aumenta quando esses sintomas estão associados a atividades tais como futebol, golfe, caratê, corrida de longa distância, balé ou beisebol.<sup>118</sup>

Outros mecanismos de lesão do lábio incluem trauma significativo, como aqueles associados a um deslocamento do quadril, uma queda ou um acidente automobilístico. Com frequência, entretanto, o início dos sintomas dolorosos oriundos de um lábio rompido são incidiosos e não relacionados a um evento específico. Infelizmente, rupturas do lábio podem ser difíceis de diagnosticar e, a menos que observadas artroscopicamente, podem evitar sua detecção durante muitos anos.<sup>20</sup> O tratamento artroscópico de rupturas do lábio isoladas geralmente envolve o debridamento da região rompida.<sup>110</sup>

Um lábio rompido ou degenerado teoricamente resulta em diminuição da estabilidade articular, maior estresse articular e congruência articular reduzida – fatores geralmente associados ao desenvolvimento ou exacerbação de degeneração do quadril.<sup>109,111</sup> Esta afirmação é reforçada por dados publicados com base em observação artroscópica de 456 pacientes com suspeita de rupturas do lábio, com idade média de 38 anos. McCarthy *et al.* descobriram que, em geral, 73% dos pacientes com lesões em seu lábio também tinham lesões condrais (da cartilagem) no interior do acetábulo; a maior parte das quais estavam localizadas anteriormente, na mesma região da ruptura do lábio.<sup>111</sup> Além disso, lesões condrais foram encontradas em apenas 6% dos pacientes que *não* tinham uma ruptura do lábio. A presença de lesões degenerativas que envolvem tanto o lábio como a cartilagem articular sugere fortemente um



envolvimento de dano produzido por estresse mecânico. Indivíduos em risco de desenvolver essas lesões intra-articulares em geral têm uma história de trauma agudo, microtrauma repetitivo ou malformações estruturais (displasia) do acetábulo ou do fêmur proximal.<sup>139</sup> Independentemente da displasia ser leve ou grave, as malformações estruturais que afetam a articulação alteram o encaixe e a liberdade entre a cabeça femoral e o acetábulo, o que resulta em aumento do estresse sobre as estruturas intra-articulares, especialmente o lábio acetabular.<sup>11,27</sup> Exemplos dessas malformações estruturais são descritas nos parágrafos a seguir.

A configuração normal do esqueleto do quadril geralmente minimiza o contato excessivo entre a extremidade proximal do fêmur e o bordo do acetábulo. Desvios relativamente leves na morfologia dos ossos, entretanto, podem comprometer a liberdade dinâmica dessas duas regiões. O impacto cíclico continuado do fêmur proximal de encontro ao bordo acetabular (ou vice-versa) pode produzir dano sobre o lábio acetabular relativamente delicado – uma condição frequentemente descrita como *impacto femoral-acetabular*.<sup>27,178</sup> Esta condição em geral dolorosa tende a ocorrer com mais frequência em pessoas jovens ou de meia-idade, especialmente aquelas que estão regularmente envolvidas em atividades com flexão completa do quadril.<sup>14</sup> A pesquisa sugere categoricamente que o dano do lábio decorrente desse comprometimento pode ser um sinal precoce de um processo degenerativo mais progressivo, culminando geralmente em osteoartrite do quadril.<sup>11,93,139</sup>

As anomalias ósseas que predisõem ao impacto femoral-acetabular podem ter ocorrido secundariamente ao trauma, porém geralmente estão relacionadas a uma displasia leve do quadril previamente não detectada.<sup>94,173</sup> A anomalia mais comum que envolve o fêmur proximal consiste em uma cabeça femoral maior e

levemente distorcida, associada a um “*acoplamento femoral da cabeça em relação ao colo*”.<sup>75,130</sup> (Aqui, *acoplamento* refere-se à constrictão normal ou acoplamento da cabeça femoral em sua junção com o colo femoral.) Sem esse acoplamento normal, uma cabeça femoral mais espessa e não esférica é comprimida de encontro ao lábio acetabular durante a flexão extrema. Este mecanismo tem sido referido como *impacto por mecanismo de rotação (cam)*.<sup>11</sup>

A displasia acetabular também pode contribuir para o impacto femoral-acetabular. Um acetábulo que é incomumente profundo (*acetábulo profundo*) ou excessivamente *retrovertido* pode envolver de forma anormal a cabeça e parte do colo do fêmur.<sup>81,155,173</sup> A flexão extrema nesse caso pode fazer com que o lado anterior da cabeça femoral e do colo colidam contra o bordo acetabular anterior e o lábio. Esta situação potencialmente danosa é, em geral, referida como *impacto tipo “pincer”* (garra), refletindo a forma de contato anormal entre o lábio acetabular e o fêmur proximal.<sup>11</sup>

Tanto o impacto por rotação como o do tipo “pincer” são, em geral, mais pronunciados quando a flexão excessiva do quadril é combinada com rotação medial e adução.<sup>107</sup> Ao longo de muitos ciclos de compressão, o lábio mecanicamente fatigado pode se tornar rompido e fragmentado e ossificar parcialmente.<sup>27</sup> A patologia do lábio secundária ao impacto femoral-acetabular ocorre mais frequentemente no quadrante anterior superior do acetábulo e está geralmente associado à fragmentação da cartilagem articular adjacente.<sup>94</sup> O lábio lesionado pode reduzir mais ainda a estabilidade e a congruência da articulação – fatores que, com frequência, predisõem à osteoartrite do quadril.<sup>49,165</sup>

O tratamento conservador do impacto femoral-acetabular pode envolver o uso de drogas anti-inflamatórias não esteroidais e modificação de atividades que produzem o impacto. Isso pode incluir a redução de movimentos de flexão extrema do quadril ou

minimização de atividades que causam forças de compressão excessivas no lado anterior da articulação.<sup>40,95</sup> Em geral, a intervenção cirúrgica envolve debridamento do lábio fragmentado, assim como procedimentos para realinhar os ossos malformados.<sup>88,155</sup>

#### CONEXÃO CLÍNICA 12-4 Displasia do Desenvolvimento do Quadril: Em Geral uma Patologia Evolutiva

A displasia do desenvolvimento do quadril (DDQ) é um dos transtornos ortopédicos mais comuns que afetam o quadril e, em geral, se manifesta ao nascer ou nos primeiros anos de vida. A condição envolve um continuum de transtornos associados principalmente ao desenvolvimento estrutural e crescimento anormais (*i. e., displasia*) dos ossos que constituem o quadril. Em virtude de o quadril naturalmente continuar a se desenvolver após o nascimento e ao longo da infância, um diagnóstico específico e prognóstico da DDQ não é sempre feito no recém-nascido. A presença de um quadril deslocado ou subluxado no neonatal é um sinal clássico de DDQ.

A maior parte dos sintomas associados à DDQ leve em uma criança saudável é resolvida espontaneamente, sem tratamento.<sup>171</sup> Infelizmente, nem sempre é possível prever em uma idade precoce quais sintomas da criança irão se resolver e quais não irão. Aquelas cujos sintomas continuam ou pioram geralmente apresentam um quadro clínico evolutivo que pode persistir até o final da adolescência. Embora relativamente raros, esses sintomas podem levar a permanentes comprometimentos físicos no adulto jovem se a condição não for adequadamente tratada. Idealmente, a DDQ é diagnosticada no nascimento através do exame físico e, quando apropriado, através de técnicas de imagem, tal como a ultrassonografia.<sup>138</sup> Em casos muito leves ou subclínicos, entretanto,

um diagnóstico geralmente não é feito ou é feito mais tarde, quando o paciente já é um adolescente ou adulto – tipicamente em virtude de sintomas relacionados ao desenvolvimento prematuro de osteoartrite do quadril.

A característica subjacente e constante da DDQ é uma articulação do quadril formada anormalmente e mal articulada. Embora grande parte da atenção seja dada ao desenvolvimento anormal do acetábulo (e conseqüentemente um teto acetabular curto e “raso” sobre a cabeça femoral), o fêmur é, com frequência, malformado, exibindo uma cabeça levemente achatada, anteversão excessiva ou coxa vara ou valga.

Embora a causa da DDQ não seja completamente compreendida, a predisposição genética e forças locais que afetam o desenvolvimento do quadril são, provavelmente, fatores importantes.<sup>171</sup> Além disso, o curso natural do desenvolvimento fetal do quadril humano pode indiretamente predispor a essa condição. No feto de 12 semanas de idade a cabeça femoral em desenvolvimento está completamente coberta e contida no interior do acetábulo em desenvolvimento. A porcentagem de desenvolvimento, entretanto, *diminui* naturalmente até o nascimento e, então, gradualmente, começa a aumentar com o desenvolvimento normal pós-natal.<sup>146</sup> No período perinatal, portanto, o quadril é potencialmente instável e consiste em um acetábulo raso e relativamente plano e uma cabeça femoral parcialmente exposta – ambos os quais são compostos predominantemente de cartilagem. O crescimento e o desenvolvimento normais subsequentes do quadril são fortemente influenciados por forças de contato produzidas por uma cabeça femoral bem centrada. Tal contato ajuda a moldar a concavidade do acetábulo plável ao formato esférico da cabeça femoral e vice-versa, facilitando, ao final, a formação de uma articulação normal e estável. O quadril anormalmente formado é tipicamente instável e predisposto a deslocamento recorrente e

subluxação crônica, situações que interferem no processo natural de modelagem da articulação.

Forças aplicadas de forma anormal ao quadril na fase perinatal de desenvolvimento, que é muito plástica e vulnerável, podem diretamente afetar a morfologia final da articulação. As fontes de algumas dessas forças potencialmente deformantes são descritas em maior profundidade nos parágrafos a seguir.

**FROUXIDÃO ARTICULAR EXCESSIVA:** A frouxidão excessiva na cápsula e nos ligamentos do quadril pode predispor ao aumento da força de cisalhamento entre as superfícies articulares. Em casos de severa frouxidão, o quadril instável demonstra maior translação e “jogo” articular, o que geralmente resulta em maior risco de deslocamento e subluxação. Um quadril alinhado de forma anormal ou deslocado carece do estímulo cinético normal para guiar seu crescimento e desenvolvimento.<sup>171</sup>

O aumento da frouxidão nos tecidos conectivos da criança geralmente está associado à predisposição genética. O aumento da frouxidão também pode ser causado por uma resposta exagerada ao hormônio materno relaxina, normalmente produzido para induzir frouxidão pélvica na mãe durante o nascimento. As mulheres são mais responsivas aos efeitos da relaxina, o que explica parcialmente a maior incidência de DDQ em crianças do sexo feminino.<sup>59</sup>

**POSICIONAMENTO INTRAUTERINO ANORMAL:** O posicionamento anormal do feto no interior do útero pode impor forças anormais ao quadril em desenvolvimento. Esta relação é sugerida pelo fato de que a DDQ ocorre mais frequentemente em crianças nascidas de parto de apresentação pélvica, especialmente quando ambos os joelhos estão estendidos.<sup>59</sup> Além disso, crianças com DDQ possuem uma incidência levemente maior de outras anormalidades estruturais, as quais se acredita estarem associadas ao posicionamento pré-natal anormal, tal como torcicolo<sup>69</sup> (Capítulo

10) ou deformidades do pé (como metatarso aduzido ou antepé varo [Capítulo 14]).

**POSICIONAMENTO PÓS-NATAL:** O posicionamento pós-natal também pode ter alguma influência sobre o desenvolvimento estrutural do quadril da criança. Existe alguma evidência dessa relação em culturas nas quais as crianças são tradicionalmente enroladas de forma que os quadris sejam mantidos em extensão completa.<sup>24</sup> Tal posição cronicamente estendida na criança pequena pode produzir estresse anormal sobre os quadris que estão normalmente fletidos na “posição fetal”. Culturas nas quais as crianças são rotineiramente enroladas com os *quadris fletidos* e abduzidos têm demonstrado uma frequência reduzida de DDQ.

**DESENVOLVIMENTO NEUROMUSCULAR ANORMAL:** Crianças com patologia que envolvem o sistema neuromuscular possuem uma incidência maior do que a normal de DDQ. Esta associação existe, por exemplo, nas crianças com paralisia cerebral e pode ser explicada pelo tônus muscular anormal, pela permanência de reflexos primitivos e falta de atividades normais de descarga de peso.<sup>16</sup> A Figura 12-55 mostra displasia significativa do quadril em uma adolescente com paralisia cerebral grave.



FIGURA 12-55 Radiografia pélvica de um quadril esquerdo displásico e subluxado de uma adolescente com paralisia cerebral grave. A pessoa não deambula.

*(Cortesia de Jeffrey P. Schwab, MD, Department of Orthopaedic Surgery, Medical College of Wisconsin.)*

Casos persistentes ou graves de DDQ não tratada podem produzir problemas funcionais significativos na criança em amadurecimento, especialmente relacionados à marcha. Se a articulação do quadril é instável, a cabeça femoral pode “deslizar” superior e posterolateralmente em relação ao acetábulo. A articulação deslocada ou subluxada cria tipicamente um fulcro instável para as ações dos músculos, especialmente o grupo abductor do quadril. A estabilidade pélvica é perdida durante a fase de apoio médio da marcha, o que provoca um padrão de marcha compensada característico de Trendelenburg.

O tratamento específico para a DDQ depende da idade do paciente, de suas limitações funcionais e da progressão natural da doença. Na criança muito nova, a imobilização do quadril em flexão

e abdução com a utilização da correia de Pavlik é frequentemente realizada, na tentativa de “assentar” a cabeça femoral mais diretamente no acetábulo<sup>117,172</sup> Ao longo do tempo, esta posição pode estimular a formação de um acetábulo mais normal. O realinhamento cirúrgico da pelve e/ou do fêmur proximal pode ser necessário para melhorar a estabilidade e aumentar a área de superfície para a descarga de peso.<sup>87</sup> Um objetivo subjacente tanto do tratamento cirúrgico como não cirúrgico é restaurar uma articulação estável e facilitar o crescimento e o desenvolvimento ideais da articulação. Anormalidades ósseas residuais associadas à DDQ não tratada ou detectada são a principal causa de osteoartrite prematura do quadril em um período mais tardio da vida<sup>55,171,172</sup> (Fig. 12-56), o que geralmente requer uma artroplastia total do quadril.<sup>32,129</sup>



FIGURA 12-56 Radiografia pélvica mostra artrite degenerativa do



quadril esquerdo em uma mulher de 38 anos de idade, secundária aos efeitos residuais de displasia do quadril na infância. Observe a cabeça femoral achatada e lateralmente deslocada, e a cobertura inadequada proporcionada pelo acetábulo. A perna esquerda da paciente também está aproximadamente 3,8 cm mais curta do que a direita. A paciente foi submetida a uma artroplastia total do quadril esquerdo.

*(Cortesia de Michael O'Brien MD, Musculoskeletal Radiology Fellow, University of Wisconsin.)*

## REFERÊNCIAS

---

- 1 Ajemian S, Thon D, Clare P, et al. Cane-assisted gait biomechanics and electromyography after total hip arthroplasty. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85:1966-1971.
- 2 Altman R, Alarcón G, Appelrouth D, et al. The American College of Rheumatology criteria for the classification and reporting of osteoarthritis of the hip. *Arthritis Rheum.* 1991;34:505-514.
- 3 Altman RD, Bloch DA, Dougados M, et al. Measurement of structural progression in osteoarthritis of the hip: the Barcelona consensus group. *Osteoarthritis Cartilage.* 2004;12:515-524.
- 4 Anda S, Svenningsen S, Dale LG, Benum P. The acetabular sector angle of the adult hip determined by computed tomography. *Acta Radiol Diagn (Stockh).* 1986;27:443-447.
- 5 Andersson E, Oddsson L, Grundström H, Thorstensson A. The role of the psoas and iliacus muscles for stability and movement of the lumbar spine, pelvis and hip. *Scand J Med Sci Sports.* 1995;5:10-16.
- 6 Arnold AS, Anderson FC, Pandy MG, Delp SL. Muscular contributions to hip and knee extension during the single limb stance phase of normal gait: a framework for investigating the causes of crouch gait. *J Biomech.* 2005;38:2181-2189.

- 7 Arnold AS, Asakawa DJ, Delp SL. Do the hamstrings and adductors contribute to excessive internal rotation of the hip in persons with cerebral palsy? *Gait Posture*. 2000;11:181-190.
- 8 Arnold AS, Delp SL. Rotational moment arms of the medial hamstrings and adductors vary with femoral geometry and limb position: implications for the treatment of internally rotated gait. *J Biomech*. 2001;34:437-447.
- 9 Arnold AS, Komattu AV, Delp SL. Internal rotation gait: a compensatory mechanism to restore abduction capacity decreased by bone deformity. *Dev Med Child Neurol*. 1997;39:40-44.
- 10 Arokoski MH, Arokoski JP, Haara M, et al. Hip muscle strength and muscle cross sectional area in men with and without hip osteoarthritis. *J Rheumatol*. 2002;29:2187-2195.
- 11 Beck M, Kalhor M, Leunig M, Ganz R. Hip morphology influences the pattern of damage to the acetabular cartilage: femoroacetabular impingement as a cause of early osteoarthritis of the hip. *J Bone Joint Surg Br*. 2005;87:1012-1018.
- 12 Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *J Biomech*. 1993;26:969-990.
- 13 Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A, Linke H. Hip joint forces during load carrying. *Clin Orthop Relat Res*. 1997;335:190-201.
- 14 Bizzini M, Notzli HP, Maffiuletti NA. Femoroacetabular impingement in professional ice hockey players: a case series of 5 athletes after open surgical decompression of the hip. *Am J Sports Med*. 2007;35:1955-1959.
- 15 Blemker SS, Delp SL. Three-dimensional representation of complex muscle architectures and geometries. *Ann Biomed Eng*. 2005;33:661-673.
- 16 Bobroff ED, Chambers HG, Sartoris DJ, et al. Femoral anteversion and neck-shaft angle in children with cerebral palsy. *Clin Orthop Relat Res*.

1999;364:194-204.

- 17 Boone DC, Azen SP. Normal range of motion of joints in male subjects. *J Bone Joint Surg Am.* 1979;61:756-759.
- 18 Bordini B, Stea S, De CM, et al. Factors affecting aseptic loosening of 4750 total hip arthroplasties: multivariate survival analysis. *BMC Musculoskelet Disord.* 2007;8:69.
- 19 Broadhurst NA, Simmons DN, Bond MJ. Piriformis syndrome: correlation of muscle morphology with symptoms and signs. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85:2036-2039.
- 20 Burnett RS, la Rocca GJ, Prather H, et al. Clinical presentation of patients with tears of the acetabular labrum. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88:1448-1457.
- 21 Cahalan TD, Johnson ME, Liu S, Chao EY. Quantitative measurements of hip strength in different age groups. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;246:136-145.
- 22 Carey TS, Crompton RH. The metabolic costs of “bent-hip, bent-knee” walking in humans. *J Hum Evol.* 2005;48:25-44.
- 23 Clark JM, Haynor DR. Anatomy of the abductor muscles of the hip as studied by computed tomography. *J Bone Joint Surg Am.* 1987;69:1021-1031.
- 24 Coleman SS. Congenital dysplasia of the hip in the Navajo infant. *Clin Orthop Relat Res.* 1968;56:179-193.
- 25 Congdon R, Bohannon R, Tiberio D. Intrinsic and imposed hamstring length influence posterior pelvic rotation during hip flexion. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2005;20:947-951.
- 26 Cooperman DR, Wallensten R, Stulberg SD. Acetabular dysplasia in the adult. *Clin Orthop Relat Res.* 1983;175:79-85.
- 27 Crawford JR, Villar RN. Current concepts in the management of femoroacetabular impingement. *J Bone Joint Surg Br.* 2005;87:1459-1462.

- 28 Crock HV. An atlas of the arterial supply of the head and neck of the femur in man. *Clin Orthop Relat Res*. 1980;152:17-27.
- 29 Cuckler JM. The rationale for metal-on-metal total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2005;441:132-136.
- 30 Cummings SR, Nevitt MC. A hypothesis: the causes of hip fractures. *J Gerontol*. 1989;44:M107-M111.
- 31 Dalstra M, Huiskes R. Load transfer across the pelvic bone. *J Biomech*. 1995;28:715-724.
- 32 de Jong PT, Haverkamp D, van der Vis HM, Marti RK, et al. Total hip replacement with a superolateral bone graft for osteoarthritis secondary to dysplasia: a long-term follow-up. *J Bone Joint Surg Br*. 2006;88:173-178.
- 33 Delp SL, Hess WE, Hungerford DS, Jones LC. Variation of rotation moment arms with hip flexion. *J Biomech*. 1999;32:493-501.
- 34 Dewberry MJ, Bohannon RW, Tiberio D, et al. Pelvic and femoral contributions to bilateral hip flexion by subjects suspended from a bar. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2003;18:494-499.
- 35 Dostal WF, Andrews JG. A three-dimensional biomechanical model of hip musculature. *J Biomech*. 1981;14:803-812.
- 36 Dostal WF, Soderberg GL, Andrews JG. Actions of hip muscles. *Phys Ther*. 1986;66:351-361.
- 37 Eastwood EA, Magaziner J, Wang J, et al. Patients with hip fracture: subgroups and their outcomes. *J Am Geriatr Soc*. 2002;50:1240-1249.
- 38 Eckstein F, von Eisenhart-Rothe R, Landgraf J, et al. Quantitative analysis of incongruity, contact areas and cartilage thickness in the human hip joint. *Acta Anat (Basel)*. 1997;158:192-204.
- 39 Elders MJ. The increasing impact of arthritis on public health. *J Rheumatol Suppl*. 2000;60:6-8.
- 40 Enseki KR, Martin RL, Draovitch P, et al. The hip joint: arthroscopic procedures and postoperative rehabilitation. *J Orthop Sports Phys Ther*.

2006;36:516-525.

- 41 Escalante A, Lichtenstein MJ, Dhanda R, et al. Determinants of hip and knee flexion range: results from the San Antonio Longitudinal Study of Aging. *Arthritis Care Res.* 1999;12:8-18.
- 42 Esola MA, McClure PW, Fitzgerald GK, Siegler S. Analysis of lumbar spine and hip motion during forward bending in subjects with and without a history of low back pain. *Spine.* 1996;21:71-78.
- 43 Fabry G, MacEwen GD, Shands ARJr. Torsion of the femur. A follow-up study in normal and abnormal conditions. *J Bone Joint Surg Am.* 1973;55:1726-1738.
- 44 Ferguson SJ, Bryant JT, Ganz R. An in vitro investigation of the acetabular labrum seal in hip joint mechanics. *J Biomech.* 2003;36:171-178.
- 45 Fischer FJ, Houtz SJ. Evaluation of the function of the gluteus maximus muscle. An electromyographic study. *Am J Phys Med.* 1968;47:182-191.
- 46 Freedman BA, Potter BK, Dinauer PA, et al. Prognostic value of magnetic resonance arthrography for Czerny stage II and III acetabular labral tears. *Arthroscopy.* 2006;22:742-747.
- 47 Fuss FK, Bacher A. New aspects of the morphology and function of the human hip joint ligaments. *Am J Anat.* 1991;192:1-13.
- 48 Gajdosik RL, Sandler MM, Marr HL. Influence of knee positions and gender on the Ober test for length of the iliotibial band. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2003;18:77-79.
- 49 Ganz R, Leunig M, Leunig-Ganz K, Harris WH. The etiology of osteoarthritis of the hip: an integrated mechanical concept. *Clin Orthop Relat Res.* 2008;466:264-272.
- 50 Genda E, Iwasaki N, Li G, et al. Normal hip joint contact pressure distribution in single-leg standing—effect of gender and anatomic parameters. *J Biomech.* 2001;34:895-905.

- 51 Gullberg B, Johnell O, Kanis JA. World-wide projections for hip fracture. *Osteoporos Int.* 1997;7:407-413.
- 52 Halbertsma JP, Göeken LN, Hof AL, et al. Extensibility and stiffness of the hamstrings in patients with nonspecific low back pain. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001;82:232-238.
- 53 Hansen L, de Zee M, Rasmussen J, et al. Anatomy and biomechanics of the back muscles in the lumbar spine with reference to biomechanical modeling. *Spine.* 2006;31:1888-1899.
- 54 Hardcastle P, Nade S. The significance of the Trendelenburg test. *J Bone Joint Surg Br.* 1985;67:741-746.
- 55 Harris WH. Etiology of osteoarthritis of the hip. *Clin Orthop Relat Res.* 1986;213:20-33.
- 56 Hartig DE, Henderson JM. Increasing hamstring flexibility decreases lower extremity overuse injuries in military basic trainees. *Am J Sports Med.* 1999;27:173-176.
- 57 Heller MO, Bergmann G, Deuretzbacher G, et al. Influence of femoral anteversion on proximal femoral loading: measurement and simulation in four patients. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2001;16:644-649.
- 58 Helm CS, Greenwald AS. The rationale and performance of modularity in total hip arthroplasty. *Orthopedics.* 2005;28:S1113-S1115.
- 59 Herring JA. Tachdjian's pediatric orthopaedics. Philadelphia: Saunders. 2002;Vol 1.
- 60 Herring JA. Tachdjian's pediatric orthopaedics. Philadelphia: Saunders. 2002;Vol 3.
- 61 Hewitt JD, Glisson RR, Guilak F, Vail TP. The mechanical properties of the human hip capsule ligaments. *J Arthroplasty.* 2002;17:82-89.
- 62 Hicks JL, Schwartz MH, Arnold AS, Delp SL. Crouched postures reduce the capacity of muscles to extend the hip and knee during the single-limb stance phase of gait. *J Biomech.* 2008;41:960-967.

- 63 Hoaglund FT, Steinbach LS. Primary osteoarthritis of the hip: etiology and epidemiology. *J Am Acad Orthop Surg*. 2001;9:320-327.
- 64 Hodge WA, Carlson KL, Fijan RS, et al. Contact pressures from an instrumented hip endoprosthesis. *J Bone Joint Surg Am*. 1989;71:1378-1386.
- 65 Hodges PW, Richardson CA. Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Phys Ther*. 1997;77:132-142.
- 66 Hoeksma HL, Dekker J, Runday HK, et al. Comparison of manual therapy and exercise therapy in osteoarthritis of the hip: a randomized clinical trial. *Arthritis Rheum*. 2004;51:722-729.
- 67 Hoy MG, Zajac FE, Gordon ME. A musculoskeletal model of the human lower extremity: the effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee, and ankle. *J Biomech*. 1990;23:157-169.
- 68 Huddleston JM, Whitford KJ. Medical care of elderly patients with hip fractures. *Mayo Clin Proc*. 2001;76:295-298.
- 69 Hummer CD, MacEwen GD. The coexistence of torticollis and congenital dysplasia of the hip. *J Bone Joint Surg Am*. 1972;54:1255-1256.
- 70 Huo MH, Parvizi J, Bal BS, et al. What's new in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2008;90:2043-2055.
- 71 Hurwitz DE, Foucher KC, Andriacchi TP. A new parametric approach for modeling hip forces during gait. *J Biomech*. 2003;36:113-119.
- 72 Inman VT. Functional aspects of the abductor muscles of the hip. *J Bone Joint Surg Am*. 1947;29:607-619.
- 73 Inman VT, Ralston HJ, Todd F. Human walking. Baltimore: Williams & Wilkins, 1981.
- 74 Inman VT, Saunders JB. Referred pain from skeletal structures. *J Nerv Ment Dis*. 1944;99:660-667.
- 75 Ito K, Minka MA2nd, Leunig M, et al. Femoroacetabular impingement

and the cam-effect. A MRI-based quantitative anatomical study of the femoral head-neck offset. *J Bone Joint Surg Br.* 2001;83:171-176.

- 76 Jette AM, Delitto A. Physical therapy treatment choices for musculoskeletal impairments. *Phys Ther.* 1997;77:145-154.
- 77 Johnston RC, Smidt GL. Hip motion measurements for selected activities of daily living. *Clin Orthop Relat Res.* 1970;72:205-215.
- 78 Keagy RD, Brumlik J, Bergan JL. Direct electromyography of the psoas major muscle in man. *J Bone Joint Surg Am.* 1966;48:1377-1382.
- 79 Kelsey JL. The epidemiology of diseases of the hip: a review of the literature. *Int J Epidemiol.* 1977;6:269-280.
- 80 Kendall FP, McCreary AK, Provance PG. Muscles: testing and function, ed 4. Baltimore: Williams & Wilkins, 1993.
- 81 Kim WY, Hutchinson CE, Andrew JG, Allen PD. The relationship between acetabular retroversion and osteoarthritis of the hip. *J Bone Joint Surg Br.* 2006;88:727-729.
- 82 Kim YT, Azuma H. The nerve endings of the acetabular labrum. *Clin Orthop Relat Res.* 1995;320:176-181.
- 83 Kinov P, Leithner A, Radl R, et al. Role of free radicals in aseptic loosening of hip arthroplasty. *J Orthop Res.* 2006;24:55-62.
- 84 Krebs DE, Elbaum L, Riley PO, et al. Exercise and gait effects on in vivo hip contact pressures. *Phys Ther.* 1991;71:301-309.
- 85 Kumagai M, Shiba N, Higuchi F, et al. Functional evaluation of hip abductor muscles with use of magnetic resonance imaging. *J Orthop Res.* 1997;15:888-893.
- 86 Kurrat HJ, Oberlander W. The thickness of the cartilage in the hip joint. *J Anat.* 1978;126:145-155.
- 87 Lalonde FD, Frick SL, Wenger DR. Surgical correction of residual hip dysplasia in two pediatric age-groups. *J Bone Joint Surg Am.* 2002;84:1148-1156.
- 88 Lavigne M, Parvizi J, Beck M, et al. Anterior femoroacetabular



impingement: part I. Techniques of joint preserving surgery. *Clin Orthop Relat Res.* 2004;418:61-66.

- 89 Leadbetter RE, Mawer D, Lindow SW. Symphysis pubis dysfunction: a review of the literature. *J Matern Fetal Neonatal Med.* 2004;16:349-354.
- 90 Lee RY, Wong TK. Relationship between the movements of the lumbar spine and hip. *Hum Mov Sci.* 2002;21:481-494.
- 91 Lengsfeld M, Pressel T, Stammberger U. Lengths and lever arms of hip joint muscles: geometrical analyses using a human multibody model. *Gait Posture.* 1997;6:18-26.
- 92 Lennon AB, Britton JR, MacNiocaill RF, et al. Predicting revision risk for aseptic loosening of femoral components in total hip arthroplasty in individual patients—a finite element study. *J Orthop Res.* 2007;25:779-788.
- 93 Leunig M, Beck M, Woo A, et al. Acetabular rim degeneration: a constant finding in the aged hip. *Clin Orthop Relat Res.* 2003;413:201-207.
- 94 Leunig M, Podeszwa D, Beck M, et al. Magnetic resonance arthrography of labral disorders in hips with dysplasia and impingement. *Clin Orthop Relat Res.* 2004;418:74-80.
- 95 Lewis CL, Sahrman SA. Acetabular labral tears. *Phys Ther.* 2006;86:110-121.
- 96 Lewis CL, Sahrman SA, Moran DW. Anterior hip joint force increases with hip extension, decreased gluteal force, or decreased iliopsoas force. *J Biomech.* 2007;40:3725-3731.
- 97 Li Y, McClure PW, Pratt N. The effect of hamstring muscle stretching on standing posture and on lumbar and hip motions during forward bending. *Phys Ther.* 1996;76:836-845.
- 98 Lievense AM, Bierma-Zeinstra SM, Verhagen AP, et al. Influence of sporting activities on the development of osteoarthritis of the hip: a

- systematic review. *Arthritis Rheum.* 2003;49:228-236.
- 99 Lindsay DM, Maitland ME, Lowe RC. Comparison of isokinetic internal and external hip rotation torques using different testing positions. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1992;16:43-50.
- 100 Loder RT, Aronsson DD, Dobbs MB, et al. Slipped capital femoral epiphysis. *Instr Course Lect.* 2001;50:555-570.
- 101 Löhe F, Eckstein F, Sauer T, Putz R. Structure, strain and function of the transverse acetabular ligament. *Acta Anat (Basel).* 1996;157:315-323.
- 102 Lohmander LS. Articular cartilage and osteoarthritis. The role of molecular markers to monitor breakdown, repair and disease. *J Anat.* 1994;184:477-492.
- 103 MacDonald CW, Whitman JM, Cleland JA, et al. Clinical outcomes following manual physical therapy and exercise for hip osteoarthritis: a case series. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2006;36:588-599.
- 104 Mansour JM, Pereira JM. Quantitative functional anatomy of the lower limb with application to human gait. *J Biomech.* 1987;20:51-58.
- 105 Markhede G, Stener B. Function after removal of various hip and thigh muscles for extirpation of tumors. *Acta Orthop Scand.* 1981;52:373-395.
- 106 Martin HD, Savage A, Braly BA, et al. The function of the hip capsular ligaments: a quantitative report. *Arthroscopy.* 2008;24:188-195.
- 107 Martin RL, Enseki KR, Draovitch P, et al. Acetabular labral tears of the hip: examination and diagnostic challenges. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2006;36:503-515.
- 108 Mavcic B, Pompe B, Antolic V, et al. Mathematical estimation of stress distribution in normal and dysplastic human hips. *J Orthop Res.* 2002;20:1025-1030.
- 109 McCarthy J, Noble P, Aluisio FV, et al. Anatomy, pathologic features, and treatment of acetabular labral tears. *Clin Orthop Relat Res.*

2003;406:38-47.

- 110 McCarthy JC. The diagnosis and treatment of labral and chondral injuries. *Instr Course Lect.* 2004;53:573-577.
- 111 McCarthy JC, Noble PC, Schuck MR, et al. The Otto E. Aufranc Award: the role of labral lesions to development of early degenerative hip disease. *Clin Orthop Relat Res.* 2001;393:25-37.
- 112 McGibbon CA, Krebs DE, Mann RW. In vivo hip pressures during cane and load-carrying gait. *Arthritis Care Res.* 1997;10:300-307.
- 113 Mehmood S, Jinnah RH, Pandit H. Review on ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty. *J Surg Orthop Adv.* 2008;17:45-50.
- 114 Montin L, Leino-Kilpi H, Suominen T, Lepistö J. A systematic review of empirical studies between 1966 and 2005 of patient outcomes of total hip arthroplasty and related factors. *J Clin Nurs.* 2008;17:40-45.
- 115 Moore KL, Persaud TVN. The developing human: clinically oriented embryology, ed 7. St Louis: Elsevier, 2003.
- 116 Münger P, Röder C, Ackermann-Liebrich U, Busato A. Patient-related risk factors leading to aseptic stem loosening in total hip arthroplasty: a case-control study of 5,035 patients. *Acta Orthop.* 2006;77:567-574.
- 117 Nakamura J, Kamegaya M, Saisu T, et al. Treatment for developmental dysplasia of the hip using the Pavlik harness: long-term results. *J Bone Joint Surg Br.* 2007;89:230-235.
- 118 Narvani AA, Tsiridis E, Tai CC, Thomas P. Acetabular labrum and its tears. *Br J Sports Med.* 2003;37:207-211.
- 119 Nemeth G, Ohlsen H. Moment arms of the hip abductor and adductor muscles measured in vivo by computed tomography. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1989;4:133-136.
- 120 Neumann DA. Hip abductor muscle activity as subjects with hip prostheses walk with different methods of using a cane. *Phys Ther.* 1998;78:490-501.
- 121 Neumann DA. Hip abductor muscle activity in persons with a hip

- prosthesis while carrying loads in one hand. *Phys Ther.* 1996;76:1320-1330.
- 122 Neumann DA. An electromyographic study of the hip abductor muscles as subjects with a hip prosthesis walked with different methods of using a cane and carrying a load. *Phys Ther.* 1999;79:1163-1173.
- 123 Neumann DA. Biomechanical analysis of selected principles of hip joint protection. *Arthritis Care Res.* 1989;2:146-155.
- 124 Neumann DA, Cook TM. Effect of load and carrying position on the electromyographic activity of the gluteus medius muscle during walking. *Phys Ther.* 1985;65:305-311.
- 125 Neumann DA, Cook TM, Sholty RL, Sobush DC. An electromyographic analysis of hip abductor muscle activity when subjects are carrying loads in one or both hands. *Phys Ther.* 1992;72:207-217.
- 126 Neumann DA, Hase AD. An electromyographic analysis of the hip abductors during load carriage: implications for hip joint protection. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1994;19:296-304.
- 127 Neumann DA, Soderberg GL, Cook TM. Comparison of maximal isometric hip abductor muscle torques between hip sides. *Phys Ther.* 1988;68:496-502.
- 128 Neumann DA, Soderberg GL, Cook TM. Electromyographic analysis of hip abductor musculature in healthy right-handed persons. *Phys Ther.* 1989;69:431-440.
- 129 Noble PC, Kamaric E, Sugano N, et al. Three-dimensional shape of the dysplastic femur: implications for THR. *Clin Orthop Relat Res.* 2003;417:27-40.
- 130 Notzli HP, Wyss TF, Stoecklin CH, et al. The contour of the femoral head-neck junction as a predictor for the risk of anterior impingement. *J Bone Joint Surg Br.* 2002;84:556-560.
- 131 Odding E, Valkenburg HA, Stam HJ, Hofman A. Determinants of locomotor disability in people aged 55 years and over: the Rotterdam

- Study. *Eur J Epidemiol.* 2001;17:1033-1041.
- 132 Oguz O. Measurement and relationship of the inclination angle, Alsberg angle and the angle between the anatomical and mechanical axes of the femur in males. *Surg Radiol Anat.* 1996;18:29-31.
- 133 Ong KL, Kurtz SM, Manley MT, et al. Biomechanics of the Birmingham hip resurfacing arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 2006;88:1110-1115.
- 134 Paksima N, Koval KJ, Aharanoff G, et al. Predictors of mortality after hip fracture: a 10-year prospective study. *Bull NYU Hosp Jt Dis.* 2008;66:111-117.
- 135 Palombaro KM, Craik RL, Mangione KK, Tomlinson JD. Determining meaningful changes in gait speed after hip fracture. *Phys Ther.* 2006;86:809-816.
- 136 Pare EB, Stern JTJr, Schwartz JM. Functional differentiation within the tensor fasciae latae. A telemetered electromyographic analysis of its locomotor roles. *J Bone Joint Surg Am.* 1981;63:1457-1471.
- 137 Parkkari J, Kannus P, Palvanen M, et al. Majority of hip fractures occur as a result of a fall and impact on the greater trochanter of the femur: a prospective controlled hip fracture study with 206 consecutive patients. *Calcif Tissue Int.* 1999;65:183-187.
- 138 Paton RW, Hinduja K, Thomas CD. The significance of at-risk factors in ultrasound surveillance of developmental dysplasia of the hip. A ten-year prospective study. *J Bone Joint Surg Br.* 2005;87:1264-1266.
- 139 Peelle MW, la Rocca GJ, Maloney WJ, et al. Acetabular and femoral radiographic abnormalities associated with labral tears. *Clin Orthop Relat Res.* 2005;441:327-333.
- 140 Penrod JD, Litke A, Hawkes WG, et al. The association of race, gender, and comorbidity with mortality and function after hip fracture. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2008;63:867-872.
- 141 Perron M, Malouin F, Moffet H, McFadyen BJ. Three-dimensional gait analysis in women with a total hip arthroplasty. *Clin Biomech (Bristol,*

- Avon*). 2000;15:504-515.
- 142 Petersen W, Petersen F, Tillmann B. Structure and vascularization of the acetabular labrum with regard to the pathogenesis and healing of labral lesions. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2003;123:283-288.
- 143 Peyron JG. Osteoarthritis. The epidemiologic viewpoint. *Clin Orthop Relat Res*. 1986;213:13-19.
- 144 Pfirrmann CW, Chung CB, Theumann NH, et al. Greater trochanter of the hip: attachment of the abductor mechanism and a complex of three bursae—MR imaging and MR bursography in cadavers and MR imaging in asymptomatic volunteers. *Radiology*. 2001;221:469-477.
- 145 Pohtilla JF. Kinesiology of hip extension at selected angles of pelvifemoral extension. *Arch Phys Med Rehabil*. 1969;50:241-250.
- 146 Ralis Z, McKibbin B. Changes in shape of the human hip joint during its development and their relation to its stability. *J Bone Joint Surg Br*. 1973;55:780-785.
- 147 Recnik G, Kralj-Iglic V, Iglic A, et al. Higher peak contact hip stress predetermines the side of hip involved in idiopathic osteoarthritis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2007;22:1119-1124.
- 148 Reikeras O, Bjerkreim I, Kolbenstvedt A. Anteversion of the acetabulum and femoral neck in normals and in patients with osteoarthritis of the hip. *Acta Orthop Scand*. 1983;54:18-23.
- 149 Rethlefsen SA, Healy BS, Wren TA, et al. Causes of intoeing gait in children with cerebral palsy. *J Bone Joint Surg Am*. 2006;88:2175-2180.
- 150 Roach KE, Miles TP. Normal hip and knee active range of motion: the relationship to age. *Phys Ther*. 1991;71:656-665.
- 151 Roddy E, Zhang W, Doherty M, et al. Evidence-based recommendations for the role of exercise in the management of osteoarthritis of the hip or knee—the MOVE consensus. *Rheumatology (Oxford)*. 2005;44:67-73.

- 152 Rozumalski A, Schwartz MH, Wervej R, et al. The in vivo three-dimensional motion of the human lumbar spine during gait. *Gait Posture*. 2008;28:378-384.
- 153 Rydell N. Biomechanics of the hip-joint. *Clin Orthop Relat Res*. 1973;92:6-15.
- 154 Santaguida PL, McGill SM. The psoas major muscle: a three-dimensional geometric study. *J Biomech*. 1995;28:339-345.
- 155 Siebenrock KA, Schoeniger R, Ganz R. Anterior femoro-acetabular impingement due to acetabular retroversion. Treatment with periacetabular osteotomy. *J Bone Joint Surg Am*. 2003;85-A:278-286.
- 156 Simoneau GG, Hoenig KJ, Lepley JE, Papanek PE. Influence of hip position and gender on active hip internal and external rotation. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1998;28:158-164.
- 157 Skyrme AD, Cahill DJ, Marsh HP, Ellis H. Psoas major and its controversial rotational action. *Clin Anat*. 1999;12:264-265.
- 158 Snijders CJ, Hermans PF, Kleinrensink GJ. Functional aspects of cross-legged sitting with special attention to piriformis muscles and sacroiliac joints. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2006;21:116-121.
- 159 Soderberg GL, Dostal WF. Electromyographic study of three parts of the gluteus medius muscle during functional activities. *Phys Ther*. 1978;58:691-696.
- 160 Standring S. Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice, ed 40. St Louis: Elsevier, 2009.
- 161 Stansfield BW, Nicol AC. Hip joint contact forces in normal subjects and subjects with total hip prostheses: walking and stair and ramp negotiation. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2002;17:130-139.
- 162 Stewart K, Edmonds-Wilson R, Brand R, Brown TD. Spatial distribution of hip capsule structural and material properties. *J Biomech*. 2002;35:1491-1498.
- 163 Svenningsen S, Apalset K, Terjesen T, Anda S. Regression of femoral

- anteversion. A prospective study of intoeing children. *Acta Orthop Scand.* 1989;60:170-173.
- 164 Tan V, Seldes RM, Katz MA, et al. Contribution of acetabular labrum to articulating surface area and femoral head coverage in adult hip joints: an anatomic study in cadavera. *Am J Orthop.* 2001;30:809-812.
- 165 Tanzer M, Noiseux N. Osseous abnormalities and early osteoarthritis: the role of hip impingement. *Clin Orthop Relat Res.* 2004;429:170-177.
- 166 Thelen DD, Riewald SA, Asakawa DS, et al. Abnormal coupling of knee and hip moments during maximal exertions in persons with cerebral palsy. *Muscle Nerve.* 2003;27:486-493.
- 167 Toussant EM, Kohia M. A critical review of literature regarding the effectiveness of physical therapy management of hip fracture in elderly persons. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2005;60:1285-1291.
- 168 Walheim GG, Selvik G. Mobility of the pubic symphysis. In vivo measurements with an electromechanic method and a roentgen stereophotogrammetric method. *Clin Orthop Relat Res.* 1984;191:129-135.
- 169 Walters J, Solomons M, Davies J. Gluteus minimus: observations on its insertion. *J Anat.* 2001;198:239-242.
- 170 Wehren LE, Magaziner J. Hip fracture: risk factors and outcomes. *Current Osteoporosis Reports.* 2003;1:78-85.
- 171 Weinstein SL, Mubarak SJ, Wenger DR. Developmental hip dysplasia and dislocation: Part I. *Instr Course Lect.* 2004;53:523-530.
- 172 Weinstein SL, Mubarak SJ, Wenger DR. Developmental hip dysplasia and dislocation: Part II. *Instr Course Lect.* 2004;53:531-542.
- 173 Wenger DE, Kendell KR, Miner MR, Trousdale RT. Acetabular labral tears rarely occur in the absence of bony abnormalities. *Clin Orthop Relat Res.* 2004;426:145-150.
- 174 Wilkins K. Health care consequences of falls for seniors. *Health Rep.* 1999;10:47-55.



- 175 Wingstrand H, Wingstrand A, Krantz P. Intracapsular and atmospheric pressure in the dynamics and stability of the hip. A biomechanical study. *Acta Orthop Scand*. 1990;61:231-235.
- 176 Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. New Jersey: John Wiley & Sons, 2005.
- 177 Winters MV, Blake CG, Trost JS, et al. Passive versus active stretching of hip flexor muscles in subjects with limited hip extension: a randomized clinical trial. *Phys Ther*. 2004;84:800-807.
- 178 Wisniewski SJ, Grogg B. Femoroacetabular impingement: an overlooked cause of hip pain. *Am J Phys Med Rehabil*. 2006;85:546-549.
- 179 Wolinsky FD, Fitzgerald JF, Stump TE. The effect of hip fracture on mortality, hospitalization, and functional status: a prospective study. *Am J Public Health*. 1997;87:398-403.
- 180 Woodley SJ, Nicholson HD, Livingstone V, et al. Lateral hip pain: findings from magnetic resonance imaging and clinical examination. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2008;38:313-328.
- 181 Yoshio M, Murakami G, Sato T, et al. The function of the psoas major muscle: passive kinetics and morphological studies using donated cadavers. *J Orthop Sci*. 2002;7:199-207.

## QUESTÕES PARA ESTUDO

- 1 Que estruturas convertem a incisura ciática maior em um forame? Liste três estruturas (nervos ou músculos) que passem através desse forame.
- 2 Um paciente apresenta anteversão excessiva do fêmur e do acetábulo. Qual movimentação extrema do quadril (no plano horizontal) estaria mais provavelmente associada a um deslocamento espontâneo anterior?

- 3 Que características definem a posição de travamento do quadril? Como essas características diferem daquelas da maior parte das outras articulações sinoviais do corpo?
- 4 Explique por que um paciente com uma cápsula da articulação do quadril inflamada pode estar suscetível a uma contratura em flexão do quadril.
- 5 Descreva como o ligamento isquiofemoral se torna tensionado na rotação medial total e extensão do quadril. Inclua tanto as perspectivas do fêmur em relação à pelve como da pelve em relação ao fêmur na sua descrição.
- 6 Na posição de pé, uma pessoa realiza uma inclinação pélvica *posterior* total enquanto mantém o tronco essencialmente estacionário. Descreva como esse movimento poderia indiretamente alterar a tensão sobre o ligamento longitudinal anterior e o ligamento amarelo, na região lombar.
- 7 Utilizando uma régua e a Figura 12-29 como referência, que músculo parece possuir o maior braço de momento como abductor do quadril?
- 8 Com base na Figura 12-34, quais músculos possuem (a) *menor* alavancagem e (b) *maior* alavancagem para produzir torque de rotação medial?
- 9 Um paciente sofreu uma fratura grave da cabeça femoral e do acetábulo, com importante redução da área de contato entre as superfícies articulares do quadril. Como parte da cirurgia de reconstrução, o cirurgião decide aumentar ligeiramente o braço de momento medial dos músculos abdutores do quadril. Provavelmente, qual é a base racional para esse procedimento?

- 10 Explique como um reduzido *ângulo centro-borda* do acetábulo poderia favorecer um deslocamento do quadril.
- 11 Contraste a artrocinemática da flexão e da extensão do quadril (fêmur em relação à pelve) com aquela das rotações medial e lateral.
- 12 Conforme indicado na Figura 12-12, durante a *fase de oscilação* da marcha, o quadril experimenta forças (de compressão) de cerca de 10 a 20% do peso corporal. O que provoca essas forças?
- 13 A Figura 12-22, A mostra uma pessoa sentada que realiza uma inclinação pélvica anterior de 30 graus. Que estrutura(s) é(são) mais provavelmente responsável(eis) pela determinação da amplitude final desse movimento?
- 14 Uma pessoa sofreu uma lesão da cauda equina que resultou em comprometimento da função das raízes dos nervos espinais abaixo de L<sub>3</sub> inclusive. Que padrão de encurtamento muscular poderia se desenvolver sem adequada intervenção fisioterapêutica? (Consulte o Apêndice IV, Parte A, para auxílio na resposta desta pergunta.)
- 15 Justifique como o encurtamento bilateral dos adutores longo e curto poderia contribuir para uma lordose lombar excessiva durante a ortostase.

*As respostas a essas questões para estudo podem ser encontradas no final do livro.*

---

# CAPÍTULO 13

## Joelho

DONALD A. NEUMANN, PT, PhD,  
FAPTA

### VISÃO GERAL DO CAPÍTULO

#### **OSTEOLOGIA,**

Fêmur Distal,  
Tíbia e Fíbula Proximais,  
Patela,

#### **ARTROLOGIA,**

Anatomia Geral e Considerações em Relação ao  
Alinhamento,  
Cápsula e Ligamentos de Reforço,  
Membrana Sinovial, Bursa e *Coxins Adiposos*,  
Articulação Tibiofemoral,  
Meniscos,  
Osteocinemática da Articulação Tibiofemoral,  
Artrocinemática da Articulação Tibiofemoral,  
Ligamentos Colaterais Medial e Lateral,  
Ligamentos Cruzados Anterior e Posterior,  
Ligamento Cruzado Anterior,  
Ligamento Cruzado Posterior,

**Articulação Patelofemoral,**

Cinemática da Articulação Patelofemoral,

**INTERAÇÃO MUSCULAR E ARTICULAR,**

**Inervação dos Músculos,**

**Inervação Sensitiva da Articulação do Joelho,**

**Função Muscular no Joelho,**

Extensores do Joelho: Músculo Quadríceps Femoral,

Cinemática da Articulação Patelofemoral,

Fatores que Afetam o Alinhamento da Patela na

Articulação Patelofemoral,

Músculos Flexores-Rotadores do Joelho,

Alinhamento Anormal do Joelho,

Plano Frontal,

Plano Sagital,

**RESUMO,**

**CONEXÕES CLÍNICAS ADICIONAIS,**

**REFERÊNCIAS,**

**QUESTÕES PARA ESTUDO,**

O joelho consiste em compartimentos lateral e medial da articulação tibiofemoral e da articulação patelofemoral (Fig. 13-1). A movimentação do joelho ocorre em dois planos, o que permite flexão e extensão, e rotação medial e lateral. Entretanto, funcionalmente, esses movimentos raramente ocorrem independentemente de outras articulações no membro inferior. Por exemplo, considere a interação entre o quadril, o joelho e o tornozelo durante a corrida, ao subir um degrau ou ao ficar de pé a partir da posição sentada. A forte associação funcional das articulações do membro inferior é refletida pelo fato de

que cerca de dois terços dos músculos que cruzam o joelho também cruzam o quadril ou o tornozelo.

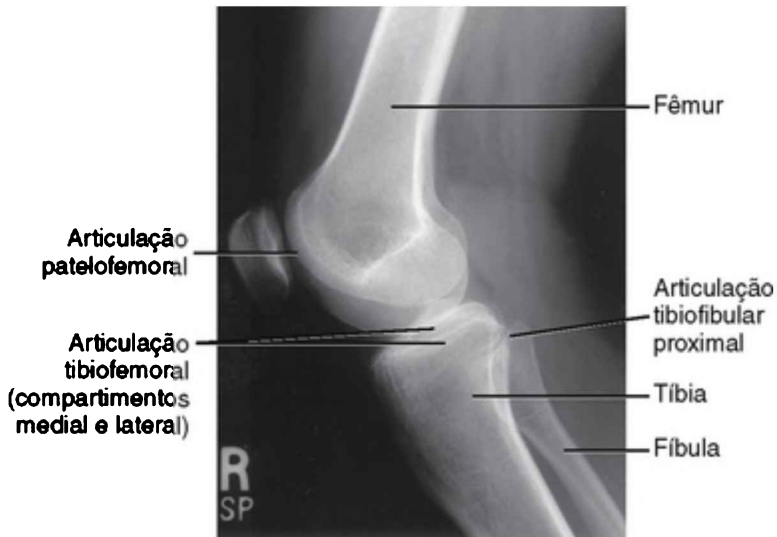


FIGURA 13-1 Radiografia mostrando os ossos e as articulações associadas ao joelho.

O joelho possui importantes funções biomecânicas e muitas são expressas durante a marcha e a corrida. Durante a fase de balanceio da marcha, o joelho flexiona-se para encurtar a alavanca funcional do membro inferior; de outra forma, o pé não iria facilmente sair do solo. Durante a fase de apoio, o joelho permanece levemente fletido, o que permite a absorção de choque, a conservação de energia e a transmissão de forças através do membro inferior. A corrida requer que o joelho mova-se através de uma amplitude maior de movimento em comparação com a marcha, especialmente no plano sagital. Além disso, a mudança rápida de direção durante a caminhada ou a corrida demanda adequada rotação medial e lateral do

joelho.

A estabilidade do joelho baseia-se principalmente na ação estabilizadora de seus tecidos moles, em vez de na sua configuração óssea. Os maciços côndilos femorais se articulam com as superfícies articulares quase planas da tíbia, mantidos em seu lugar por extensos ligamentos, pela cápsula articular e meniscos, e por grandes músculos. Com o pé firmemente em contato com o solo, esses tecidos moles são frequentemente submetidos a grandes forças, tanto de fontes externas como produzidas pelos músculos. Lesões nos ligamentos, nos meniscos e na cartilagem articular são, infelizmente, consequências comuns das grandes demandas funcionais impostas sobre o joelho. O conhecimento da anatomia e da cinesiologia do joelho é um pré-requisito essencial para a compreensão da maior parte dos mecanismos de lesão e efetiva intervenção terapêutica.

## **OSTEOLOGIA**

---

### **Fêmur Distal**

Na altura da extremidade distal do fêmur encontram-se os *côndilos lateral e medial* (do grego *kondylos*, junta) (Fig. 13-2). *Epicôndilos lateral e medial* projetam-se de cada côndilo e proporcionam elevações locais para a inserção de ligamentos colaterais. Uma grande *incisura intercondilar* separa os côndilos lateral e medial da tíbia, formando uma via para os ligamentos cruzados. Uma incisura mais estreita do que a média pode aumentar a probabilidade de lesão no ligamento cruzado anterior.<sup>267</sup>

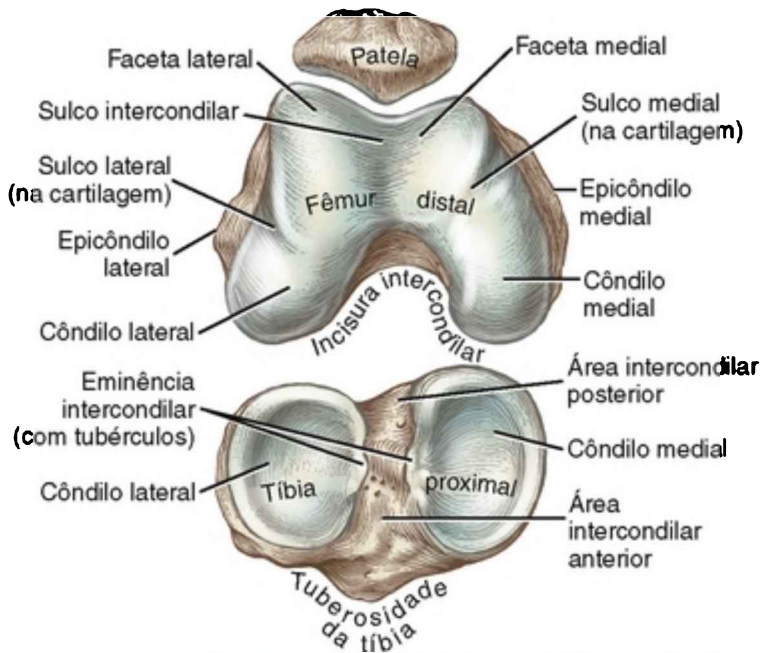


FIGURA 13-2 Osteologia da patela direita, superfícies articulares da porção distal do fêmur e da tíbia proximal.

Os côndilos femorais fundem-se anteriormente para formar o *sulco intercondilar (tróclea)* (Fig. 13-2). Esse sulco articula-se com a face posterior da patela, formando a articulação patelofemoral. O sulco intercondilar é côncavo de um lado ao outro e ligeiramente convexo anteroposteriormente. Os lados inclinados do sulco intercondilar formam as *facetar lateral e medial*. A faceta lateral, mais pronunciada, estende-se mais proximal e anteriormente do que a faceta medial. A maior inclinação da faceta lateral ajuda a estabilizar a patela no interior do sulco durante os movimentos do joelho.

Os *sulcos lateral e medial* são levemente entalhados na cartilagem que cobre a maior parte da superfície articular

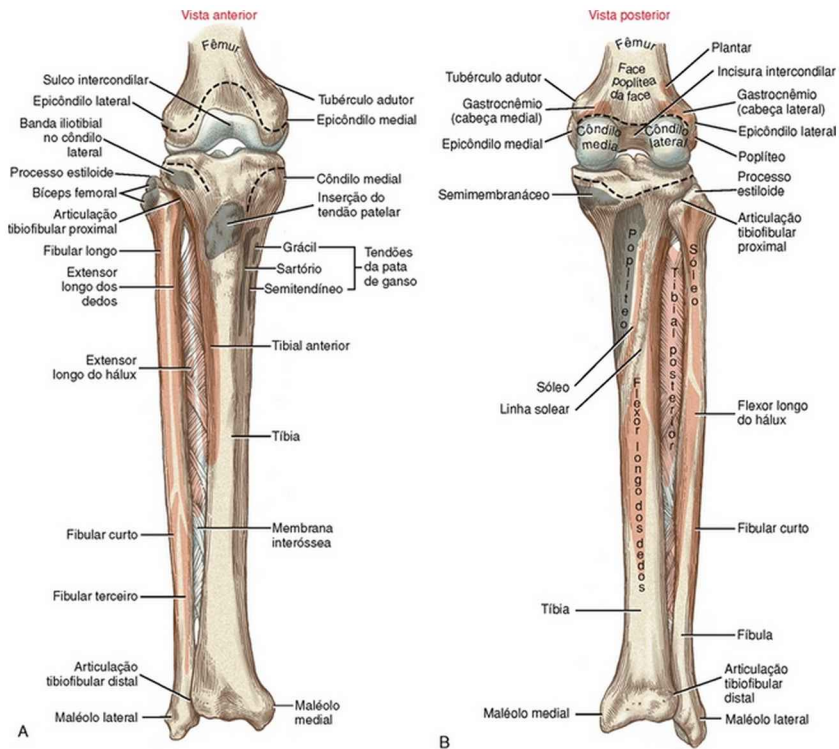


dos côndilos femorais (Fig. 13-2). Quando o joelho está totalmente estendido, a margem anterior da tíbia está alinhada com esses sulcos. A posição destes realçam a assimetria no formato das superfícies articulares medial e lateral do fêmur distal. Conforme será explicado mais adiante neste capítulo, a assimetria no formato dos côndilos altera a cinemática no plano sagital.

### Características Osteológicas do Fêmur Distal

- Côndilos lateral e medial
- Epicôndilos lateral e medial
- Incisura intercondilar
- Sulco intercondilar (tróclea)
- Facetas lateral e medial (para a patela)
- Sulcos lateral e medial (esculpidos na cartilagem dos côndilos femorais)
- Superfície poplítea

A cápsula articular do joelho estende-se através de todos os lados da articulação tibiofemoral e da articulação patelofemoral (linhas tracejadas na Fig. 13-3). Posteriormente, a cápsula insere-se imediatamente proximal aos côndilos femorais, imediatamente distal à *superfície poplítea* do fêmur.



**FIGURA 13-3** Fêmur distal, tíbia e fíbula direitos. **A**, Vista anterior. **B**, Vista posterior. As inserções proximais dos músculos estão destacadas em ocre e as distais em cinza. As linhas tracejadas mostram a inserção da cápsula articular do joelho.

## Tíbia e Fíbula Proximais

Embora a fíbula não tenha função direta sobre o joelho, o delgado osso estabiliza a tíbia lateralmente e ajuda a manter o seu alinhamento. A *cabeça* da fíbula serve de ponto de inserção para o bíceps femoral e o ligamento colateral lateral. A fíbula está fixada lateralmente à tíbia pelas articulações tibiofibulares proximal e distal (Fig. 13-3). A estrutura e a função dessas articulações são discutidas

no Capítulo 14.

## Características Osteológicas da Tíbia e da Fíbula Proximais

### Fíbula Proximal

- Cabeça

### Tíbia Proximal

- Côndilos medial e lateral
- Eminência intercondilar (com tubérculos)
- Área intercondilar anterior
- Área intercondilar posterior
- Tuberosidade tibial
- Linha solear

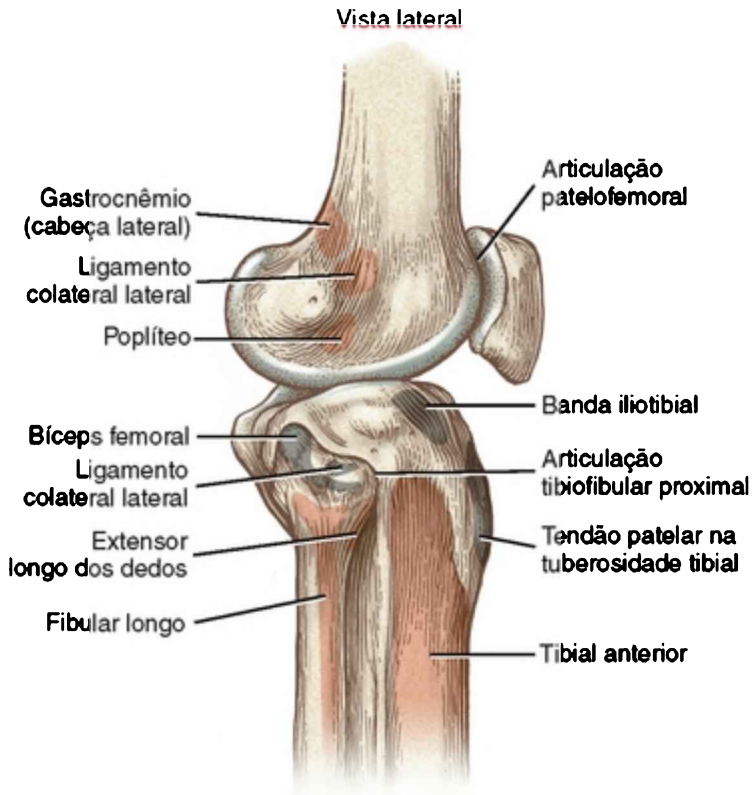
A principal função da tíbia é transferir peso do joelho ao tornozelo. A extremidade proximal da tíbia alarga-se formando os *côndilos medial* e *lateral*, os quais formam superfícies articulares com o fêmur distal (Fig. 13-3). As superfícies superiores dos côndilos formam uma ampla região, frequentemente referida como *platô tibial*. O platô tibial suporta duas superfícies articulares lisas que aceitam os grandes côndilos femorais, formando os compartimentos medial e lateral da articulação tibiofemoral. A superfície articular medial é maior e levemente côncava, enquanto a superfície articular lateral é de plana a levemente convexa. As superfícies articulares são separadas na linha média através de uma *eminência intercondilar*, formada pelos

tubérculos medial e lateral de formato irregular (Fig. 13-2). Rasas *áreas intercondilares* anterior e posterior flanqueiam ambos os lados de eminência. Os ligamentos cruzados e meniscos inserem-se ao longo da região intercondilar da tíbia.

A proeminente *tuberosidade tibial* está localizada na superfície anterior da diáfise proximal da tíbia (Fig. 13-3, A). A tuberosidade tibial serve como inserção distal para o músculo quadríceps femoral, via tendão patelar. Na região posterior da tíbia proximal, há uma *linha solear* rugosa, com um trajeto diagonal, com sentido distal para medial (Fig. 13-3, B).

## Patela

A patela (do latim, “pequena polia”) é um osso quase triangular envolvido dentro do tendão do quadríceps. É o maior osso sesamoide do corpo humano. A patela possui uma *base* proximalmente curva e um *ápice* apontado distalmente (Figs. 13-4 e 13-5). O espesso tendão patelar insere-se para e entre o ápice da patela e a tuberosidade tibial. Em uma posição de pé relaxada, o ápice da patela repousa imediatamente proximal à linha articular do joelho. A *superfície anterior* subcutânea da patela é convexa em todas as direções.



---

**FIGURA 13-4** Vista lateral do joelho direito. Observe a superfície articular curva do côndilo femoral lateral. As inserções proximais dos músculos e dos ligamentos estão destacadas em ocre e as inserções distais em cinza.

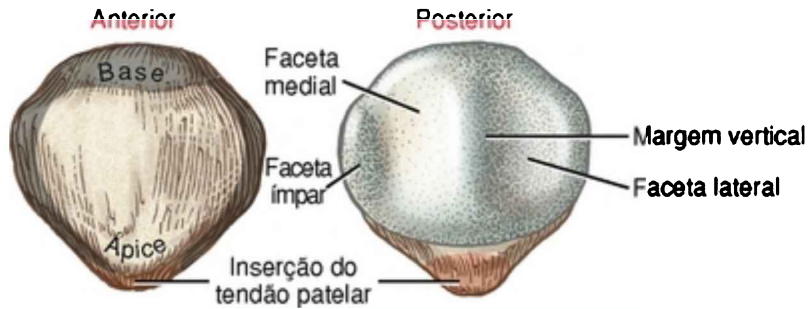


FIGURA 13-5 Superfícies anterior e posterior da patela direita. A inserção do tendão do músculo quadríceps está indicada em cinza; a inserção proximal do tendão patelar está indicada em ocre. Observe a cartilagem articular lisa que recobre a superfície articular posterior da patela.

A *superfície articular posterior* da patela é coberta por cartilagem articular de até 4 ou 5 mm de espessura (Fig. 13-5).<sup>65</sup> Parte dessa superfície articula-se com o sulco intercondilar do fêmur, formando a articulação patelofemoral. A espessa cartilagem ajuda a dispersar as grandes forças de compressão que cruzam a articulação. Uma *margem vertical* arredondada corre longitudinalmente no sentido craniocaudal através da superfície posterior da patela. De cada lado dessa margem estão as facetas lateral e medial. A *faceta lateral*, maior e levemente côncava, encaixa-se no contorno geral da faceta lateral do sulco intercondilar do fêmur (Fig. 13-2). A *faceta medial* mostra significativa variação anatômica. Uma terceira faceta “ímpar” existe ao longo do extremo medial da margem da faceta medial.

### Características Osteológicas da Patela

- Base

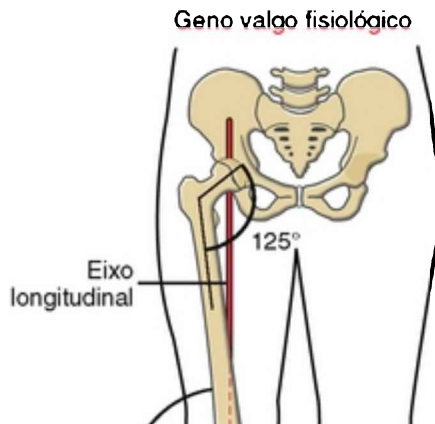
- Ápice
- Superfície anterior
- Superfície articular posterior
- Margem vertical
- Facetas lateral, medial e “ímpar”

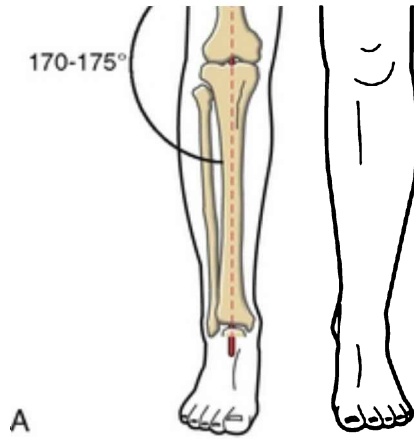
## **ARTROLOGIA**

---

### **Anatomia Geral e Considerações em Relação ao Alinhamento**

A diáfise do fêmur apresenta uma ligeira angulação medial à medida que desce em direção ao joelho. Essa orientação oblíqua é resultado de um ângulo natural de inclinação de 125 graus do fêmur proximal (Fig. 13-6, A). Em virtude de a superfície articular da tíbia proximal orientar-se quase horizontalmente, o joelho forma um ângulo, em seu aspecto lateral, de cerca de 170 a 175 graus. Esse alinhamento normal do joelho no plano frontal é conhecido como genu valgum.



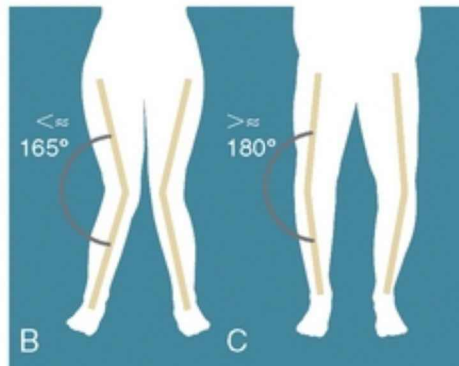


A

Desvio excessivo no plano frontal

**Geno valgo  
excessivo  
(joelho em X)**

**Geno varo  
(perna arqueada)**



B

C

**FIGURA 13-6** Desvios do joelho no plano frontal. **A**, Geno valgo fisiológico. O ângulo de inclinação normal de 125 graus do fêmur proximal e o eixo longitudinal de rotação ao longo de toda a extremidade inferior também são mostrados. **B** e **C**, ilustram os desvios excessivos no plano frontal.

Não é incomum uma variação do alinhamento normal



do joelho no plano frontal. Um ângulo lateral menor que 170 graus é denominado *genu valgum excessivo*, ou “joelho em X” (Fig. 13-6, B). Ao contrário, um ângulo lateral que exceda cerca de 180 graus é denominado *genu varum*, ou “perna arqueada” (Fig. 13-6, C).

O eixo longitudinal ou vertical de rotação do quadril é definido no Capítulo 12 como uma linha que conecta a cabeça femoral com o centro da articulação do joelho. Conforme ilustrado na Figura 13-6, A, esse eixo longitudinal pode ser estendido inferiormente através do joelho até o tornozelo e o pé. O eixo liga mecanicamente os movimentos no plano horizontal das grandes articulações de todo o membro inferior. As rotações no plano horizontal que ocorrem no quadril, por exemplo, afetam a postura das articulações em todo o membro inferior até o pé, e vice-versa.

## Cápsula e Ligamentos de Reforço

A cápsula fibrosa do joelho envolve os compartimentos medial e lateral da articulação tibiofemoral e da articulação patelofemoral. As inserções proximal e distal da cápsula do osso estão indicadas pelas linhas tracejadas na Figura 13-3, A e B. A cápsula do joelho recebe um reforço significativo de músculos, ligamentos e fáscia. São descritas, a seguir, cinco regiões reforçadas da cápsula, resumidas na Tabela 13-1.

**TABELA 13-1** Ligamentos, Fáscia e Músculos que Reforçam a Cápsula do Joelho

Região da	Tecido Conectivo	Reforço Muscular-
-----------	------------------	-------------------

Cápsula	Reforçado	tendíneo
Anterior	Tendão patelar Fibras do retináculo patelar	Quadríceps
Lateral	Ligamento colateral lateral Fibras do retináculo patelar lateral Banda iliotibial	Bíceps femoral Tendão do poplíteo Cabeça lateral do gastrocnêmio
Posterior	Ligamento poplíteo oblíquo Ligamento poplíteo arqueado	Poplíteo Gastrocnêmio Isquiossurais, especialmente o tendão do semimembranáceo
Posterolateral	Ligamento poplíteo arqueado Ligamento colateral lateral	Tendão do poplíteo
Medial	Fibras do retináculo patelar medial* Ligamento colateral	Expansões do tendão do semimembranáceo Tendões do sartório,

	medial Fibras espessadas posteromedialmente <sup>†</sup>	grácil e semitendíneo
--	--	-----------------------

\* Geralmente relatados como ligamento patelofemoral medial.

† Geralmente relatados como cápsula posteromedial ou ligamento oblíquo posterior.

A *cápsula anterior* do joelho insere-se às margens da patela e do tendão patelar e é reforçada pelo músculo quadríceps e por *fibras dos retináculos patelar medial e lateral* (Fig. 13-7). As fibras dos retináculos são extensões do tecido conectivo que recobrem o vasto lateral, o vasto medial e a banda iliotibial. O grupo abrangente de fibras estende-se como uma rede e tem conexões para e entre o fêmur, a tíbia, a patela, o quadríceps e o tendão patelar, os ligamentos colaterais e os meniscos.

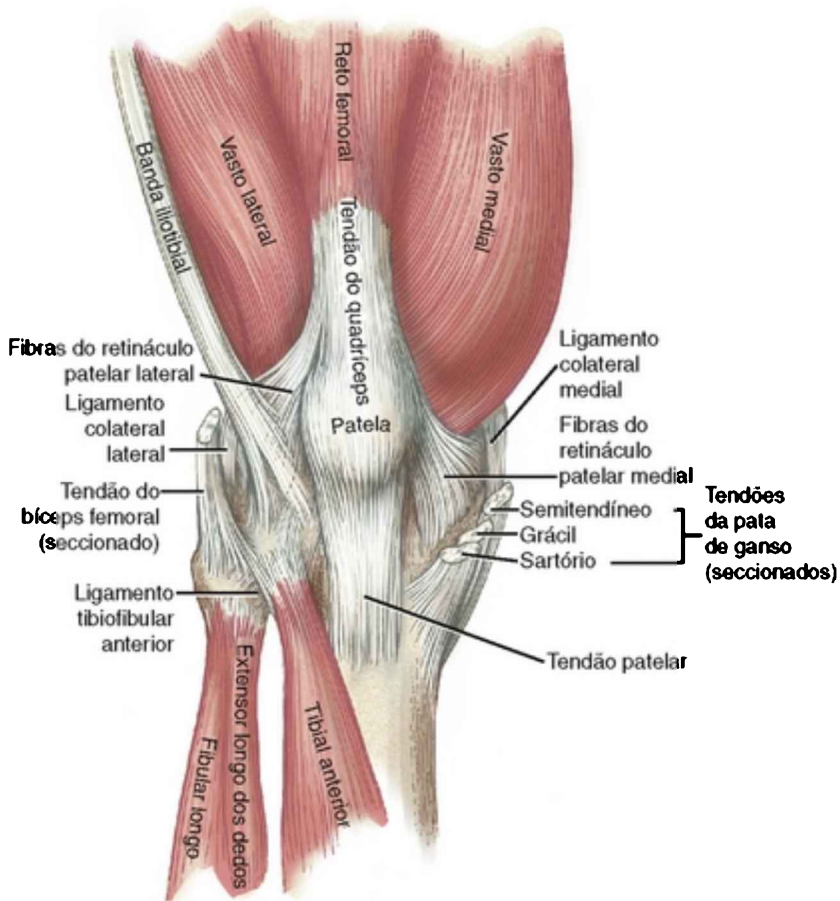


FIGURA 13-7 Vista anterior do joelho direito, destacando muitos músculos e tecidos conectivos. Os tendões da pata de ganso estão seccionados para expor o ligamento colateral medial e o retináculo patelar medial.

A *cápsula lateral* do joelho é reforçada pelo ligamento colateral lateral (fibular), pelas fibras do retináculo patelar lateral e pela banda iliotibial (Fig. 13-8).<sup>232</sup> A estabilidade muscular é proporcionada pelo bíceps femoral, pelo tendão do poplíteo e pela cabeça lateral do gastrocnêmio.

Vista lateral

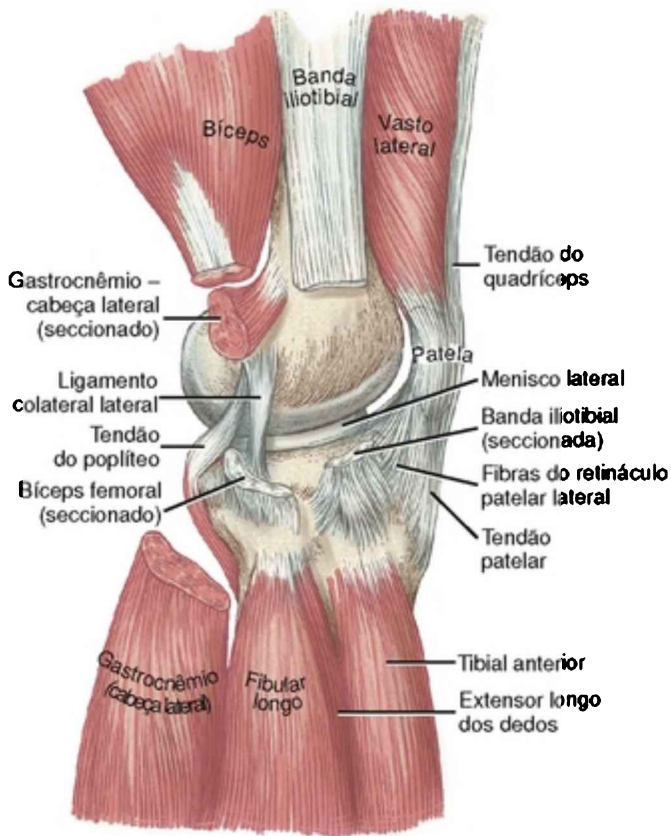


FIGURA 13-8 A vista lateral do joelho direito mostra muitos músculos e tecidos conectivos. A banda iliotibial, a cabeça lateral do gastrocnêmio e o biceps femoral estão seccionados para melhor expor o ligamento colateral lateral, o tendão do poplíteo e o menisco lateral.

A *cápsula posterior* é reforçada pelo ligamento poplíteo oblíquo e pelo ligamento poplíteo arqueado (Fig. 13-9). O *ligamento poplíteo oblíquo* origina-se medialmente da cápsula posteromedial e do tendão do semimembrâneo. Superolateralmente as fibras se entrelaçam com a cápsula

adjacente ao côndilo lateral femoral. Esse ligamento é colocado sob tensão na extensão total do joelho, uma posição que naturalmente inclui uma leve rotação lateral da tíbia em relação ao fêmur. O *ligamento poplíteo arqueado* origina-se da cabeça da fíbula e divide-se, então, em dois feixes. O feixe maior e mais proeminente arqueia-se (daí o termo “arqueado”) através do tendão do músculo poplíteo para inserir-se na área intercondilar posterior da tíbia. Um membro inconsistente e menor se insere na face posterior do côndilo femoral lateral e, com frequência, em um osso sesamoide (ou *fabela*, que significa “grão de feijão”) localizado *no interior do tendão do gastrocnêmio lateral*. A cápsula posterior é adicionalmente reforçada pelo poplíteo, pelo gastrocnêmio e pelos músculos isquiossurais, especialmente as extensões fibrosas do tendão do semimembranáceo. Ao contrário do cotovelo, o joelho não tem nenhum bloqueio ósseo contra a hiperextensão. Os músculos e a cápsula posterior limitam a hiperextensão.

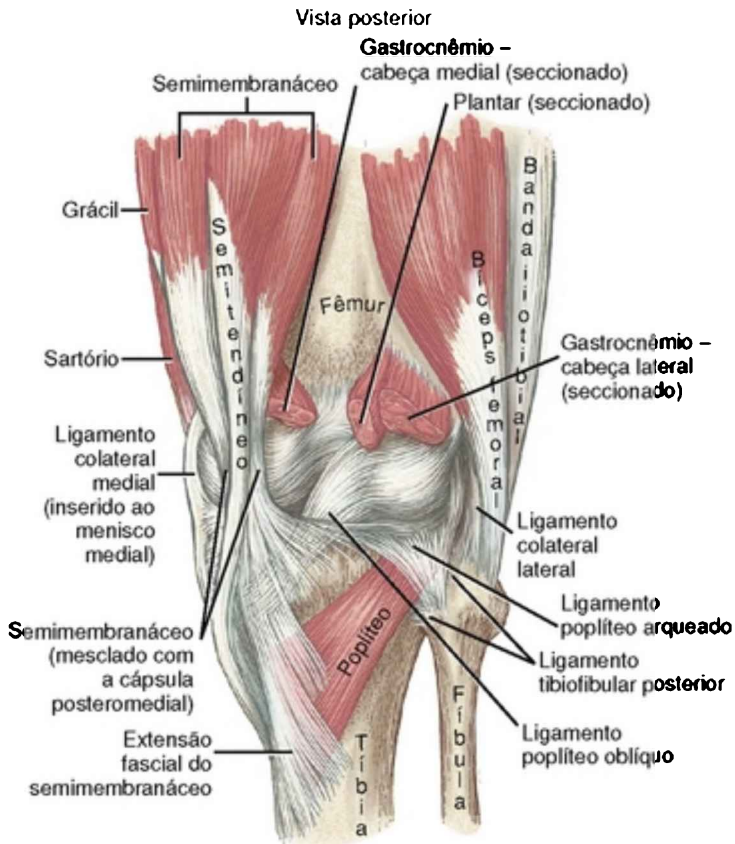


FIGURA 13-9 Vista posterior do joelho direito que enfatiza as partes principais da cápsula posterior: os ligamentos poplíteos oblíquo e arqueado. As cabeças lateral e medial dos músculos gastrocnêmio e plantar estão seccionadas para expor a cápsula posterior. Observe o músculo poplíteo profundo na fossa poplíteia, que repousa parcialmente recoberto pela extensão fascial do semimembranoso.

A *cápsula posterolateral* do joelho é reforçada pelo ligamento poplíteo arqueado, pelo ligamento colateral lateral e pelo tendão do músculo poplíteo. Esse grupo de tecidos é geralmente relatado como *complexo arqueado*.

A *cápsula medial* do joelho estende-se em várias espessuras desde o tendão patelar até a cápsula posterior.<sup>226,258</sup> Seu terço anterior consiste em uma delgada camada de fáscia reforçada pelas fibras do retináculo patelar medial (Fig. 13-10). O terço médio da cápsula é reforçado por uma continuação das fibras do retináculo patelar medial e, mais substancialmente, pelas fibras superficiais e profundas do ligamento colateral medial (as fibras profundas não estão visíveis na Fig. 13-10). O terço posterior da cápsula é relativamente espesso, originando-se próximo do tubérculo adutor e intrelando-se com as expansões tendíneas do semimembrâneo e da cápsula posterior adjacente.<sup>226</sup> O terço posterior da cápsula medial é relativamente bem definido e frequentemente descrito como uma estrutura discreta individualizada sob o nome de *cápsula posteromedial* ou, menos frequentemente, *ligamento posterior oblíquo*.<sup>203,226</sup> A cápsula posteromedial é reforçada pela reunião dos tendões planos do sartório, grácil e semitendíneo - coletivamente referidos como *tendões “pes anserinus”* (do latim, “pata de ganso”). Os dois terços posteriores da cápsula medial e suas estruturas associadas proporcionam uma importante fonte de estabilização ao joelho.<sup>225</sup>



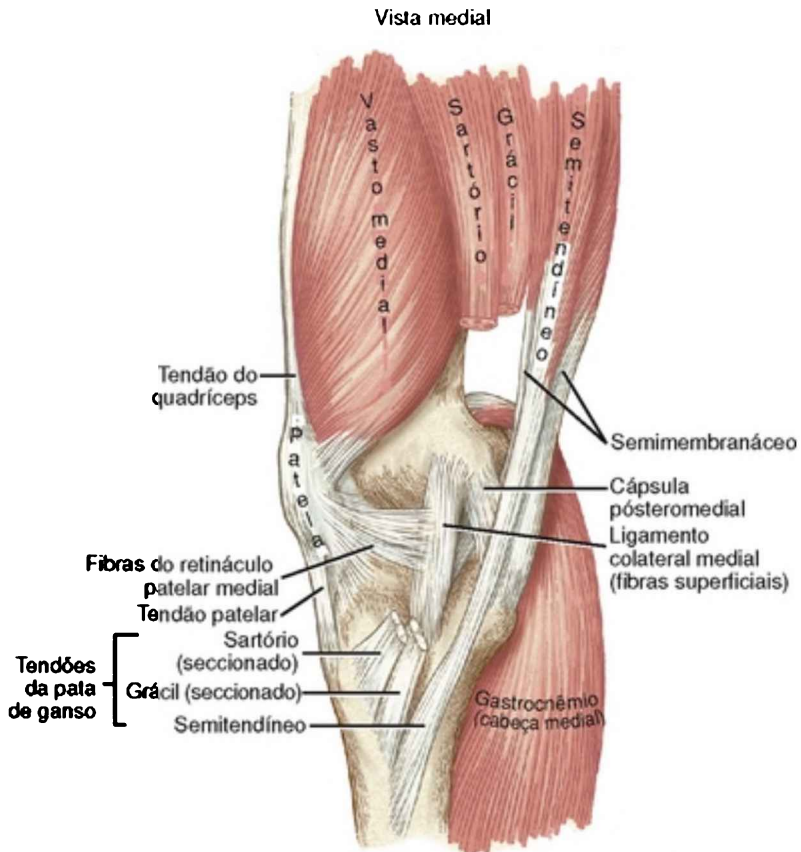


FIGURA 13-10 A vista medial do joelho direito mostra muitos músculos e tecidos conectivos. Os tendões do sartório e do grácil estão seccionados para melhor expor a parte superficial do ligamento colateral medial e a cápsula posteromedial.

## Membrana Sinovial, Bursa e Coxins Adiposos

A superfície interna da cápsula do joelho é revestida com uma membrana sinovial. A organização anatômica desta membrana é complicada, em parte, pelo desenvolvimento embrionário intrincado.<sup>258</sup>

## ENFOQUE ESPECIAL 13-1 Desenvolvimento das Plicas do Joelho

Durante o desenvolvimento embrionário, o joelho experimenta uma modificação física significativa. Os tecidos mesenquimais se espessam e são, então, reabsorvidos, formando os compartimentos articulares primitivos, ligamentos e meniscos. A reabsorção incompleta do tecido mesenquimal durante o desenvolvimento forma tecidos conhecidos como *plicas*.<sup>46,258</sup> As plicas, ou pregas sinoviais, aparecem como dobras nas membranas sinoviais. As plicas podem ser muito pequenas e imperceptíveis, ou tão grandes que quase separam o joelho em compartimentos articulares medial e lateral. A literatura relata uma ampla gama da presença de plicas no interior do joelho, que varia entre 20% e 70%.<sup>46,199</sup> As plicas podem servir para reforçar a membrana sinovial do joelho, embora isso seja apenas uma especulação. Outras articulações sinoviais do corpo, além do joelho, podem apresentar plicas.

As três plicas do joelho mais comumente descritas são (1) a plica superior ou suprapatelar, (2) a plica inferior, inicialmente denominada ligamento mucoso por Vesalius no século XVI,<sup>46</sup> e (3) a plica medial. A *plica medial* mais proeminente é conhecida por cerca de 20 nomes, incluindo *ligamento alar*, *sinóvia patelar* e *banda intra-articular medial*. As plicas incomumente grandes ou espessadas por causa de irritação ou trauma, podem provocar dor no joelho. Em virtude de essa patologia ocorrer em geral na plica medial, a dor é, com frequência, relatada na região anteromedial do joelho. Algumas plicas mediais particularmente grandes são visíveis ou palpáveis sob a pele.<sup>245</sup> Observações durante artroscopias sugerem que uma plica medial aumentada pode provocar

abrasão na cartilagem articular do côndilo femoral medial.<sup>149</sup> Inflamação e dor na plica medial podem ser facilmente confundidas com tendinite patelar, um menisco medial rompido ou dor na articulação patelofemoral. O tratamento inclui repouso, medicação anti-inflamatória, fisioterapia e, em alguns casos, ressecção artroscópica.

**TABELA 13-2 Exemplos de Bursas em Várias Junções Interteciduais**

<b>Junções Interteciduais</b>	<b>Exemplos</b>
Ligamento e tendão	Bursa entre o ligamento colateral lateral e o tendão do bíceps femoral Bursa entre o ligamento colateral medial e os tendões da pata de ganso ( <i>i. e.</i> , grácil, semitendíneo e sartório)
Músculo e cápsula	Bursa inominada entre a cabeça medial do gastrocnêmio e a face medial da cápsula
Osso e pele	<i>Bursa pré-patelar subcutânea</i> entre a margem inferior da patela e a pele
Tendão e osso	<i>Bursa semimembranácea</i> entre o tendão do semimembranáceo e o côndilo medial da tíbia
Osso e músculo	<i>Bursa suprapatelar</i> entre o fêmur e o quadríceps femoral (a maior do joelho)
Osso e	<i>Bursa infrapatelar profunda</i> entre a tíbia e o tendão

O joelho possui até 14 bursas, as quais se formam em junções interteciduais que encontram alta fricção durante o movimento.<sup>258</sup> Essas junções interteciduais envolvem o tendão, o ligamento, a pele, o osso, a cápsula articular e o músculo (Fig. 13-2). Embora algumas bursas sejam simplesmente extensões da membrana sinovial, outras são formadas externamente à cápsula. Atividades que envolvem forças excessivas e repetitivas nessas junções interteciduais potencialmente conduzem à bursite, uma inflamação da bursa.

Os panículos adiposos são geralmente encontrados associados às bursas ao redor do joelho. A gordura e o líquido sinovial reduzem a fricção entre as partes em movimento. Ao nível do joelho, os panículos adiposos mais extensos estão associados às bursas suprapatelar e infrapatelar profunda.

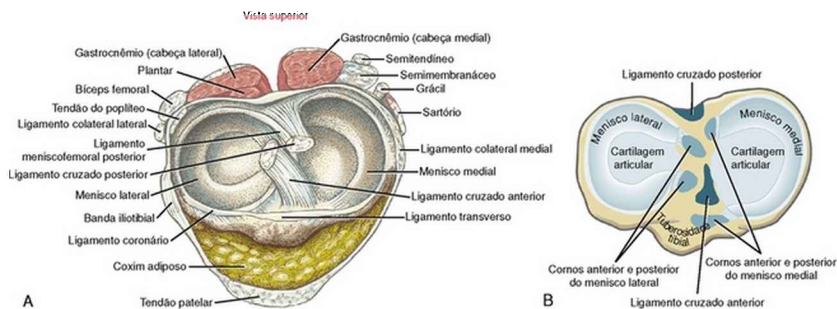
## **Articulação Tibiofemoral**

A articulação tibiofemoral consiste nas articulações entre os grandes e convexos côndilos femorais e os menores e quase planos côndilos tibiais (Fig. 13-4). A grande área da superfície articular dos côndilos femorais permite uma ampla movimentação do joelho no plano sagital para atividades como correr, agachar e escalar. A estabilidade articular é proporcionada não apenas por um estreito ajuste ósseo, mas através de forças e restrições físicas proporcionadas pelos músculos, ligamentos, cápsula, meniscos e peso corporal.

## **MENISCOS**

## Considerações Anatômicas

Os meniscos medial e lateral são estruturas fibrocartilagosas com um formato de meia-lua, localizadas no interior da articulação do joelho (Fig. 13-11). Os meniscos transformam as superfícies articulares da tíbia em assentos rasos para os côndilos femorais maiores e convexos. Esta transformação é mais importante lateralmente em virtude do formato de plano a levemente convexo da superfície articular lateral da tíbia.



**FIGURA 13-11** **A**, A superfície superior da tíbia mostra os meniscos e outras estruturas seccionadas: ligamentos colateral, cruzado e meniscofemoral posterior, assim como músculos e tendões. (Este espécime não possui um ligamento meniscofemoral anterior.) **B**, A vista superior da tíbia direita assinala os pontos de inserção dos meniscos e dos ligamentos cruzados no interior da região intercondilar.

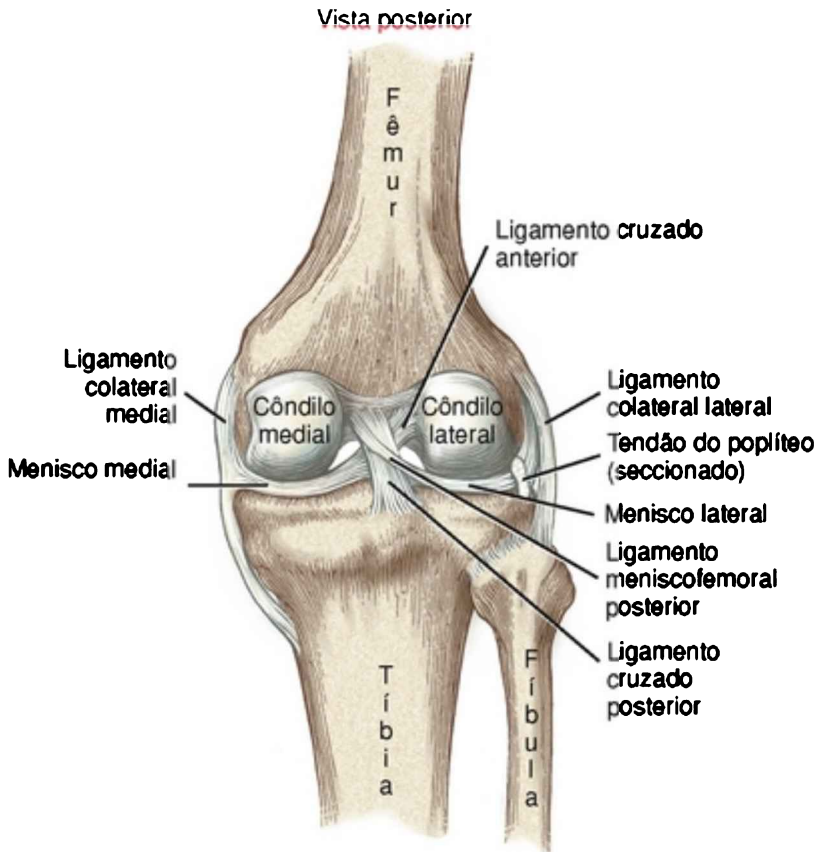
Os meniscos estão ancorados na região intercondilar da tíbia através de suas extremidades livres, conhecidas como *cornos anterior* e *posterior*. A margem lateral de cada menisco está inserida à tíbia e à cápsula adjacente pelos *ligamentos coronários* (ou *meniscotibiais*) (Fig. 13-11, A). Os ligamentos coronários são relativamente frouxos e

permitem, portanto, que os meniscos, especialmente o menisco lateral, movimentem-se livremente como um pivô durante o movimento.<sup>232</sup> Um *ligamento transverso* delgado conecta os dois meniscos anteriormente.

Diversos músculos possuem inserções secundárias nos meniscos. O quadríceps e o semimembrâneo inserem-se em ambos os meniscos,<sup>124</sup> enquanto o poplíteo insere-se ao menisco lateral.<sup>54,232</sup> Através dessas inserções, os músculos ajudam a estabilizar a posição dos meniscos.

O suprimento sanguíneo para os meniscos é maior próximo do bordo periférico (lateral). O sangue vem de capilares localizados no interior da membrana sinovial adjacente e da cápsula.<sup>258</sup> O bordo medial dos meniscos, ao contrário, é essencialmente avascular.

Os dois meniscos possuem formatos e aspectos diferentes de inserção à tíbia. O menisco medial tem um formato oval, com sua borda lateral que se insere na superfície profunda do ligamento colateral medial e da cápsula adjacente; o menisco lateral tem um formato mais circular, com seu bordo lateral inserido apenas na cápsula lateral. O tendão do poplíteo passa entre o ligamento colateral lateral e o bordo lateral do menisco lateral (Fig. 13-12).



**FIGURA 13-12** Vista posterior das estruturas profundas do joelho direito após todos os músculos e a cápsula posterior terem sido removidos. Observe os meniscos, os ligamentos colaterais e os ligamentos cruzados. Observe, também, o tendão poplíteo, que passa entre o menisco lateral e o ligamento colateral lateral.

### **Considerações Funcionais**

A função primária dos meniscos é reduzir o estresse compressivo\* na articulação tibiofemoral.<sup>123,137</sup> Outras funções dos meniscos incluem estabilizar a articulação

durante o movimento, lubrificar a cartilagem articular, relacionado com a propriocepção<sup>284</sup> e auxiliar a guiar a artrocinemática do joelho.

As forças de compressão na articulação do joelho rotineiramente alcançam de 2,5 a três vezes o peso corporal durante a marcha e mais de quatro vezes o peso corporal ao subir escadas.<sup>176,283</sup> Ao quase triplicar a área de contato articular, os meniscos reduzem significativamente a pressão (*i. e.*, força por unidade de área) na cartilagem articular. Este método de atenuação de pressão de pico é essencial para a saúde e a proteção da articulação do joelho.<sup>51</sup> Uma meniscectomia lateral completa demonstrou aumentar picos de pressão de contato no joelho em 230%, o que aumenta o risco de desenvolver artrite relacionada ao estresse.<sup>52,163,192</sup> Mesmo uma ruptura ou uma meniscectomia parcial aumentam significativamente o estresse local, o que se acredita estar fortemente relacionado à produção de desgaste excessivo na cartilagem articular.<sup>137</sup> Quando possível, o reparo cirúrgico de um menisco em vez da remoção das regiões lesionadas é claramente o tratamento de escolha.<sup>163,216</sup> Em certos casos, após uma meniscectomia completa pode ser indicado um transplante de aloenxerto meniscal com o objetivo de limitar a degeneração da cartilagem articular.<sup>35,229</sup>

### **ENFOQUE ESPECIAL 13-2** Um Olhar mais Próximo sobre os Ligamentos Meniscolfemorais

Ocorno posterior do menisco lateral está geralmente inserido na face lateral do côndilo medial do fêmur pelos ligamentos



meniscafemorais anterior ou posterior.<sup>77,78</sup> Os *ligamentos meniscafemorais* são nomeados de acordo com sua posição em relação ao ligamento cruzado posterior (LCP), com o qual eles partilham inserções femorais semelhantes. Apenas o ligamento meniscafemoral posterior está presente no espécime ilustrado na [Figura 13-11, A](#).

Estudos cadavéricos revelam que no mínimo um dos ligamentos meniscafemorais está presente em 92% dos joelhos e ambos estão presentes em 32%.<sup>76</sup> O ligamento meniscafemoral posterior é, geralmente, o mais substancial das duas estruturas. Após emergir do corno posterior do menisco lateral, o ligamento meniscafemoral posterior insere-se no fêmur imediatamente posterior e levemente medial ao LCP ([Fig. 13-12](#)). Os ligamentos meniscafemorais, às vezes, servem como a única inserção óssea do corno posterior do menisco lateral.<sup>258</sup> A função exata dos ligamentos meniscafemorais não é clara. Os ligamentos podem ajudar a estabilizar o corno posterior do menisco lateral durante o movimento. Além disso, esses ligamentos podem proporcionar, no plano sagital, uma estabilidade dinâmica secundária (e provavelmente menor) para o joelho, um pressuposto baseado em pesquisas que mostram que o ligamento anterior torna-se mais tenso na flexão e o ligamento posterior mais tenso na extensão.<sup>175</sup>

A cada passo, os meniscos se deformam perifericamente à medida que são comprimidos.<sup>123,248</sup> Este mecanismo permite que parte da força de compressão sobre o joelho seja absorvida como uma tensão circunferencial (conhecida como *estresse circular*) através de cada menisco. Estudos indicam que o menisco medial rompido, mais notadamente com uma ruptura de avulsão

em seu corno posterior, perde sua habilidade para resistir de forma ideal ao estresse circular, reduzindo, portanto, a capacidade de proteção da cartilagem articular subjacente e do osso.<sup>161</sup>

### **Mecanismos Comuns de Lesão**

Rupturas dos meniscos consistem na lesão mais comum do joelho, ocorrendo de forma relativamente frequente tanto em atletas como na população em geral.<sup>145,187</sup> De acordo com a pesquisa citada por Lohmander e colaboradores, 50% de todas as lesões agudas dos ligamentos cruzados anteriores estão associadas a uma lesão concorrente de um menisco.<sup>145</sup> Em geral, as rupturas meniscais estão associadas a uma rotação axial forçada dos côndilos femorais sobre um joelho parcialmente fletido ou em descarga de peso. A torção axial no joelho comprimido pode pinçar e deslocar o menisco. Um menisco deslocado ou dobrado (geralmente relatado como uma ruptura “em alça de balde”) pode, mecanicamente, bloquear o movimento do joelho.

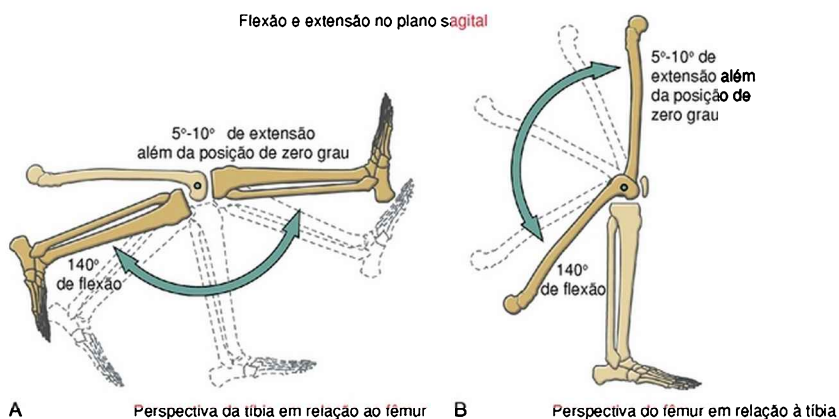
O menisco medial é lesionado com o dobro da frequência do menisco lateral.<sup>29</sup> O mecanismo de lesão para uma ruptura do menisco medial geralmente envolve rotação axial e também pode estar relacionada a uma força externa aplicada ao aspecto lateral do joelho. Esta força - tipicamente descrita como uma “força em valgo” - pode causar uma posição de valgo excessivo no joelho e grande estresse subsequente sobre o ligamento colateral medial e a cápsula posteromedial. Por causa de conexões anatômicas entre o menisco medial e esses tecidos conectivos, uma força significativa em valgo oferecida ao joelho pode,

indiretamente, estirar e, portanto, lesionar o menisco medial.

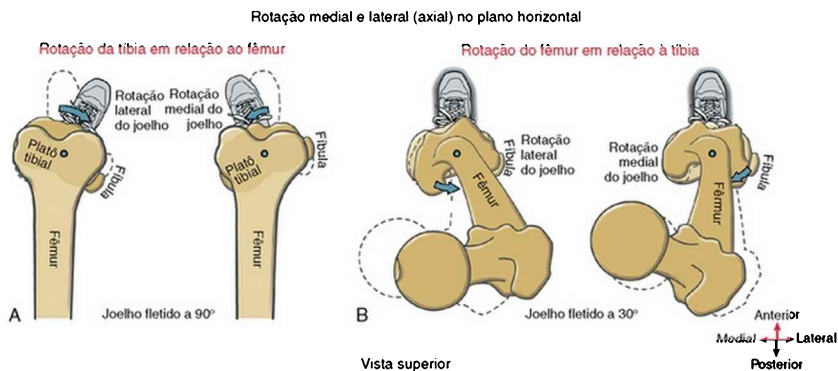
Este risco de desenvolver rupturas no menisco aumenta se o joelho estiver mal alinhado ou houver uma história de instabilidade ligamentar, mais particularmente no cruzado anterior.<sup>145,163</sup>

## OSTEOCINEMÁTICA DA ARTICULAÇÃO TIBIOFEMORAL

A articulação tibiofemoral possui dois graus de liberdade: flexão e extensão no plano sagital e, desde que o joelho esteja levemente fletido, rotações medial e lateral. Esses movimentos estão ilustrados nas Figuras 13-13 e 13-14 para as situações em que a *tíbia* se movimenta *em relação ao fêmur* e o *fêmur em relação à tíbia*. O movimento do joelho no plano frontal ocorre apenas passivamente, limitado a cerca de seis a sete graus.<sup>159</sup>



**FIGURA 13-13** Movimento do joelho no plano sagital. **A**, Perspectiva da tíbia em relação ao fêmur (o fêmur está fixo). **B**, Perspectiva do fêmur em relação à tíbia (a tíbia está fixa).



**FIGURA 13-14** Rotações medial e lateral (axial) do joelho direito. **A**, Rotação da tíbia em relação ao fêmur (joelho). Neste caso, a direção da rotação do joelho (medial ou lateral) é a mesma para o movimento da tíbia; o fêmur está fixo. **B**, Rotação do fêmur em relação à tíbia. Neste caso, a tíbia está fixa e o fêmur está rodando. A direção da rotação do joelho (medial ou lateral) é oposta ao movimento do fêmur se movendo: a *rotação lateral* do joelho ocorre através da rotação medial do fêmur; e a *rotação medial* ocorre através da rotação lateral do fêmur.

## Flexão e Extensão

A flexão e a extensão do joelho ocorrem ao redor de um eixo lateromedial de rotação. A amplitude do movimento varia com a idade e o gênero, porém, em geral, o joelho saudável move-se de 130 a 150 graus de flexão até cerca de cinco a dez graus além da posição de zero grau (reto).<sup>83,224</sup>

O eixo lateromedial de rotação para a flexão e a extensão não é fixo, porém migra no interior dos côndilos femorais.<sup>251</sup> O trajeto curvo do eixo é conhecido como uma “evolução” (Fig. 13-15). O trajeto do eixo é influenciado pela curvatura excêntrica dos côndilos

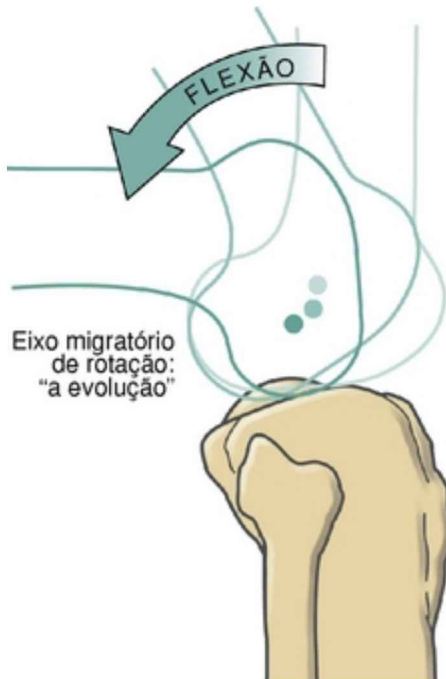


FIGURA 13-15 A flexão do joelho gera um eixo migratório de rotação mediolateral (mostrado nos três círculos pequenos). Essa migração está descrita como “a evolução”.

A migração do eixo de rotação possui implicações biomecânicas e clínicas. Primeiro, o eixo de migração altera o comprimento do braço de força interno dos músculos flexores e extensores do joelho. Esse fato explica, em parte, por que o torque interno de esforço máximo varia através da amplitude de movimento. Em seguida, muitos dispositivos externos fixados ao joelho, como, por exemplo, um goniômetro, um dispositivo para teste isocinético ou uma órtese de joelho articulada, giram ao

redor de um eixo *fixo* de rotação. Por isso, durante o movimento do joelho os dispositivos externos podem gerar um discreto arco, diferente do que ocorre com a perna. Como consequência, uma órtese articulada, por exemplo, pode atuar como um pistão em relação à perna, provocando um atrito e uma abrasão na pele. Para minimizar esta consequência, deve-se ter cuidado ao alinhar o eixo fixo do dispositivo externo tão próximo quanto possível ao eixo de rotação “médio” do joelho, que se encontra próximo ao epicôndilo lateral do fêmur.

### **Rotações Medial e Lateral (Axial)**

As rotações medial e lateral do joelho ocorrem ao redor de um eixo longitudinal ou vertical de rotação. Este movimento também é chamado rotação “axial”. Em geral, a liberdade da rotação axial aumenta com uma maior flexão do joelho. Um joelho flexionado a 90 graus pode realizar cerca de 40 a 45 graus de rotação axial total.<sup>178,190</sup> A amplitude do movimento de rotação lateral geralmente excede a rotação medial em uma razão de quase 2:1.<sup>178</sup> Entretanto, uma vez que o joelho esteja em extensão total, a rotação axial é restrita ao máximo. A rotação do joelho é significativamente bloqueada pela tensão passiva nos ligamentos estirados, partes da cápsula e aumento da congruência óssea no interior da articulação.

Conforme ilustrado na Figura 13-14, a rotação axial do joelho ocorre, seja pela rotação da tíbia em relação ao fêmur como do fêmur em relação à tíbia. (Embora não demonstrado, a rotação axial também pode ocorrer como resultado de ambas as perspectivas rotacionais, simultaneamente.) A rotação axial do joelho proporciona

um importante elemento funcional de mobilidade para a extremidade inferior como um todo. É importante compreender a terminologia utilizada para descrever a rotação axial do joelho. Via de regra, a nomeação da rotação axial do joelho está baseada na posição da tuberosidade tibial em relação ao fêmur distal anterior. A rotação lateral do joelho, por exemplo, ocorre quando a tuberosidade tibial está localizada lateralmente à parte anterior do fêmur distal. Entretanto, esta regra *não* estipula se é o fêmur ou a tíbia que põe o osso em movimento; ela apenas estipula a orientação articular relativa do joelho rodado. Para demonstrar, compare a rotação lateral do joelho nas Figuras 13-14, A e B. A rotação lateral da tíbia em relação ao fêmur ocorre à medida que a tíbia roda *lateralmente* em relação ao fêmur fixo. Por outro lado, a rotação lateral do joelho, do fêmur em relação à tíbia, ocorre à medida que o fêmur roda *medialmente* em relação à tíbia fixa (e ao pé). Ambos os exemplos adequam-se à definição de rotação lateral do joelho, porque ambos os movimentos terminam com uma orientação articular similar: a tuberosidade tibial está localizada numa posição lateral, distal e anterior ao fêmur. A distinção entre rotação *óssea* (tibial ou femoral) e rotação na *articulação do joelho* precisa estar sempre clara para evitar uma interpretação ruim. Este ponto é particularmente importante na descrição da osteocinemática do fêmur em relação à tíbia.

## **ARTROCINEMÁTICA DA ARTICULAÇÃO TIBIOFEMORAL**

### **Extensão do Joelho**

A Figura 13-16 ilustra a artrocinemática dos últimos 90

graus de extensão ativa do joelho. Durante a *extensão da tíbia em relação ao fêmur*, a superfície articular da tíbia rola e desliza anteriormente sobre os côndilos femorais (Fig. 13-16, A). Os meniscos são tracionados anteriormente pela contração do músculo quadríceps.

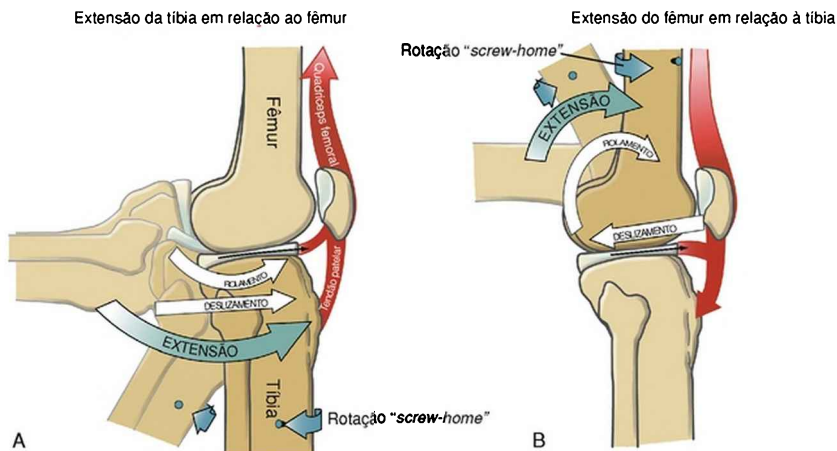


FIGURA 13-16 A artrocinemática ativa da extensão do joelho. **A**, Perspectiva da tíbia em relação ao fêmur. **B**, Perspectiva do fêmur em relação à tíbia. Tanto em **A** como em **B** os meniscos são tracionados para frente pela contração do quadríceps.

Durante a *extensão do fêmur em relação à tíbia*, como ao se levantar a partir de um agachamento, por exemplo: os côndilos femorais simultaneamente rolam anteriormente e deslizam posteriormente sobre a superfície articular da tíbia (Fig. 13-16, B). Este “acoplamento” artrocinemático limita a magnitude da translação anterior do fêmur sobre a tíbia. O músculo quadríceps direciona o rolamento dos côndilos femorais e estabiliza os meniscos contra o cisalhamento horizontal causado pelo deslizamento do



fêmur.

### **Rotação “Screw-Home” do Joelho**

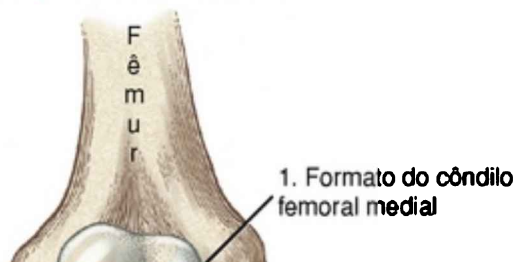
O travamento do joelho em extensão completa requer cerca de 10 graus de rotação lateral.<sup>109</sup> A ação de travamento rotatório foi historicamente relatada como uma *rotação “screw-home”*, baseada na torção do joelho observada durante os últimos 30 graus de extensão. A rotação lateral descrita aqui é fundamentalmente diferente da rotação axial ilustrada na Figura 13-14. A rotação “*screw-home*” (externa) foi descrita como uma *rotação conjunta*, enfatizando o fato de que ela está mecanicamente relacionada (ou conjugada) à cinemática da flexão e da extensão, e não pode ser realizada independentemente.<sup>200,258</sup> A rotação lateral e a extensão do joelho combinadas maximizam a área de contato total do joelho adulto: 375 mm<sup>2</sup> na articulação tibiofemoral medial e cerca de 275 mm<sup>2</sup> na articulação tibiofemoral lateral.<sup>200</sup> Esta posição final de extensão aumenta a congruência articular e favorece a estabilidade.

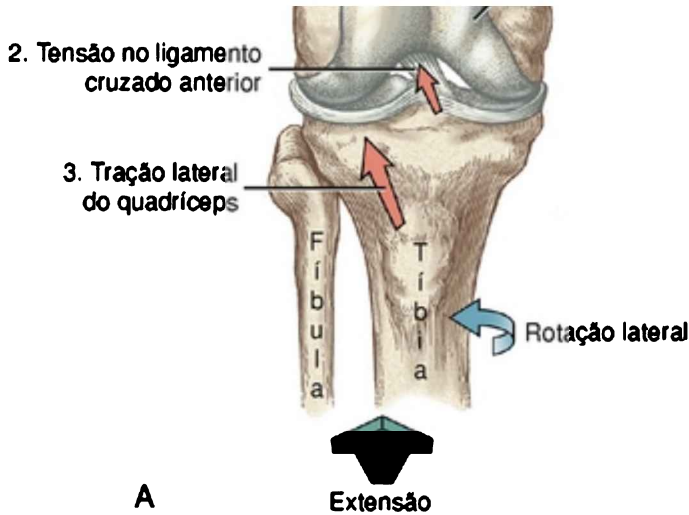
Para observar a rotação “*screw-home*” no joelho, solicite a uma pessoa para sentar com o joelho flexionado em cerca de 90 graus. Desenhe uma linha sobre a pele entre a tuberosidade tibial e o ápice da patela. Após a pessoa realizar a extensão completa do joelho com a tíbia em relação ao fêmur, redesenhe essa linha entre as mesmas referências ósseas e observe a mudança de posição da tíbia lateralmente rodada. Um mecanismo de travamento similar, porém menos evidente, também funciona durante a extensão com o fêmur em relação à tíbia (compare a Figura 13-16, A com a B). Quando a pessoa se levanta a

partir de uma posição de agachamento, por exemplo, o joelho trava em extensão à medida que o fêmur roda medialmente em relação à tibia fixada. Independentemente de ser a coxa ou a perna o segmento que esteja em movimento, ambos os movimentos de extensão do joelho ilustrados na Figura 13-16, A e B mostram uma *articulação* do joelho que está relativamente rodada *lateralmente* quando totalmente estendida.

O mecanismo de rotação “*screw-home*” é dirigido por, no mínimo, três fatores: o formato do côndilo femoral medial, a tensão passiva no ligamento cruzado anterior e a leve tração lateral do músculo quadríceps (Fig. 13-17). O fator mais importante (ou pelo menos óbvio) é o formato do côndilo femoral medial. Conforme ilustrado na Figura 13-17, B, a superfície articular do côndilo femoral medial curva-se cerca de 30 graus lateralmente, à medida que se aproxima do sulco intercondilar. Em virtude de a superfície articular do côndilo medial estender-se mais anteriormente do que a do côndilo lateral, a tibia é obrigada a “seguir” o trajeto lateralmente curvo na extensão total da tibia em relação ao fêmur. Durante a extensão do fêmur em relação à tibia, o fêmur segue um trajeto curvado medialmente em relação à tibia. Em cada caso, o resultado é uma rotação lateral do joelho na extensão total.

Fatores que guiam a rotação “*screw-home*”





Trajeto da tibia nos côndilos femorais

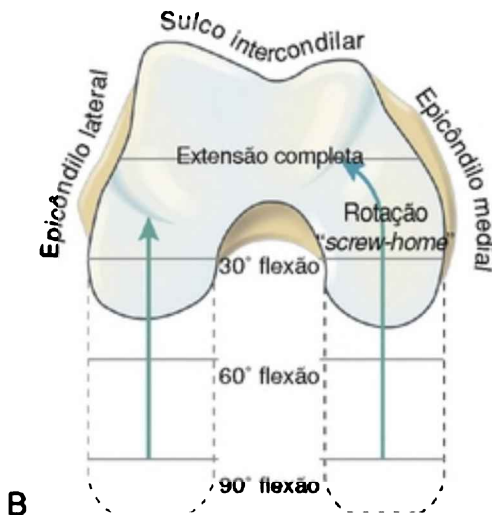


FIGURA 13-17 O mecanismo de bloqueio "screw-home" do joelho. A, Durante a extensão terminal da tíbia em relação ao fêmur, três fatores contribuem para o mecanismo de bloqueio do joelho. Cada fator contribui para a distorção sistemática da

rotação lateral da tíbia em relação ao fêmur. **B**, As duas setas apontam o trajeto da tíbia através dos côndilos femorais durante os últimos 90 graus de extensão. Observe que o côndilo femoral medial curvo ajuda a direcionar a tíbia para a sua posição bloqueada e lateralmente rodada.

## **Flexão do Joelho**

A artrocinemática da flexão do joelho ocorre de forma reversa conforme ilustrado na Figura 13-16. Para que um joelho totalmente estendido seja destravado, a articulação precisa primeiro girar um pouco medialmente.<sup>200,206,225</sup> Esta ação é dirigida principalmente pelo músculo poplíteo. O músculo pode rodar o fêmur lateralmente para iniciar a flexão do fêmur em relação à tíbia ou pode rodar a tíbia medialmente para iniciar a flexão da tíbia em relação ao fêmur.

## **Rotações Medial e Lateral (Axial) do Joelho**

Conforme descrito anteriormente, o joelho precisa ser flexionado para maximizar a rotação axial independente entre a tíbia e o fêmur. Uma vez que o joelho esteja fletido, a artrocinemática das rotações medial e lateral envolve principalmente um *giro* entre os meniscos e as superfícies articulares da tíbia e do fêmur. A rotação axial do fêmur sobre a tíbia faz com que os meniscos se deformem levemente, à medida que são comprimidos entre os côndilos femorais que estão girando. Os meniscos são estabilizados ativamente por conexões de músculos, como o poplíteo e o semimembrâneo.

## **LIGAMENTOS COLATERAIS MEDIAL E LATERAL**

### **Considerações Anatômicas**

O *ligamento colateral medial (tibial)* (LCM) é uma estrutura larga e plana que cruza a face medial da articulação.<sup>258</sup> Embora exista uma terminologia diferente, este capítulo descreve o LCM como apresentando porções superficial e profunda.<sup>225,226</sup> A *parte superficial* maior consiste em um conjunto relativamente bem definido de fibras que correm paralelamente cerca de 10 cm de comprimento (Fig. 13-10).<sup>226</sup> Após emergirem do epicôndilo medial do fêmur, as fibras superficiais cursam distalmente para se mesclar às fibras do retináculo patelar medial antes de se inserirem no aspecto medioproximal da tíbia. As fibras se inserem imediatamente posteriores às inserções distais dos tendões do sartório e do grácil alinhados em proximidade.

A *parte profunda* do LCM consiste em um conjunto de fibras mais curtas e oblíquas, que repousam imediatamente em uma situação profunda, e levemente distais e posteriores à inserção proximal das fibras superficiais. Embora não visíveis na Figura 13-10, as fibras profundas se inserem distalmente à cápsula articular posteromedial, ao menisco medial e ao tendão do músculo semimembráceo.<sup>226,258</sup>

O *ligamento colateral lateral (fibular)* consiste em um cordão forte e arredondado que passa quase verticalmente entre o epicôndilo lateral do fêmur e a cabeça da fíbula (Fig. 13-8).<sup>135,232</sup> Distalmente, o ligamento colateral lateral se interlaça com o tendão do músculo bíceps femoral. Ao contrário de seu homólogo contralateral, o LCM, o ligamento colateral lateral não se insere no menisco lateral adjacente (Fig. 13-12). Conforme descrito mais adiante neste capítulo, o tendão do poplíteo passa por *entre* essas duas estruturas.

## Considerações Funcionais

A principal função dos ligamentos colaterais é limitar o movimento excessivo do joelho no plano frontal. Com o joelho estendido, a parte superficial do LCM proporciona a resistência primária contra uma força em valgo (abdução).<sup>74,225</sup> O ligamento colateral lateral, em comparação, proporciona a resistência primária contra uma força em varo (adução).<sup>95,237</sup> A Tabela 13-3 lista outros diversos tecidos que proporcionam estabilização contra forças em valgo e varo aplicadas ao joelho.

**TABELA 13-3** Tecidos que Proporcionam Restrição Primária e Secundária ao Joelho no Plano Frontal\*

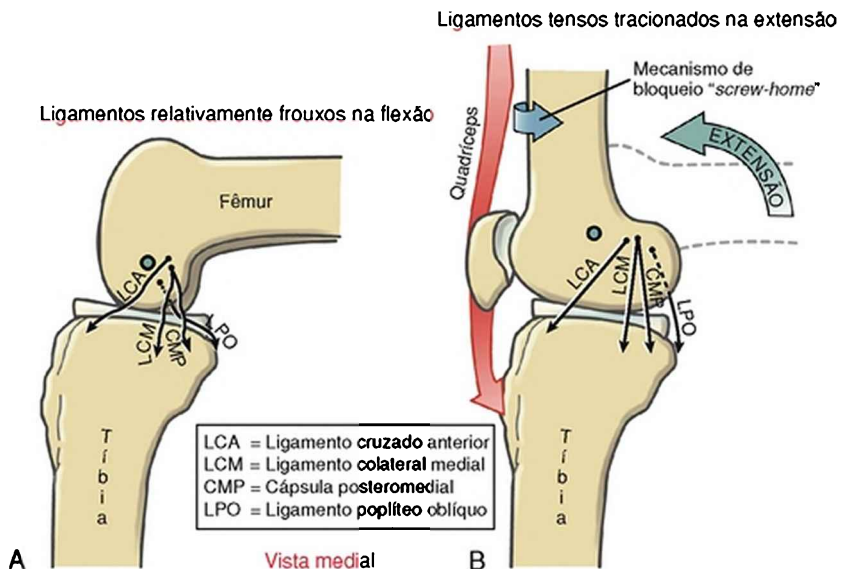
	Força em Valgo	Força em Varo
Restrição primária	Ligamento colateral medial, especialmente as fibras superficiais	Ligamento colateral lateral
Restrição secundária	Cápsula posteromedial (inclui o tendão do semimembrâneo) Ligamentos cruzados anterior e posterior Contato lateralmente articular Compressão do	Complexo arqueado (inclui o ligamento colateral lateral, a cápsula posterolateral, o tendão do poplíteo e o ligamento poplíteo arqueado) Banda iliotibial Tendão do bíceps femoral Contato articular

menisco lateral	medialmente
Fibras do retináculo medial (arqueado)	Compressão do menisco medial
Pata de ganso ( <i>i. e.</i> , tendões do sartório, do grácil e do semitendíneo)	Ligamentos cruzados anterior e posterior
Gastrocnêmio (cabeça medial)	Gastrocnêmio (cabeça lateral)

\* Presumindo-se um joelho em extensão completa.

Uma função secundária dos ligamentos colaterais é produzir uma tensão estabilizadora generalizada no joelho, através da amplitude de movimento no plano sagital. Embora algumas das fibras que constituem os ligamentos colaterais estejam tensionadas ao longo de toda a amplitude de movimento de flexão e extensão do joelho, a maior parte delas está posicionada ligeiramente posterior ao eixo de rotação mediolateral do joelho e, portanto, são colocadas sob tensão relativa na extensão completa.<sup>197,225,268</sup> Outras estruturas que se tornam mais tensas na extensão completa são: a cápsula posteromedial, o ligamento poplíteo oblíquo (representativo da cápsula posterior), os músculos flexores do joelho e os componentes do ligamento cruzado anterior.<sup>197,203,225</sup> A Figura 13-18 ilustra esses tecidos em uma posição relativamente frouxa na flexão (A) e mais tensionados à medida que o joelho assume a posição de travamento com a extensão completa do fêmur em relação à tibia (B). A extensão completa - que inclui a cinemática da rotação

“screw-home” - estira os ligamentos colaterais cerca de 20% de seu comprimento, além do que eles apresentam na flexão completa.<sup>270</sup> Embora seja um estabilizador variável na extensão total, o LCM e a cápsula posteromedial tensionados estão especialmente vulneráveis à lesão quando submetidos a uma carga em valgo (*i. e.*, em abdução) com o pé apoiado no solo. Em virtude de as fibras profundas do LCM serem mais curtas do que as superficiais, as fibras profundas experimentam uma porcentagem maior de estiramento quando submetidas a um estresse similar em valgo (abdução).<sup>225</sup> Principalmente por essa razão, as fibras mais profundas do LCM são mais frequentemente lesionadas do que as fibras superficiais durante um trauma excessivo relacionado ao valgo, tal como ocorre tipicamente na lesão “clip” no futebol americano.<sup>250</sup>





---

**FIGURA 13-18** A vista medial do joelho mostra o estiramento relativo de algumas fibras do ligamento colateral medial, do ligamento poplíteo oblíquo, da cápsula posterior e dos componentes do ligamento cruzado anterior (*LCA*) durante a extensão ativa do fêmur em relação à tíbia. **A**, Na flexão do joelho as estruturas são mostradas em um estado relativamente relaxado (ou menos tenso). **B**, As estruturas são tracionadas e relativamente tensas à medida que o joelho se estende ativamente através da contração do quadríceps. Observe a rotação “*screw-home*” do joelho durante extensão no fim da amplitude. A combinação de extensão e a rotação lateral no joelho estiram especificamente a cápsula posteromedial e o ligamento poplíteo oblíquo (no interior da cápsula posterior).

Os ligamentos colaterais e a cápsula adjacente também proporcionam resistência aos extremos de rotações medial e lateral.<sup>232,270</sup> O mais notável em relação a isso é o estiramento e o aumento subsequente da tensão passiva nas fibras superficiais do LCM nos extremos da rotação lateral do joelho.<sup>74,225</sup> Ao apoiar o pé direito firmemente no solo e girar o fêmur (e, conseqüentemente), o corpo, acima dele posicionados para a esquerda por exemplo, pode haver lesão das fibras superficiais do LCM direito. Este potencial para lesão aumenta se o joelho for rodado lateralmente (*i. e.*, rotação medial do fêmur) e experimentar simultaneamente uma substancial carga em valgo.

A Tabela 13-4 proporciona um resumo das funções e mecanismos comuns de lesão dos principais ligamentos do joelho, incluindo a cápsula posterior e posteromedial.

**TABELA 13-4** Função dos Ligamentos do Joelho e Mecanismos

## Comuns de Lesão

Estrutura	Função	Mecanismos Comuns de Lesão
Ligamento colateral medial (e cápsula posteromedial)	<ol style="list-style-type: none"><li>1. Resiste ao valgo (abdução)</li><li>2. Resiste à extensão do joelho</li><li>3. Resiste aos extremos de rotação axial (especialmente a rotação lateral do joelho)</li></ol>	<ol style="list-style-type: none"><li>1. Produção de força em valgo com o pé apoiado (p. ex., “clip” no futebol)</li><li>2. Forte hiperextensão do joelho</li></ol>
Ligamento colateral lateral	<ol style="list-style-type: none"><li>1. Resiste ao varo (adução)</li><li>2. Resiste à extensão do joelho</li><li>3. Resiste aos extremos de rotação axial</li></ol>	<ol style="list-style-type: none"><li>1. Produzindo força em varo com o pé plantado</li><li>2. Forte hiperextensão do joelho</li></ol>
Cápsula posterior	<ol style="list-style-type: none"><li>1. Resiste à extensão do joelho</li><li>2. Ligamento poplíteo oblíquo que resiste à</li></ol>	<ol style="list-style-type: none"><li>1. Hiperextensão ou hiperextensão combinada com rotação lateral do joelho</li></ol>

	<p>rotação lateral do joelho</p> <p>3. Cápsula posterolateral que resiste ao varo</p>	
Ligamento cruzado anterior	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. A maior parte das fibras resiste à extensão (seja a translação anterior excessiva da tíbia, a translação posterior do fêmur ou uma combinação delas)</li> <li>2. Resiste aos extremos varo, do valgo e da rotação axial</li> </ol>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Grande valgo – produzindo força com o pé firmemente plantado</li> <li>2. Grande torque de rotação axial aplicado ao joelho (na direção da rotação), com o pé firmemente fixo</li> <li>3. Qualquer combinação anterior, especialmente envolvendo forte contração do quadríceps com o joelho em extensão completa ou próximo da extensão completa</li> <li>4. Forte hiperextensão do joelho</li> </ol>
Ligamento cruzado posterior	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. A maior parte das fibras resiste à flexão do joelho (seja a translação</li> </ol>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Queda sobre o joelho completamente flexionado (com o tornozelo</li> </ol>

	<p>posterior excessiva da tíbia, ou a translação anterior do fêmur ou uma combinação delas)</p> <p>2. Resiste aos extremos do varo, do valgo e da rotação axial</p>	<p>completamente planti fletido) de forma que a tíbia proximal atinge primeiro o solo</p> <p>2. Qualquer evento que provoque uma translação posterior forçada da tíbia (<i>i. e.</i>, lesão “do painel de automóvel”) ou translação anterior do fêmur, especialmente enquanto o joelho é flexionado</p> <p>3. Grande rotação axial ou torque em valgo-varo aplicado ao joelho com o pé firmemente plantado, especialmente enquanto o joelho é flexionado</p> <p>4. Forte hiperextensão do joelho causando uma longa fenda na face posterior da articulação</p>
--	---	--

## LIGAMENTOS CRUZADOS ANTERIOR E POSTERIOR

### Considerações Gerais

O termo cruzado, que significa “em forma de cruz”,

descreve a relação espacial dos ligamentos cruzados anterior e posterior à medida que cruzam no interior da incisura intercondilar do fêmur (Fig. 13-19). Os ligamentos cruzados são intracapsulares e cobertos por um extensivo revestimento sinovial. Os ligamentos recebem suprimento sanguíneo dos pequenos vasos localizados na membrana sinovial e nos tecidos próximos.

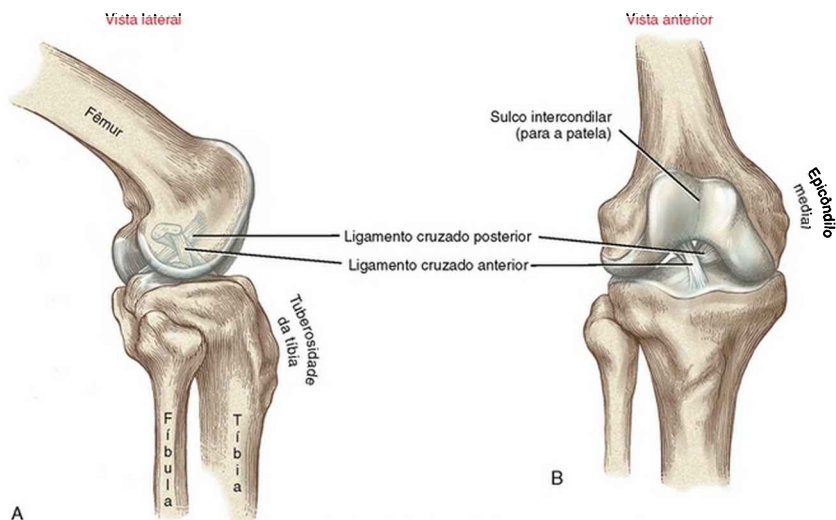


FIGURA 13-19 Ligamentos cruzados anterior e posterior. A, Vista lateral. B, Vista anterior. Os dois feixes de fibras no interior do ligamento cruzado anterior estão evidentes em A.

Os ligamentos cruzados são nomeados de acordo com sua inserção na tíbia (Fig. 13-11). Ambos os ligamentos são espessos e fortes e refletem seu papel importante ao proporcionar estabilidade multiplanar para o joelho. Atuando juntos, os ligamentos cruzados anterior e posterior resistem a *todos* os movimentos extremos do joelho (Tabela 13-4).<sup>\*</sup> Entretanto, o mais importante é que

os ligamentos cruzados proporcionam a maior parte da resistência para as forças de cisalhamento anteroposteriores criadas entre a tíbia e o fêmur. Essas forças refletem a cinemática natural no plano sagital associada à marcha, à corrida, ao agachamento e ao salto.

### Funções Gerais dos Ligamentos Cruzados Anterior e Posterior

- Proporcionar estabilidade multiplanar para o joelho, especialmente no plano sagital
- Guiar a artrocinemática natural, especialmente em relação a restringir os movimentos de deslizamento entre a tíbia e o fêmur
- Contribuir para a propriocepção do joelho

Além de estabilizar o joelho, a tensão nos ligamentos cruzados anterior e posterior auxilia na orientação da artrocinemática do joelho. Além disso, em virtude de os ligamentos cruzados possuírem mecanorreceptores, eles indiretamente proporcionam ao sistema nervoso um “*feedback*” proprioceptivo.<sup>234,236</sup> Além de ajudar a controlar o movimento, esses receptores sensoriais também podem desempenhar um papel protetor ao limitarem, reflexamente, a ativação muscular que poderia produzir um grande e potencial estiramento lesivo ao ligamento cruzado anterior.<sup>253,266</sup>

## LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

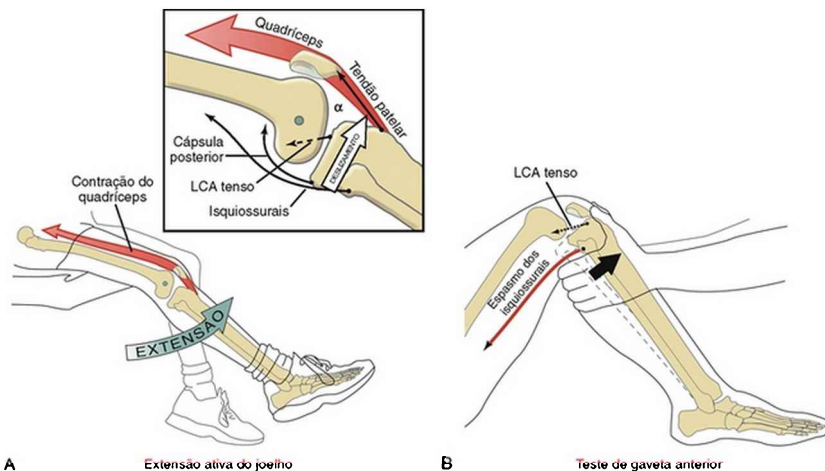
### Anatomia e Função

O ligamento cruzado anterior (LCA) insere-se ao longo de uma impressão sobre a área intercondilar anterior do platô tibial. Partindo dessa inserção, o ligamento corre obliquamente em uma direção posterior, superior e lateral para se inserir sobre a face medial do côndilo femoral lateral (Fig. 13-19). As fibras colágenas no interior do LCA se intrelaçam uma sobre as outras e formam, com frequência, dois feixes espiralados distintos.<sup>14</sup> Os feixes são frequentemente referidos como *anteromedial* e *posterolateral*, nomeados de acordo com suas inserções em relação à tibia.<sup>48,49,56</sup>

A tensão e a orientação do LCA mudam à medida que o joelho flete e estende.<sup>48,114,181</sup> Embora algumas fibras do LCA permaneçam relativamente tensas ao longo do arco completo de movimento no plano sagital, a maior parte das fibras, especialmente aquelas dentro do feixe posterolateral, tornam-se *progressivamente tensas à medida que o joelho se aproxima e alcança a posição de extensão completa*.<sup>13,32,114,166</sup> Além da maior parte das fibras do LCA, a cápsula posterior, as partes dos ligamentos colaterais e todos os músculos flexores do joelho também tornam-se relativamente tensos na extensão, o que ajuda a estabilizar o joelho, especialmente durante atividades de descarga de peso (Fig. 13-18, B).

Próximo dos últimos 50 a 60 graus de extensão completa do joelho, a força ativa gerada pelo quadríceps em contração traciona a tibia anteriormente, potencializando, portanto, a artrocinemática de deslizamento anterior (Fig. 13-20, A).<sup>14,142,143,157,160</sup> A tensão resultante nas fibras estiradas do LCA ajuda a limitar a extensão desse deslizamento anterior.

Clinicamente, é útil apreciar a similaridade geral entre a força anterior imposta sobre o LCA pela contração do quadríceps e a tração dirigida, anteriormente aplicada sobre a tibia quando um clínico realiza um *teste de gaveta anterior* (Fig. 13-20, B). Esse teste é um dos diversos utilizados pelos clínicos para avaliar a quantidade relativa de frouxidão do joelho com uma lesão suspeita de LCA. O componente básico desse teste envolve tracionar a extremidade proximal da tibia (perna) para a frente, com o joelho fletido cerca de 90 graus. No joelho normal, o LCA proporciona cerca de 85% da resistência total passiva à translação anterior da tibia.<sup>26</sup> Uma translação anterior de 8 mm (1/3 de polegada) a mais do que no joelho contralateral sugere uma possível ruptura do LCA. Conforme ilustrado na Figura 13-20, B, o espasmo protetor nos músculos isquiossurais pode limitar a translação anterior da tibia e mascarar, portanto, um LCA rompido.



**FIGURA 13-20** A interação entre a contração muscular e a tensão muda no ligamento cruzado anterior. A, A contração do



músculo quadríceps estende o joelho e desliza a tíbia anteriormente em relação ao fêmur. A extensão do joelho também alonga a maior parte do ligamento cruzado anterior (LCA), da cápsula posterior, dos músculos isquiossurais, dos ligamentos colaterais e da cápsula adjacente (as duas últimas estruturas não estão assinaladas). Observe que o quadríceps e o LCA possuem uma relação antagonista ao longo da maior parte da amplitude terminal da extensão. (O ângulo de inserção entre o tendão patelar e a tíbia está indicado por  $\alpha$ .) **B**, O teste de gaveta anterior avalia a integridade do LCA. Observe que o espasmo nos músculos isquiossurais impõe uma força posterior sobre a tíbia, a qual pode limitar a tensão no LCA.

Clinicamente, o músculo quadríceps é, em geral, relatado como um “antagonista do LCA”. Essa nomenclatura reflete o fato de que a força de contração do quadríceps em ângulos relativamente baixos de flexão alonga (antagoniza) significativamente a maior parte das fibras do LCA.<sup>108,166,194,241</sup> Estudos têm relatado um estresse de 4,4% sobre o LCA após uma ativação isométrica de esforço máximo do quadríceps em 15 graus de flexão do joelho.<sup>12</sup> Esse nível de tensão aumentar como resultado de uma forte contração do quadríceps, que traz de forma abrupta a tíbia para a extensão total do joelho. A capacidade do quadríceps de tensionar o LCA é maior na extensão completa, porque essa posição maximiza o ângulo de inserção do tendão patelar em relação à tíbia (consulte  $\alpha$  na Figura 13-20, A.)<sup>168</sup> Quanto maior esse ângulo de inserção, maior a proporção de força do quadríceps disponível para deslizar *anteriormente* a tíbia em relação ao fêmur. O ângulo de inserção é progressivamente reduzido com a maior flexão do joelho, reduzindo, portanto, a capacidade do músculo de deslizar anteriormente a tíbia e

estirar o LCA.<sup>13,16,120,157,167</sup> A compreensão dos fatores que naturalmente tensionam o LCA se torna importante ao se considerar os mecanismos que causam lesão do LCA ou as formas de proteger um enxerto do LCA precocemente, logo após uma cirurgia.<sup>45</sup> Essas questões serão revisitadas mais adiante neste capítulo.

### **Mecanismos Comuns de Lesão**

A forma oblíqua na qual o LCA segue através do joelho permite que, no mínimo, uma parte dessa estrutura resista aos extremos de todos os movimentos do joelho.<sup>14,59</sup> Embora essa orientação espacial seja ideal para proporcionar uma ampla gama de estabilidade, ela também faz com que o ligamento se torne vulnerável à lesão por causa das muitas combinações de movimentos extremos. Uma variável que é comum essencialmente em todas as lesões do LCA é a presença de um estiramento de alta velocidade sobre um ligamento que já está sob tensão; o ligamento rompe quando o estresse de tensão excede a força fisiológica.<sup>14</sup> Fatores biomecânicos associados à quantidade de tensão no LCA em um dado instante são inter-relacionados e complexos. Esses fatores incluem a direção e a magnitude da força de reação do solo; a quantidade, o controle e a sequência precisos de forças musculares protetoras; a integridade e força dos tecidos circunvizinhos; o alinhamento e a posição do joelho.<sup>92</sup>

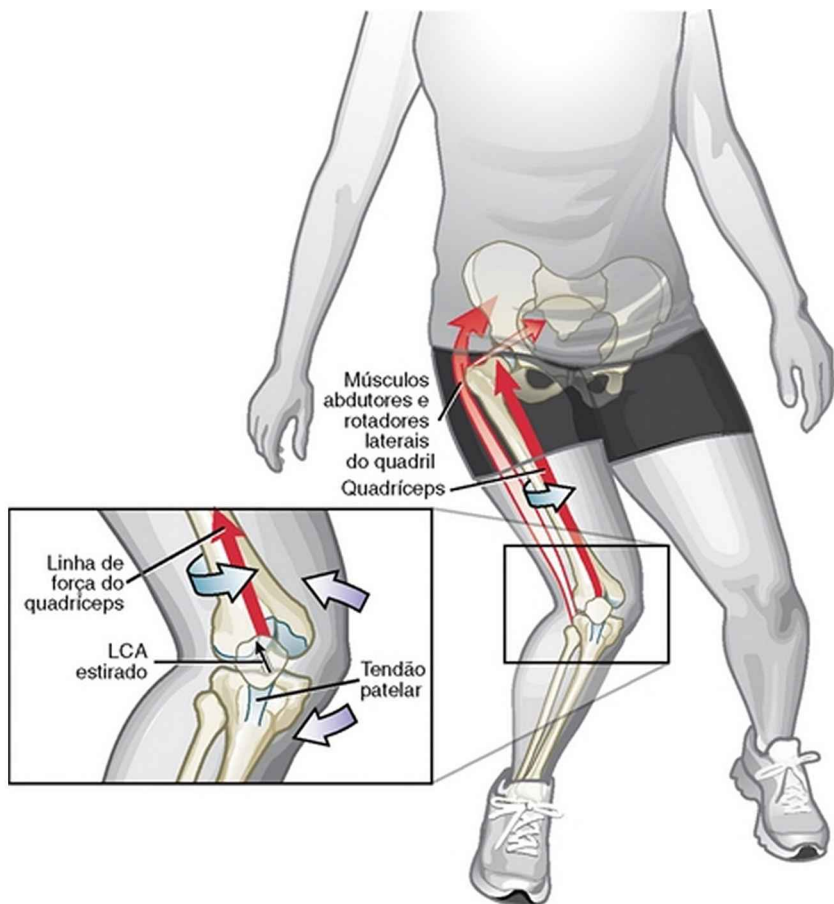
O LCA é o que mais frequentemente sofre ruptura total. Aproximadamente metade de todas as lesões do LCA ocorre em pessoas entre 15 e 25 anos de idade, geralmente durante atividades esportivas de alta velocidade, tais como futebol americano, esqui na neve, *lacrosse*, basquetebol e

futebol.<sup>99</sup> A maior parte das rupturas do LCA envolve uma subluxação transitória do joelho, o que provoca um trauma secundário a outros tecidos, incluindo o osso, a cartilagem articular, os meniscos ou o LCM.<sup>152,188,256</sup>

A lesão ao LCA pode levar a uma importante instabilidade do joelho e a uma cinemática potencialmente estressante.<sup>269</sup> Um joelho com LCA deficiente é também mais vulnerável à lesão ou deterioração de outras estruturas.<sup>185,268</sup> Além disso, em virtude de o ligamento não cicatrizar espontaneamente por si só, a reconstrução cirúrgica é geralmente recomendada, o que requer um autoenxerto (utilizando o tendão patelar ou o tendão do adutor-isquiossural da própria pessoa) ou um aloenxerto.<sup>9,14,207</sup> Embora essas reconstruções sejam razoavelmente bem-sucedidas para restaurar a estabilidade básica e a função do joelho, a cinemática natural e, em alguns casos, a força muscular pré-lesão não são totalmente restauradas.<sup>14,136,262,274</sup> Mesmo após a reconstrução cirúrgica, pessoas que sofreram uma ruptura do LCA\* estão em risco elevado de desenvolver osteoartrose do joelho relacionada a estresse em algum momento de suas vidas.<sup>145,183</sup>

Aproximadamente 70% das lesões do LCA relacionadas ao esporte ocorrem através de situações de não contato, ou de contato mínimo.<sup>128,171</sup> Muitas lesões sem contato ocorrem ao se aterrizarem de um salto, em uma rápida e abrupta aceleração e ao se realizar os movimentos de corte ou de pivô com apoio de somente um membro inferior.<sup>67</sup> Esses mecanismos causadores de lesão são frequentemente imprevisíveis e ocorrem muito rapidamente; portanto, a posição precisa e a direção

prevalente das forças aplicadas sobre o joelho no momento da lesão nem sempre são identificadas. Grande parte do que se sabe sobre os mecanismos associados à lesão sem contato do LCA geralmente vem de relatos de atletas lesionados; de cuidadosa análise em vídeo do mecanismo da lesão; e de lesão simulada e relações estresse-tensão utilizando ligamentos de cadáveres, implantes de tensão colocados em LCA em vivos, de cadáveres e de modelos biomecânicos computadorizados.\* Conforme estabelecido anteriormente, uma situação de movimento que geralmente está associada a uma lesão de não contato do LCA, envolve aterrizar de um salto.<sup>246,278</sup> Autorrelatos, análise em vídeo e outros métodos de estudos frequentemente confirmam no mínimo três fatores associados a esse evento potencialmente danoso: (1) forte ativação do músculo quadríceps sobre um joelho fletido ou totalmente estendido, (2) um “colapso em valgo” acentuado do joelho e (3) rotação lateral excessiva do joelho (*i. e.*, o fêmur excessivamente rodado *medialmente* no quadril em relação a uma tíbia fixada).\*\* Todos esses três elementos estão presentes na Figura 13-21. A pesquisa tem, na verdade, confirmado que as situações cinéticas e cinemáticas descritas em relação à Figura 13-21 podem, quando combinadas ou extremas, sobrecarregar a força de tensão do LCA.† Embora não ilustrada na Figura 13-21, a rotação *medial* excessiva do joelho (quando combinada com extensão e valgo extremos) também demonstrou ser um fator predisponente à lesão do LCA.‡<sup>59,160,246</sup>



**FIGURA 13-21** Uma imagem de uma mulher jovem saudável imediatamente após aterrisar de um salto. Observe o valgo excessivo e a posição de rotação lateral combinada do joelho direito (via rotação femoral medial sobre uma tíbia fixa). Observe que em uma posição de descarga de peso, as posições do quadril direito e do pé influenciam fortemente as posições do fêmur e da tíbia, respectivamente. Em particular, o quadril direito está aduzido e rodado medialmente, o que contribui intensamente para o valgo exagerado e a posição do joelho rodado lateralmente. A ativação reduzida dos músculos abdutores e rotadores laterais do quadril poderiam contribuir

para esta posição. O quadro à esquerda mostra a tensão aumentada no LCA e a linha de força do músculo quadríceps. Observe o deslocamento lateral relativo da patela em relação ao sulco intercondilar do fêmur. (As setas roxas assinalam o alinhamento excessivo em valgo; as setas azuis assinalam a rotação medial excessiva do fêmur.)

Outro mecanismo comum de lesão do LCA envolve a hiperextensão excessiva do joelho enquanto o pé está firmemente apoiado no solo.<sup>19</sup> A cinemática normal da extensão envolveria, em teoria, um deslizamento posterior excessivo do fêmur em relação à tíbia (Fig. 13-16, B). Entretanto, durante a hiperextensão, o deslizamento femoral posterior em relação à tíbia fixada pode hiperestender e romper o LCA. A grande ativação concorrente do músculo quadríceps pode tracionar a tíbia para a frente em relação ao fêmur que está deslizando posteriormente, o que aumenta, portanto, a probabilidade de lesão.<sup>45</sup> Geralmente, lesões do LCA relacionadas à hiperextensão estão associadas a grandes forças de rotação axial ou de esforço em valgo, assim acrescentando um aumento de tensão sobre o LCA.<sup>160,246</sup> Além de lesionar o LCA, a hiperextensão forçada frequentemente provoca lesão à cápsula posterior e ao LCM. A Tabela 13-4 resume os diversos mecanismos comuns que podem estar associados à lesão do LCA.

## **LIGAMENTO CRUZADO POSTERIOR**

### **Anatomia e Função**

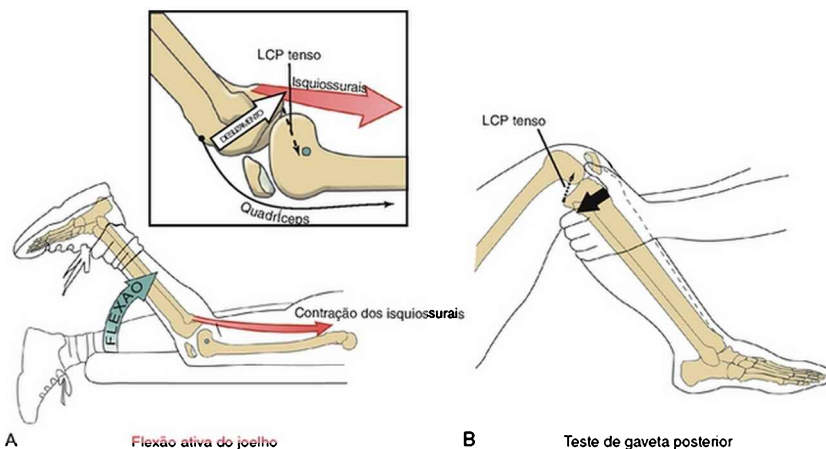
Ligeiramente mais espesso do que o LCA, o ligamento cruzado posterior (LCP) insere-se a partir da área

intercondilar posterior da tibia até o lado lateral do côndilo femoral medial (Figs. 13-11, 13-12 e 13-19). A anatomia específica do LCP é em geral descrita como apresentando dois feixes primários: um *conjunto maior anterior* (anterolateral), formando o corpo do ligamento e um pequeno *conjunto posterior* (posteromedial).<sup>2,158,196</sup> Alguns autores propuseram quatro feixes de fibras distintos no interior do LCP.<sup>37,158</sup>

À medida que o joelho flexiona, o LCP é submetido a uma complexa torção e modificação em seu comprimento e orientação.<sup>43,196</sup> O efeito mecânico preciso dessa deformação dinâmica não está completamente compreendido. Em virtude da incidência relativamente baixa de lesão do LCP, pesquisas em relação à sua função específica têm sido menores do que a do LCA. Entretanto, o que se sabe é que algumas fibras do LCP permanecem tensas durante a maior parte da flexão e da extensão, embora a maior parte do ligamento se *torne progressivamente tenso com o aumento da flexão*.<sup>131,196,217</sup> Entre a extensão completa e aproximadamente 30 a 40 graus de flexão, o LCP está em sua maior parte relativamente frouxo; as tensões de pico ocorrem entre 90 e 120 graus de flexão.<sup>37,141,196</sup> A análise *in vivo* através de imagem de ressonância magnética (IRM) mostra que, em média, o corpo do LCP alonga-se a aproximadamente 30% de seu comprimento entre a extensão completa e 90 graus de flexão; isso se correlaciona a um aumento aproximado de 3% no comprimento para cada 10 graus de flexão.<sup>196</sup> Esse aumento relativo abrupto na tensão explica, em parte, por que muitas lesões do LCP envolvem significativa flexão do joelho. Além de se tornar tenso durante a flexão, o LCP

proporciona uma estabilização secundária para cargas em varo e valgo, assim como durante a rotação axial excessiva.<sup>37</sup>

Quando uma pessoa flexiona ativamente o joelho em decúbito ventral, os músculos flexores do joelho (tais como os isquiossurais) deslizam ativamente a tíbia (juntamente com a fíbula) posteriormente em relação ao fêmur. A extensão do deslizamento artrocinemático posterior é limitado, em parte, pela tensão passiva no LCP (Fig. 13-22, A).<sup>141</sup> Por esta razão, os isquiossurais são frequentemente referidos como “antagonistas do LCP”, especialmente nos ângulos de flexão próximos à posição de 90 graus, os quais se alinham quase que perpendicularmente ao eixo longo da tíbia. Acrescentando-se uma forte contração do quadríceps a uma contração já existente dos isquiossurais, há uma redução do estiramento sobre o LCP.<sup>69,96</sup>



**FIGURA 13-22** A, A contração dos músculos isquiossurais flexiona o joelho e desliza a tíbia posteriormente em relação ao fêmur. A flexão do joelho estira o músculo quadríceps e a maior parte das fibras no interior do ligamento cruzado posterior



(LCP). **B**, O teste de gaveta posterior avalia a integridade do LCP. Os tecidos tensos tracionados estão indicados pelas setas pretas.

Um dos testes mais comumente realizados para avaliar a integridade do LCP é o *teste de "gaveta posterior"*. Esse teste envolve tracionar a extremidade proximal da tíbia (perna) posteriormente com o joelho fletido a 90 graus (Fig. 13-22, *B*). Nessa posição o LCP proporciona cerca de 95% da resistência passiva total para a translação posterior da tíbia.<sup>6</sup> Com o joelho sustentado entre zero e, aproximadamente, 30 graus de flexão, o LCP proporciona uma resistência passiva negligenciável para a translação posterior da tíbia; a maior parte da resistência é fornecida pela cápsula posterior e pela maioria das fibras no interior dos ligamentos colaterais - tecidos que estão naturalmente estirados próximo da extensão.<sup>37</sup>

Outra função do LCP é limitar a extensão da translação anterior do *fêmur* em relação à perna fixa. Atividade tal como descer rapidamente em um agachamento profundo pode criar uma translação potencial anterior do fêmur em relação à tíbia. O fêmur é impedido de deslizar para fora do bordo da tíbia em virtude da tensão no LCP, assim como pela cápsula circunvizinha e pelas forças de compressão no interior da articulação tibiofemoral produzidas pela gravidade e pela coativação muscular. Conforme se observa na Figura 13-8, o robusto tendão do poplíteo, ao cruzar obliquamente a região posterolateral do joelho, pode resistir à translação anterior do fêmur em relação à tíbia (ou translação posterior da tíbia em relação ao fêmur).<sup>232</sup> A importância da função de contenção do poplíteo é mais evidente no joelho e de pessoas com LCP

deficiente.<sup>232</sup>

### Mecanismos Comuns de Lesão

A maior parte das lesões do LCP está associada a trauma de alta energia, como sofrer um acidente automobilístico ou participar de esportes de contato como o futebol americano.<sup>198,235</sup> Geralmente, relata-se que lesões isoladas do LCP relacionadas ao esporte são raras.<sup>156</sup> A porcentagem citada de lesões relacionadas ao esporte que envolve rupturas isoladas do LCP está geralmente dentro de 2 a 10% de frequência.<sup>33,156,204</sup> Aproximadamente metade de todas as lesões do LCP também envolve outras estruturas do joelho, incluindo os meniscos, o LCA e a cápsula posterolateral.<sup>235</sup>

Diversos mecanismos foram descritos para a lesão do LCP.<sup>110,204,235</sup> Um mecanismo relativamente frequente envolve *queda sobre um joelho totalmente fletido* (com o tornozelo em flexão plantar) de forma que a tíbia proximal toca primeiro o solo.<sup>156,235</sup> Uma das lesões mais comuns de alta energia do LCP é a *lesão “do painel de automóvel”*, na qual o joelho de um passageiro em um automóvel toca o painel após uma colisão frontal, dirigindo a tíbia posteriormente em relação ao fêmur. Outros mecanismos de lesão estão listados na Tabela 13-4.

Geralmente, após uma lesão do LCP a tíbia proximal pende posteriormente em relação ao fêmur quando a parte inferior da perna é submetida à atração da gravidade. Esta observação, em conjunção com um sinal de gaveta posterior positivo, sugere um LCP rompido. Frequentemente, as lesões isoladas do LCP podem ser tratadas normalmente, sem a necessidade de cirurgia

reconstrutora com enxerto de tendão. Entretanto, a cirurgia é recomendada se uma importante instabilidade posterior ou subluxação estiverem evidentes e (como em geral acontece) o LCP estiver lesionado juntamente com outros ligamentos. São poucos os dados sobre a função em longo prazo do joelho após uma lesão do LCP. A maior parte dos estudos sugere que o joelho com LCP deficiente está mais predisposto a desenvolver osteoartrose pós-traumática do joelho.<sup>22,223,240</sup> Ainda há controvérsias se a reconstrução do LCP após lesão evita que o joelho apresente instabilidade significativa e degeneração em um período mais tardio na vida.<sup>156</sup>

## **Articulação Patelofemoral**

A articulação patelofemoral é a interface entre o lado articular da patela e o sulco intercondilar (tróclea) do fêmur. Os estabilizadores locais dessa articulação incluem as forças produzidas pelo músculo quadríceps, o encaixe das superfícies articulares e a contenção passiva oriunda das fibras dos retináculos e da cápsula circunvizinha. A cinemática anormal e a possível instabilidade da articulação patelofemoral são muito comuns e geralmente estão relacionadas com a dor crônica anterior no joelho e mesmo com a degeneração articular. Estes aspectos patomecânicos serão discutidos mais adiante neste capítulo. Como um suporte para este tópico, as seções a seguir descrevem a cinemática normal da articulação patelofemoral.

À medida que o joelho se flexiona e se estende, um movimento de deslizamento ocorre entre as superfícies articulares da patela e o sulco intercondilar do fêmur.

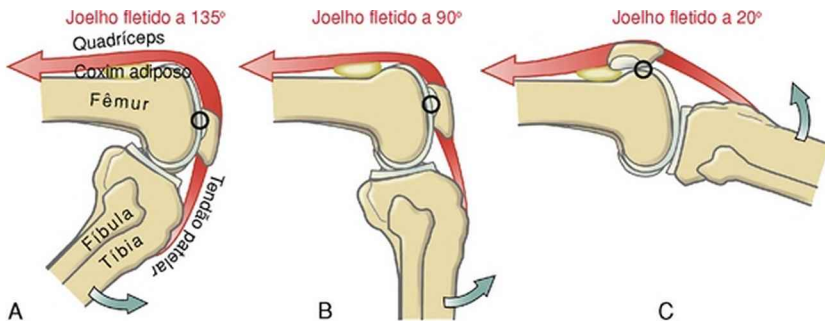
Durante os *movimentos da tibia em relação ao fêmur*, a patela desliza em relação ao sulco intercondilar do fêmur fixo. Em virtude da inserção óssea do tendão patelar à tuberosidade tibial, a patela segue a direção da tibia durante a flexão do joelho. Durante os *movimentos do fêmur em relação à tibia* (como, por exemplo, ao assumir uma posição de agachamento), o sulco intercondilar do fêmur desliza em relação à patela fixa. A patela é mantida em seu lugar principalmente por sua conexão à tibia, através do tendão patelar.

## CINEMÁTICA DA ARTICULAÇÃO PATELOFEMORAL

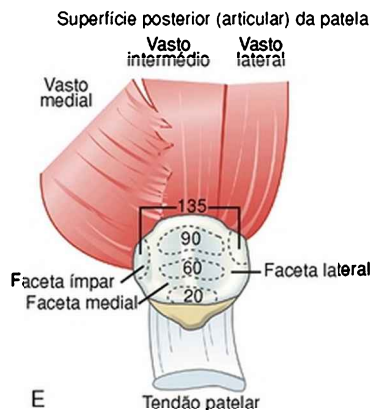
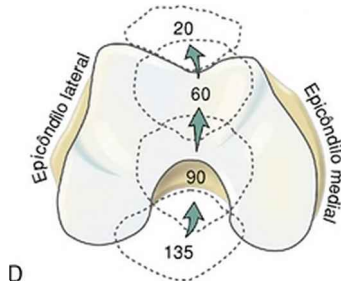
### Trajeto e Área de Contato Patelar no Fêmur

Dados oriundos de estudos *in vivo* e *in vitro* proporcionaram descrições detalhadas da cinemática e das áreas de contato no interior da articulação patelofemoral durante a flexão e a extensão.\* A maior parte das medidas *in vivo* são realizadas utilizando varreduras por IRM, fluoroscopia ou inserção de pinos metálicos no osso. Dados obtidos principalmente a partir do trabalho de Goodfellow e Hungerford foram utilizados para auxiliar na construção do modelo ilustrado na Figura 13-23.<sup>70</sup> Aos 135 graus de flexão, a patela entra em contato com o fêmur principalmente próximo de seu polo superior (Fig. 13-23, A). Nessa posição de extensão quase completa, a patela repousa abaixo do sulco intercondilar e se ancora no sulco intercondilar do fêmur (Fig. 13-23, D). Nesta posição, a margem lateral da faceta lateral e da faceta “ímpar” da patela partilham o contato articular com o fêmur (Fig. 13-23, E). À medida que o joelho se estende em direção aos 90 graus de flexão, a região de contato primário na patela

começa a migrar em direção ao seu polo inferior (Fig. 13-23, *B*).<sup>220,231</sup> Entre 60 e 90 graus de flexão, a patela está geralmente encaixada no sulco intercondilar do fêmur. Dentro deste arco de movimento, a área de contato entre a patela e o fêmur é, portanto, a maior (Fig. 13-23, *D* e *E*).<sup>41,102</sup> Entretanto, mesmo em seu máximo, a área de contato é de apenas um terço da área de superfície total do lado posterior da patela. Portanto, a pressão articular (*i. e.*, a força de compressão por unidade de área), pode elevar-se a níveis muito altos no interior da articulação patelofemoral, em função da forte ativação do músculo quadríceps.



Trajetória de deslizamento da patela sobre o fêmur



**FIGURA 13-23** A cinemática da articulação patelofemoral durante a extensão ativa da tíbia em relação ao fêmur. O círculo indicado de **A** a **C** indica o ponto de contato máximo entre a patela e o fêmur. À medida que o joelho se estende, o ponto de contato migra de seu polo superior para inferior. Observe o panículo adiposo patelar profundo ao quadríceps. **D** e **E** mostram o trajeto e as áreas de contato da patela no sulco intercondilar do fêmur. Os valores de 135, 90, 60 e 20 graus indicam as posições de flexão do joelho.

À medida que o joelho se estende através dos últimos 20 a 30 graus de flexão, o ponto de contato primário na patela migra para seu polo inferior (Fig. 13-23, **C**). Dentro desse arco de movimento, a patela perde muito de seu

encaixe mecânico no sulco intercondilar. Com o joelho em extensão completa, a patela repousa completamente proximal ao sulco e de encontro ao panículo adiposo suprapatelar. Nesta posição, com o quadríceps relaxado, a patela pode ser movida livremente em relação ao fêmur. O reduzido encaixe geral da patela no interior do sulco intercondilar nos primeiros 20 a 30 graus de flexão explica, em parte, por que a maior parte dos deslocamentos crônicos laterais da patela ocorre próxima desta posição.<sup>1</sup> A razão pela qual a patela tipicamente se desloca *lateralmente* baseia-se principalmente na linha de força lateral total do músculo quadríceps em relação ao eixo longo do tendão patelar - um tópico que está coberto nas seções que estão por vir que descrevem a estrutura e função do músculo quadríceps.

### ENFOQUE ESPECIAL 13-3 Cinemática Patelar Acessória

Avanços tecnológicos relativamente recentes em imagem de ressonância magnética (IRM) e fluoroscopia ortogonal dupla proporcionaram aos pesquisadores a capacidade de mensurar *in vivo* a cinemática da articulação patelofemoral mais detalhadamente do que os movimentos patelares relativamente globais ilustrados na Figura 13-23.<sup>151,186</sup> Essa *cinemática patelar acessória* mais detalhada inclui *inclinação* patelar (rotação no plano quase horizontal ou redor de um eixo quase vertical), giro\* (rotação no plano frontal ao redor de um eixo anteroposterior) e *deslocamento* lateromedial (translação).<sup>151,186,220</sup> Esta cinemática patelar acessória relativamente discreta e com frequência desprezada, acompanha todos os movimentos da articulação patelofemoral.

Diversos fatores produzem a cinemática patelar acessória. Considere, por exemplo, a flexão ativa do joelho com a tíbia movendo-se em relação ao fêmur, partindo de uma extensão completa. A tíbia em movimento traciona o tendão patelar e a patela distalmente em relação ao fêmur, fazendo com que a patela ondule levemente de acordo com os contornos irregulares da articulação patelofemoral. Além disso, a cinemática patelar acessória é produzida por uma rotação axial concorrente da tíbia (relacionada ao destravamento do joelho), assim como a tensão passiva flutuante nas fibras do retináculo patelofemoral e o quadríceps alongado.

---

\* Também referida como rotação.

A quantidade e a direção da cinemática patelar acessória varia consideravelmente entre as pessoas, os tipos de movimentos (tíbia fixa *versus* fêmur fixo), tipos de ativação muscular ou coativação (excêntrica, isométrica etc.) e a magnitude da carga externa imposta aos músculos.<sup>116,134,150</sup> A alta variabilidade relatada também reflete a metodologia diferente e mal padronizada utilizada para medir esta cinemática alusiva. No entanto, é difícil fazer comparações significativas da cinemática acessória através de pesquisas ou condições de carga. Apesar das tentativas, é igualmente difícil oferecer uma razão biomecânica para a extensão e a direção de muito da cinemática patelar relatada.

Talvez a cinemática patelar acessória mais consistentemente descrita durante a flexão e a extensão do joelho sejam os *deslocamentos* medial ou lateral da patela no interior do sulco intercondilar.<sup>1,150,186,276</sup> Utilizando a



IRM, Nha e colaboradores estudaram um movimento de investida com descarga de peso ao longo de 90 graus de flexão do joelho em oito indivíduos saudáveis.<sup>186</sup> Com a extensão completa como ponto de partida, os dados mostraram que, em média, a patela primeiramente foi deslocada *medialmente* 2,8 mm em 30 graus de flexão, então de volta *lateralmente* 2 mm em 90 graus de flexão. O deslocamento patelar líquido foi desprezível ao longo da amplitude de movimento relatada. Em outro estudo que utilizou movimentos comparáveis com descarga de peso, MacIntyre e colaboradores compararam a cinemática patelar em indivíduos saudáveis àqueles com dor crônica anterior do joelho.<sup>150,151</sup> A tendência nos dados da cinemática patelar foram similares nos dois grupos, exceto pelo fato de que o grupo sintomático (doloroso) mostrou um deslocamento *lateral* da patela estatisticamente maior comparado ao grupo controlado, mais notavelmente em cerca de 20 graus de flexão. Conforme descrito mais adiante neste capítulo, o deslocamento lateral excessivo da patela durante o movimento do joelho geralmente está associado à instabilidade e à dor na articulação patelofemoral.

Em resumo, a cinemática patelar acessória normalmente acompanha todos os movimentos do joelho. Embora ainda não seja bem compreendida ou previsível, há, provavelmente, uma boa quantidade e padrão de cinemática patelar acessória que ajudam a minimizar o estresse no interior da articulação patelofemoral. São necessárias mais pesquisas básicas e clínicas para melhor definir e reconhecer o padrão de cinemática patelar acessória, tanto em indivíduos normais como naqueles com suspeitas de degeneração ou instabilidade da articulação

patelofemoral. Uma melhor compreensão deste tópico proporcionaria um quadro mais claro da patologia subjacente associada à dor e à degeneração da articulação patelofemoral, assim como no auxílio ao tratamento.

## INTERAÇÃO MUSCULAR E ARTICULAR

---

### Inervação dos Músculos

O quadríceps femoral é innervado pelo *nervo femoral* (Fig. 12-24, A). Da mesma forma que o tríceps braquial, todo o grupo extensor do joelho é innervado por apenas um nervo periférico. Assim, uma lesão completa do nervo femoral pode provocar uma paralisia total dos extensores do joelho. Os flexores e rotadores do joelho são innervados por diversos nervos oriundos do plexo lombossacral, porém principalmente pela *porção tibial do nervo isquiático* (Fig. 12-24, B). A Tabela 13-5 lista a innervação motora de todos os músculos que cruzam o joelho.

**TABELA 13-5** Ações e Inervação dos Músculos que Cruzam o Joelho\*

<b>Músculo</b>	<b>Ação</b>	<b>Inervação</b>	<b>Plano</b>
Sartório	<b>Flexão do quadril, rotação lateral e abdução</b> <b>Flexão do joelho e rotação medial</b>	Nervo femoral	Lombar
Grácil	<b>Flexão do quadril e adução</b> <b>Flexão do joelho e rotação medial</b>	Nervo oburatório	Lombar
Quadríceps femoral		Nervo femoral	Lombar
Reto femoral	<b>Extensão do joelho e flexão do quadril</b>		
Grupo vasto	<b>Extensão do joelho</b>		
Poplíteo	<b>Flexão do joelho e rotação medial</b>	Nervo tibial	Sacral
Semimembranáceo	<b>Extensão do quadril</b> <b>Flexão do joelho e rotação medial</b>	Nervo isquiático (porção tibial)	Sacral
Semitendíneo	<b>Extensão do quadril</b> <b>Flexão do joelho e rotação medial</b>	Nervo isquiático (porção tibial)	Sacral
Bíceps femoral (cabeça curta)	<b>Flexão do joelho e rotação lateral</b>	Nervo isquiático (porção fibular comum)	Sacral
Bíceps femoral (cabeça longa)	<b>Extensão do quadril</b> <b>Flexão do joelho e rotação lateral</b>	Nervo isquiático (porção tibial)	Sacral
Gastrocnêmio	<b>Flexão do joelho</b> <b>Flexão plantar do tornozelo</b>	Nervo tibial	Sacral
Plantar	<b>Flexão do joelho</b> <b>Flexão plantar do tornozelo</b>	Nervo tibial	Sacral

\*As ações que envolvem o joelho são mostradas em **negrito**. Os músculos estão listados em ordem decrescente em relação à inervação (raízes nervosas).

Como uma referência adicional, as raízes nervosas dos nervos espinais que suprem os músculos da extremidade inferior estão listadas no Apêndice IV, Parte A. Além disso, no Apêndice IV, as Partes B e C incluem itens de referência adicionais para ajudar a dirigir a avaliação clínica do estado funcional das raízes nervosas espinais L<sup>2</sup>- S<sup>3</sup>.

## Inervação Sensitiva da Articulação do Joelho

A inervação sensitiva do joelho e dos ligamentos associados é primeiramente suprida pelas raízes nervosas espinais de L<sup>3</sup> até L<sup>5</sup>, as quais viajam até a medula espinal inicialmente nos nervos tibial posterior, obturador e femoral.<sup>106,119</sup> O nervo *posterotibial* (um ramo da porção tibial do isquiático) é o maior suprimento aferente à articulação do joelho. Ele é responsável pela sensibilidade da cápsula posterior, dos ligamentos associados e da maior

parte das estruturas internas do joelho, como o coxim adiposo infrapatelar e o anterior. Fibras aferentes no interior do *nervo obturador* conduzem a sensibilidade da pele na face medial do joelho e as porções posterior e posteromedial da cápsula. As fibras aferentes do *nervo femoral* suprem a maior parte da cápsula anteromedial e anterolateral.

## **Função Muscular no Joelho**

Os músculos do joelho são descritos em dois grupos: os *extensores* (i. e., quadríceps femoral) e os *flexores-rotadores*. A anatomia de muitos desses músculos é apresentada no Capítulo 12. Consulte o Apêndice IV, Parte D, para um resumo das inserções e do suprimento nervoso para os músculos do joelho.

## **EXTENSORES DO JOELHO: MÚSCULO QUADRÍCEPS FEMORAL**

### **Considerações Anatômicas**

O quadríceps femoral é um músculo extensor grande e potente, composto pelo reto femoral, pelo vasto lateral, pelo vasto medial e pelo vasto intermédio profundamente (Figs. 13-7 e 13-24). O grande grupo de músculos vastos que compõem este músculo produz cerca de 80% do torque de extensão total no joelho e o reto femoral produz cerca

de 20%.<sup>101</sup> A contração dos músculos vastos estende apenas o joelho. Já a contração do reto femoral provoca flexão do quadril e extensão do joelho.

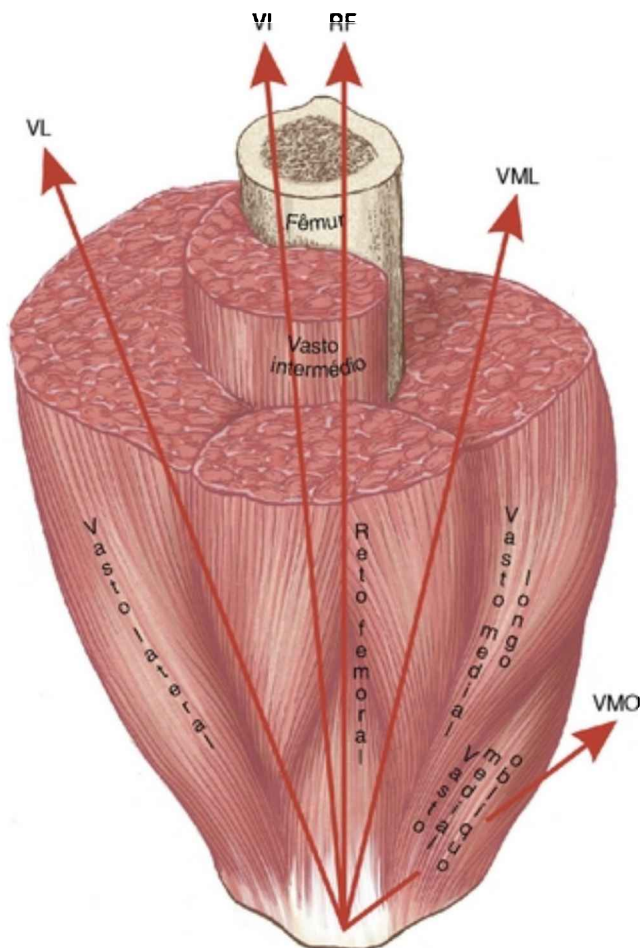


FIGURA 13-24 Uma seção transversal através do músculo quadríceps direito. As setas indicam a linha de força aproximada de cada parte do quadríceps: vasto lateral (VL), vasto intermédio (VI), reto femoral (RF), vasto medial longo

(VML) e vasto medial oblíquo (VMO). Muito dos músculos vasto medial e vasto lateral se origina no lado posterior do fêmur, na linha áspera.

Todas as cabeças do quadríceps se unem para formar o forte *tendão quadriciptal* que se insere na base e nas laterais da patela proximalmente. O *tendão patelar* conecta o ápice da patela à tuberosidade da tíbia. Os músculos vasto lateral e vasto medial se inserem na cápsula e nos meniscos através das fibras do retináculo patelar (Fig. 13-7). Juntos, o músculo quadríceps e tendão, a patela e o tendão patelar são referidos como o *mecanismo extensor do joelho*.

O *reto femoral* se origina no íliaco próximo à espinha ilíaca anteroinferior. Os músculos vastos se fixam em uma parte extensa do fêmur, particularmente à diáfise anterolateral e à linha áspera (Fig. 13-5). Embora o *vasto lateral* possua uma maior área de secção transversa entre os músculos quadríceps, o vasto medial se estende mais distalmente em direção ao joelho.<sup>277</sup>

O *vasto medial* consiste em fibras que formam duas direções distintas de fibras. As fibras oblíquas mais distais (o vasto medial “oblíquo”) aproximam-se da patela em um ângulo de 50 a 55 graus medialmente ao tendão do quadríceps (Fig. 13-24). As fibras remanescentes mais longitudinais (o vasto medialmente “longo”) aproximam-se da patela de 15 a 18 graus medialmente ao tendão do

quadríceps.<sup>144</sup> As fibras oblíquas do vasto medial se estendem mais distalmente do que os outros componentes musculares do quadríceps. Embora as fibras oblíquas contribuam para apenas 30% da área de secção transversa de todo o músculo vasto medial,<sup>218</sup> a tração oblíqua sobre a patela tem importantes implicações para a estabilização e orientação da mesma, à medida que ela desliza (se alinha) através do sulco intercondilar do fêmur.

O músculo mais profundo do quadríceps, o *vasto intermediário*, está localizado sob o reto femoral. Profundamente ao vasto intermediário localiza-se o mal definido *músculo articular do joelho*. Esse músculo contém algumas fileiras de fibras que se inserem proximalmente à face anterior da porção distal do fêmur distal, distalmente à cápsula anterior. Esse músculo traciona a cápsula e a membrana sinovial proximalmente durante a extensão ativa do joelho.<sup>258</sup> O articular do joelho é análogo ao mal definido *articularis cubiti* no cotovelo.

### **Considerações Funcionais**

Em geral, os músculos extensores do joelho produzem um torque cerca de dois terços maior do que o produzido pelos músculos flexores do joelho.<sup>28,71</sup> Através de suas ativações isométricas, excêntricas e concêntricas, esse torque extensor é utilizado para realizar múltiplas funções no



joelho. Através da *ativação isométrica*, o quadríceps estabiliza e ajuda a proteger o joelho; através da *ativação excêntrica*, o quadríceps controla o índice de descida do centro de massa do corpo, tal como durante a sedestação ou ao agachar. A ativação excêntrica desses músculos também proporciona absorção de choque no joelho. Na fase de contato do calcanhar na marcha, o joelho flexiona-se levemente em resposta à força de reação do solo. O quadríceps ativo excentricamente controla a extensão com o joelho fletido. Atuando como uma mola, o músculo ajuda a absorver o impacto da carga na articulação. Esta proteção é especialmente útil durante as cargas de alto impacto, tais como aterrizagem após um salto, na fase de contato inicial do pé na corrida, ou ao descer de um degrau alto. A pessoa cujo joelho está estabilizado por um brace ou artrodese em extensão carece desse mecanismo natural de absorção de choque.

Nos exemplos anteriores, a ativação excêntrica do quadríceps é empregada para desacelerar a flexão do joelho. A *contração concêntrica* desse músculo, ao contrário, acelera a tíbia ou o fêmur em direção à extensão do joelho. Esta ação é geralmente utilizada para elevar o centro de massa do corpo, como durante uma corrida em alicate, durante um salto ou ao ficar de pé a partir de uma posição sentada.

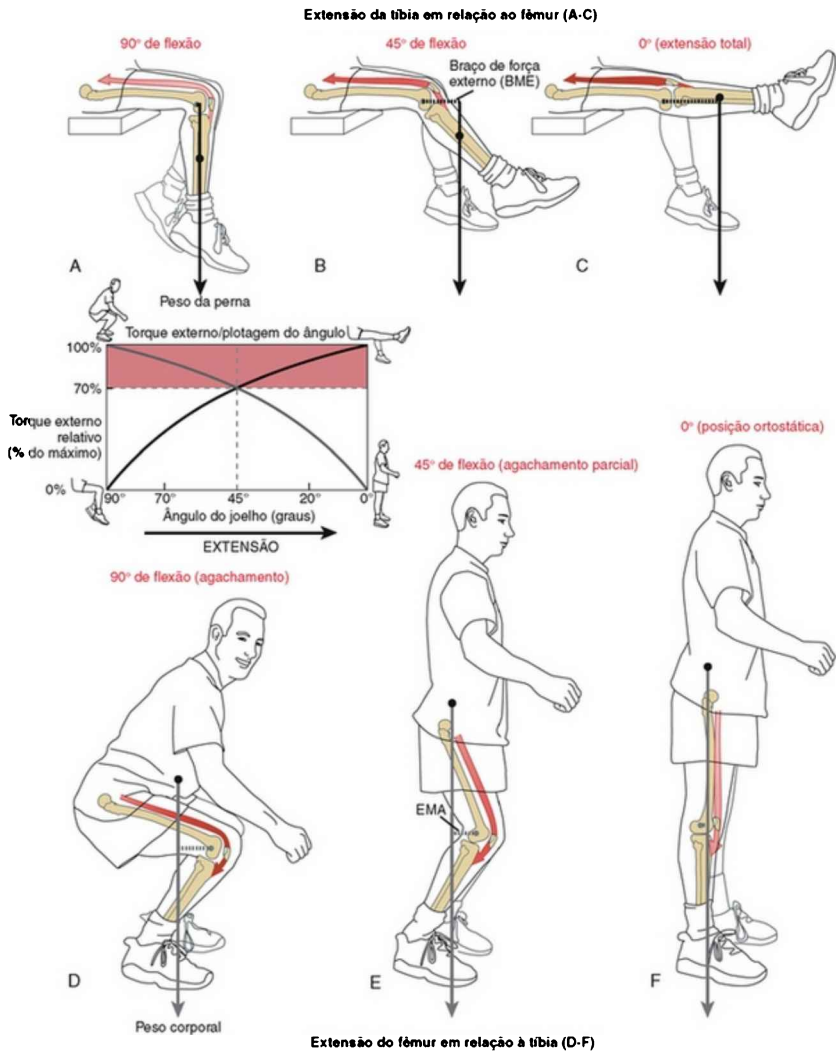
## **Ação do Quadríceps no Joelho: Compreensão das Interações Biomecânicas entre os Torques Lateral e Medial**

Em muitas atividades ortostáticas, um torque *lateral* (flexor) atua no joelho. Este torque lateral é igual à carga lateral movida ou sustentada, multiplicada pelo seu braço de força lateral. O torque flexor lateral precisa com frequência ser equiparado ou excedido por um torque oposto *medial* (extensor), o qual é o produto da força do quadríceps multiplicada pelo seu braço de força medial. Uma compreensão de como esses torques opostos são produzidos e interagem funcionalmente é o foco desta seção. Este tópico é um componente importante de muitos aspectos de fortalecimento do quadríceps como parte de um programa de reabilitação.<sup>279</sup>

### **Demandas de Torques Externos impostos contra o Quadríceps: Métodos de Extensão do Joelho com a “Tíbia Movendo-se em Relação ao Fêmur” com o “Fêmur Movendo-se em Relação à Tíbia”**

Muitos dos exercícios de fortalecimento do quadríceps desenvolvidos para desafiá-lo dependem de torques resistivos laterais gerados pela gravidade que atua sobre o corpo. A magnitude do torque lateral é altamente dependente do modo específico no qual o joelho está

estendido. Essas diferenças são ilustradas na Figura 13-25. Durante a extensão do joelho com a *tíbia movendo-se em relação ao fêmur*, o braço de força lateral do peso da perna aumenta de 90 a zero grau de flexão do joelho (Fig. 13-25, A a C). Ao contrário, durante a extensão com o *fêmur movendo-se em relação à tíbia* (como ao levantar de uma posição de agachamento), o braço de força lateral do peso da parte superior do corpo *diminui* de 90 a zero grau de flexão do joelho (Fig. 13-25, D a F). O gráfico incluído na Figura 13-25 contrasta as relações de ângulo do joelho - torque lateral para os dois métodos de extensão do joelho entre 90 graus de flexão e extensão completas.



**FIGURA 13-25** Os torques laterais (flexão) são mostrados impostos ao joelho entre a flexão (90 graus) e a extensão total (zero grau). A extensão da tíbia em relação ao fêmur é mostrada de A a C, e a extensão do fêmur em relação à tíbia de D a F. Os torques externos são iguais ao produto do peso do corpo ou da perna vezes o braço de força externo (BME). A cor vermelha intensa do músculo quadríceps denota a demanda aumentada

sobre o músculo e a articulação subjacente, em resposta ao maior torque externo. O gráfico mostra a relação entre o torque externo normalizado – para um torque máximo (100%) para cada método de extensão do joelho – para ângulos selecionados da articulação do joelho. (A extensão da tíbia em relação ao fêmur é mostrada na cor preta; e do fêmur em relação à tíbia é destacada em cinza.) Os torques externos de cerca de 70% para cada método de extensão estão destacados em vermelho.

A informação contida no gráfico na Figura 13-25 é útil para a elaboração de exercícios de fortalecimento do quadríceps. Os exercícios que desafiam significativamente o quadríceps necessariamente também estressam a articulação do joelho e seus tecidos periarticulares associados. Clinicamente, esse estresse pode ser considerado potencialmente danoso ou terapêutico, dependendo do histórico clínico do indivíduo que realiza o exercício. Uma pessoa com dor intensa na articulação patelofemoral ou artrite dolorosa do joelho, por exemplo, é tipicamente desaconselhada a produzir grandes estresses de origem muscular sobre ele. Uma pessoa totalmente saudável ou um atleta de alto nível nas fases mais tardias de reabilitação pós-cirúrgica do LCA, ao contrário, pode, na verdade beneficiar-se de tal estresse muscular aplicado ao joelho.

Torques laterais aplicados ao joelho por uma carga constante variam de uma forma previsível, com base no ângulo do joelho e a orientação dos segmentos do membro.

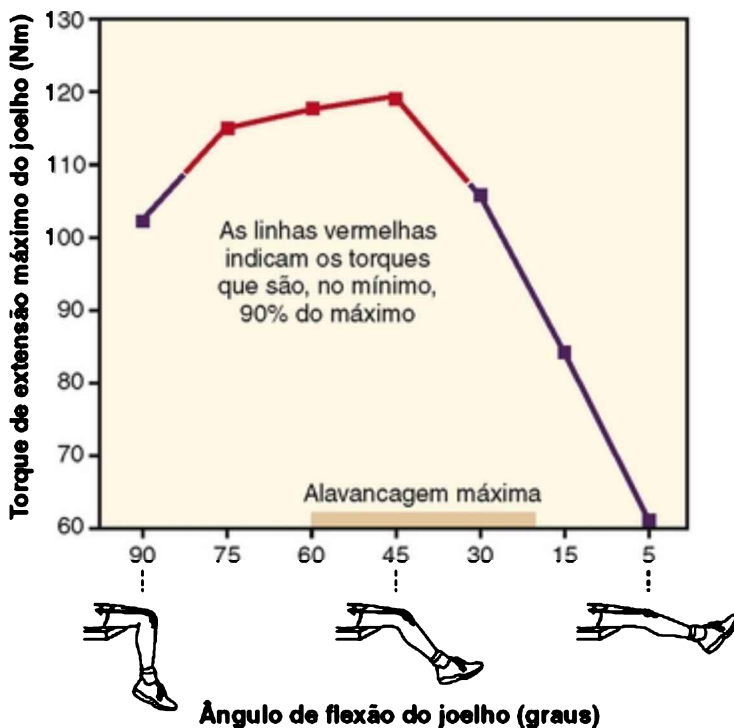
Conforme ilustrado através de um sombreado vermelho no gráfico da Figura 13-25, torques laterais são relativamente grandes de 90 a 45 graus de flexão via extensão do fêmur em relação à tíbia, e de 45 a zero grau da tíbia em relação ao fêmur. A redução desses torques laterais pode ser acompanhada por diversas estratégias. Uma carga externa, por exemplo, pode ser aplicada ao tornozelo durante a extensão do joelho com a tíbia movendo-se em relação ao fêmur entre 90 e 45 graus de flexão. Esta atividade pode ser seguida por um exercício que envolva levantar-se de uma posição de agachamento parcial, um movimento que incorpora a extensão do fêmur em relação à tíbia entre 45 e zero grau de flexão. A combinação de ambos os exercícios, do modo descrito, proporciona apenas torques de mínimo a moderado contra o quadríceps, através de uma amplitude de movimento contínua.

### **Torque Medial - em Relação ao Ângulo Articular Músculo Quadríceps**

O torque máximo de extensão do joelho (medial) tipicamente ocorre entre 45 e 70 graus de flexão do joelho, com menos torque produzido próximo dos extremos de flexão e extensão.<sup>129,130,205,219,251</sup> Entretanto, o formato específico dessa curva torque-ângulo varia baseado no tipo e na velocidade da ativação e na posição do quadril.<sup>130,205</sup>

Uma curva representativa do torque de esforço máximo *versus* o ângulo articular obtida de indivíduos saudáveis do sexo masculino está ilustrada na Figura 13-26. Neste estudo, indivíduos produziram um torque de esforço máximo (isométrico) de extensão do joelho com os quadris mantidos fixos em extensão.<sup>251</sup> Conforme demonstrado pela linha vermelha na Figura 13-26, o torque de esforço máximo de extensão do joelho permanece no mínimo 90% do máximo entre 80 e 30 graus de flexão. Esse potencial de torque elevado do quadríceps dentro desse arco de movimento é utilizado durante muitas atividades funcionais que incorporam a cinemática do fêmur em relação à tíbia, tal como ao subir um degrau alto, ao se levantar de uma cadeira ou manter uma posição de meio agachamento e ao participar de esportes como basquetebol ou patinação de velocidade. Observe o rápido declínio no potencial de torque medial à medida que o ângulo do joelho se aproxima da extensão completa. A maior parte dos estudos relata uma redução de 50 a 70% no torque interno máximo à medida que o joelho se aproxima da extensão completa.<sup>130,205,251</sup> De interesse, o *torque externo* aplicado contra o joelho durante a extensão do fêmur em relação à tíbia também declina rapidamente durante essa mesma amplitude de movimento (Fig. 13-25, gráfico). Lá parece haver uma correlação biomecânica geral no

potencial de torque interno do quadríceps e de torques externos aplicados contra este músculo durante, aproximadamente, os últimos 45 a 70 graus da extensão completa do joelho com o fêmur movendo-se em relação à tíbia. Esta correlação contribui, em parte, para a popularidade dos exercícios em “cadeia cinética fechada” que se concentram na aplicação de resistência ao quadríceps enquanto a pessoa, em posição ereta, move o corpo através desse arco de extensão do joelho com o fêmur movendo-se em relação à tíbia.<sup>279</sup>





**FIGURA 13-26** Um gráfico mostra os torques de esforço máximo do extensor do joelho produzidos entre cerca de 90 e 5 graus de flexão. O braço de força medial (alavanca) utilizado pelo quadríceps é maior entre cerca de 60 e 20 graus de flexão do joelho. Os torques do extensor do joelho são produzidos isometricamente pelo esforço máximo, com o quadril ajudando na extensão. Dados a partir de 26 homens saudáveis, com idade média de 28 anos.

*(Dados de Smidt GL: Biomechanical analysis of knee flexion and extension, J Biomech 6:79-92, 1973.)*

#### **ENFOQUE ESPECIAL 13-4 Fraqueza do Quadríceps: Patomecânica do “Retardo Extensor”**

Pessoas com fraqueza significativa do quadríceps com frequência demonstram uma dificuldade considerável para completar a amplitude total da extensão do joelho com a tíbia movendo-se em relação ao fêmur, comumente exibida na posição sentada. Essa dificuldade persiste mesmo quando a carga externa é limitada a apenas o peso da perna. Embora o joelho possa ser totalmente estendido passivamente, os esforços de extensão ativa tipicamente falham em produzir os últimos 15 a 20 graus de extensão. Clinicamente, esta demonstração característica de fraqueza do quadríceps é referida como um “retardo extensor”.

O retardo extensor do joelho é geralmente um problema persistente e que gera perplexidade durante a reabilitação do joelho pós-traumatizado ou no pós-cirúrgico. Os mecanismos que desencadeiam esta condição durante a posição sentada são os seguintes: à medida que o joelho se aproxima da extensão

terminal o potencial de torque medial máximo do quadríceps é *mínimo*, enquanto o torque lateral oposto (flexor) é *maior* (compare os gráficos nas Figuras 13-25 e 13-26). Esta disparidade natural não é observada em pessoas com força normal no quadríceps, Entretanto, na presença de significativa fraqueza muscular, geralmente a disparidade resulta no retardo extensor.

O edema ou efusão do joelho aumenta a probabilidade de um retardo extensor. O edema aumenta a pressão intra-articular, o que pode fisicamente impedir a extensão completa do joelho.<sup>280</sup> A pressão intra-articular aumentada também pode, reflexamente, inibir a ativação neural do músculo quadríceps.<sup>42,165,193</sup> Portanto, os métodos que reduzem o edema do joelho podem ter um papel importante em um programa de exercícios terapêuticos para o joelho. A resistência passiva dos músculos isquiossurais que estão alongados em virtude da posição fletida do joelho com o indivíduo sentado também podem desempenhar um papel na limitação da extensão completa.

### **Papel Funcional da Patela.**

A patela atua como um “espaçador” entre o músculo quadríceps e o fêmur, o que aumenta o *braço de força interno* do mecanismo extensor do joelho (Fig. 13-27). Por definição, o braço de força interno extensor do joelho é a distância perpendicular entre o eixo lateromedial de rotação e a linha de força do músculo. Em virtude de o

torque ser o produto da força e de seu braço de momento, a presença da patela aumenta o torque de extensão no joelho.



FIGURA 13-27 O quadríceps utiliza a patela para aumentar seu braço de força interno (linha espessa preta). O eixo de rotação é demonstrado como o círculo aberto próximo ao epicôndilo lateral do fêmur.

Pesquisadores têm demonstrado que o braço de força interno extensor muda consideravelmente de acordo com o arco completo de movimento na flexão e extensão.<sup>127,251,257</sup> Embora os dados publicados sobre este tópico diferem consideravelmente com base na metodologia e na variabilidade natural, a maior parte dos

estudos relata que o braço de força extensor é maior entre 20 e 60 graus de flexão do joelho (consulte abarra no eixo horizontal no gráfico da Fig. 13-26).<sup>24,127,251</sup> Esta amplitude de alavancagem relativamente alta explica parcialmente por que os torques de extensão do joelho são tipicamente mais elevados através de uma parte significativa dessa mesma amplitude de movimento. O torque de extensão do joelho de esforço máximo tipicamente cai drasticamente nos últimos 30 graus de extensão, provavelmente devido a uma combinação de uma alavanca de extensão reduzida e o encurtamento do comprimento muscular.

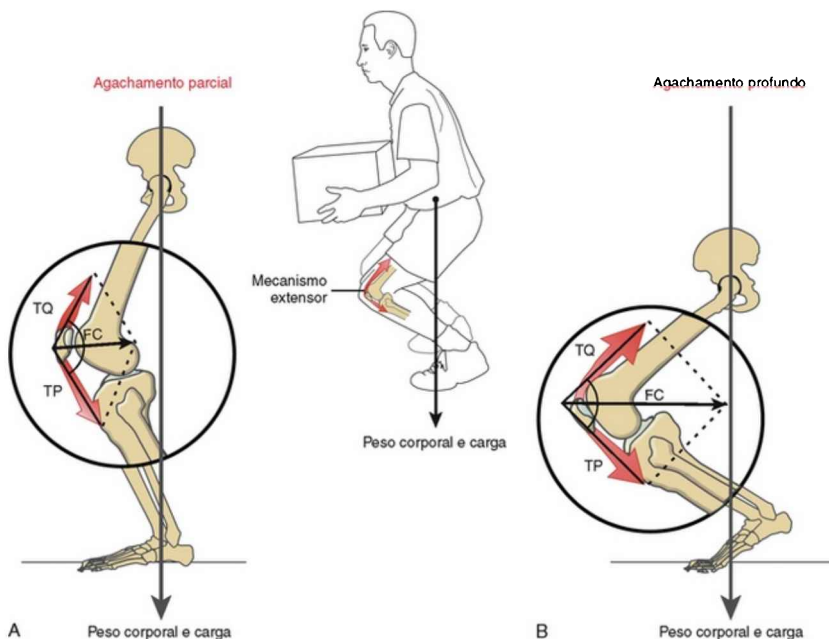
No mínimo três fatores afetam o tamanho do braço de força de extensão através da amplitude de movimento no plano sagital. Esses incluem (1) o formato e a posição da patela, (2) o formato da porção distal do fêmur (incluindo a profundidade do sulco intercondilar) e (3) a migração do eixo de rotação mediolateral do joelho (referido como *evolução* anteriormente neste capítulo). Não se sabe exatamente como a modificação do tamanho do braço de força interno influencia o formato da curva torque extensor - ângulo articular tal como descrito na Figura 13-26. É tecnicamente difícil isolar os efeitos da alavancagem daqueles da modificação do comprimento muscular: ambos os fatores variam simultaneamente através da amplitude de

movimento, e ambos direta ou indiretamente afetam o torque de extensão do joelho.

## **CINÉTICA DA ARTICULAÇÃO PATELOFEMORAL**

A articulação patelofemoral é rotineiramente exposta a forças de compressão de alta magnitude. Um exemplo dessas forças inclui 1,3 vez o peso corporal durante a marcha em superfícies planas; 2,6 vezes durante a realização da elevação da perna estendida 3,3 vezes durante a subida de escadas e até 7,8 vezes o peso corporal durante a realização de flexões intensas do joelho.<sup>55,139,221,242</sup> Embora essas forças de compressão se originem primariamente de forças ativas produzidas pelo quadríceps sobrejacente, sua magnitude é fortemente influenciada pela quantidade de flexão do joelho no momento da ativação do músculo. Para ilustrar essa importante interação, considere a força de compressão sobre a articulação patelofemoral em uma posição de agachamento parcial (Fig. 13-28, A). As forças internas do mecanismo extensor são transmitidas proximal e distalmente através do tendão do quadríceps (TQ) e do tendão patelar (TP), muito semelhante a um cabo que cruza uma polia. O efeito resultante ou combinado dessas forças é dirigido ao sulco intercondilar do fêmur como uma força de compressão articular (FC). O aumento da flexão

do joelho em um agachamento profundo eleva significativamente as demandas de força através do mecanismo extensor e, finalmente, sobre a articulação patelofemoral (Fig. 13-28, B). O aumento da flexão do joelho associado ao agachamento profundo reduz também o ângulo formado pela interseção dos vetores de força TQ e TP. Conforme demonstrado pelo vetor de adição, a redução do ângulo dessa força *umenta* a magnitude de FC dirigida entre a patela e o fêmur. Em teoria, se os vetores TQ e TP forem colineares e orientados em direções opostas, a força de compressão de base muscular sobre a articulação patelofemoral deveria ser zero.



**FIGURA 13-28** Mostra a relação entre a ativação do quadríceps, partindo de uma posição agachada, e a força de compressão no interior da articulação patelofemoral. **A**, Manter um agachamento parcial requer que o quadríceps transmita uma força através do tendão do quadríceps (*TQ*) e do tendão patelar (*TP*). O somatório dos vetores *TQ* e *TP* proporciona uma estimativa da força de compressão (*FC*) na articulação patelofemoral. **B**, Um agachamento mais profundo requer uma maior força do quadríceps por causa do maior torque externo (flexão) do joelho. Além disso, uma maior flexão do joelho (**B**) aumenta o ângulo entre *TQ* e *TP* e, conseqüentemente, produz uma força de articulação maior entre a patela e o fêmur.

### Dois Fatores Inter-relacionados Associados à Força de Compressão Articular na Articulação Patelofemoral

1. Força no interior do músculo quadríceps
2. Ângulo de flexão do joelho

Tanto a força de compressão quanto a área de contato articular da articulação patelofemoral aumentam com a flexão do joelho e alcançam um máximo entre 60 e 90 graus de flexão.<sup>102,148,167,231</sup> Conforme descrito anteriormente, a força de compressão pode se elevar a níveis muito altos durante a descida em uma posição de agachamento. Em virtude de a flexão aumentada estar associada a um maior aumento relativo na força de compressão do que um aumento relativo na área de

contato articular, o *estresse* (força/área) também é maior na articulação patelofemoral na posição de 60 a 90 graus de flexão. Sem uma área de contato relativamente maior para dispersar a grande força de compressão produzida pelo quadríceps, o estresse articular interno aumentaria a níveis fisiológicos intoleráveis.<sup>11,55,148</sup> Havendo uma área de contato articular maior em posições que geralmente estão associadas a maiores forças de compressão de origem muscular, ele protege naturalmente a articulação contra a degeneração da cartilagem induzida pelo estresse. Esse mecanismo permite que a maior parte das articulações saudáveis e com alinhamento patelofemoral normal tolerem grandes forças de compressão ao longo da vida, em geral com pouco ou nenhum desconforto ou degeneração apreciável da cartilagem articular ou do osso subcondral. Entretanto, para muitas pessoas, conforme será explicado mais adiante, a existência de uma força elevada natural no interior da articulação patelofemoral consiste em um fator de contribuição para o desenvolvimento da *síndrome de dor patelofemoral*.

## **FATORES QUE AFETAM O ALINHAMENTO DA PATELA NA ARTICULAÇÃO PATELOFEMORAL**

As altas forças de compressão que naturalmente ocorrem na articulação patelofemoral são tipicamente bem



toleradas, desde que as forças sejam regularmente dispersadas através da maior área possível da superfície articular. Uma articulação com uma congruência inferior à ideal, ou uma com anomalias estruturais sutis, irá provavelmente experimentar um “alinhamento” anormal da patela. Como consequência, a articulação patelofemoral é exposta a maior estresse de contato articular, aumentando, portanto, seu risco de desenvolver lesões degenerativas e dor.<sup>53,132,220</sup> Tal cenário pode finalmente levar à síndrome de dor patelofemoral ou potencialmente desencadear a osteoartrose.

## **Papel do Músculo Quadríceps no Alinhamento**

### *Patelar*

Entre as influências mais importantes sobre a biomecânica da articulação patelofemoral estão a magnitude e a direção da força produzida pelo músculo quadríceps sobrejacente. À medida que o joelho se estende, o quadríceps em contração traciona a patela no sulco intercondilar não apenas superiormente, mas também leve posteriormente. A leve, porém constante, linha *lateral* de força exercida pelo quadríceps resulta, em parte, da maior área de secção transversa e da força potencial do vasto lateral. Em virtude da pretensa associação entre a dor da articulação patelofemoral e o excessivo alinhamento lateral

(e subluxação) da patela, a avaliação geral do alinhamento lateral da tração do quadríceps em relação à patela é uma medida clínica significativa. Tal medida é conhecida como o *ângulo do quadríceps*, ou mais comumente o *ângulo Q* (Fig. 13-29, A).<sup>62,195</sup> O ângulo Q é formado entre (1) uma linha representando a linha resultante de força do quadríceps, feita ao se conectar um ponto próximo à espinha ilíaca anterossuperior ao ponto médio da patela, e (2) uma linha representando-se o eixo longo do tendão patelar, feita conectando-se um ponto na tuberosidade tibial com o ponto médio da patela. Os ângulos Q variam cerca de 13 a 15 graus (4,5 graus) quando medidos através de uma população adulta saudável.<sup>195</sup> A avaliação do ângulo Q tem sido criticada por sua baixa associação com patologia na articulação patelofemoral, protocolo de medida mal padronizado<sup>87,211</sup> e a incapacidade para medir o alinhamento dinâmico. Entretanto, o ângulo Q permanece como um índice clínico mais simples e popular para avaliar a tração lateral relativa do quadríceps sobre a patela.<sup>62,102,195</sup> Os fatores que naturalmente equilibram ou limitam a tração lateral da patela estão descritos na próxima seção. Se esses fatores falharem em operar de uma forma coordenada, a patela pode se alinhar (deslocar ou inclinar) mais lateralmente no interior do sulco intercondilar - cinemática que reduz a área de contato,

aumenta o estresse da articulação patelofemoral<sup>64,82</sup> e aumenta a probabilidade de deslocamento crônico lateral da patela.<sup>1,220,231</sup>

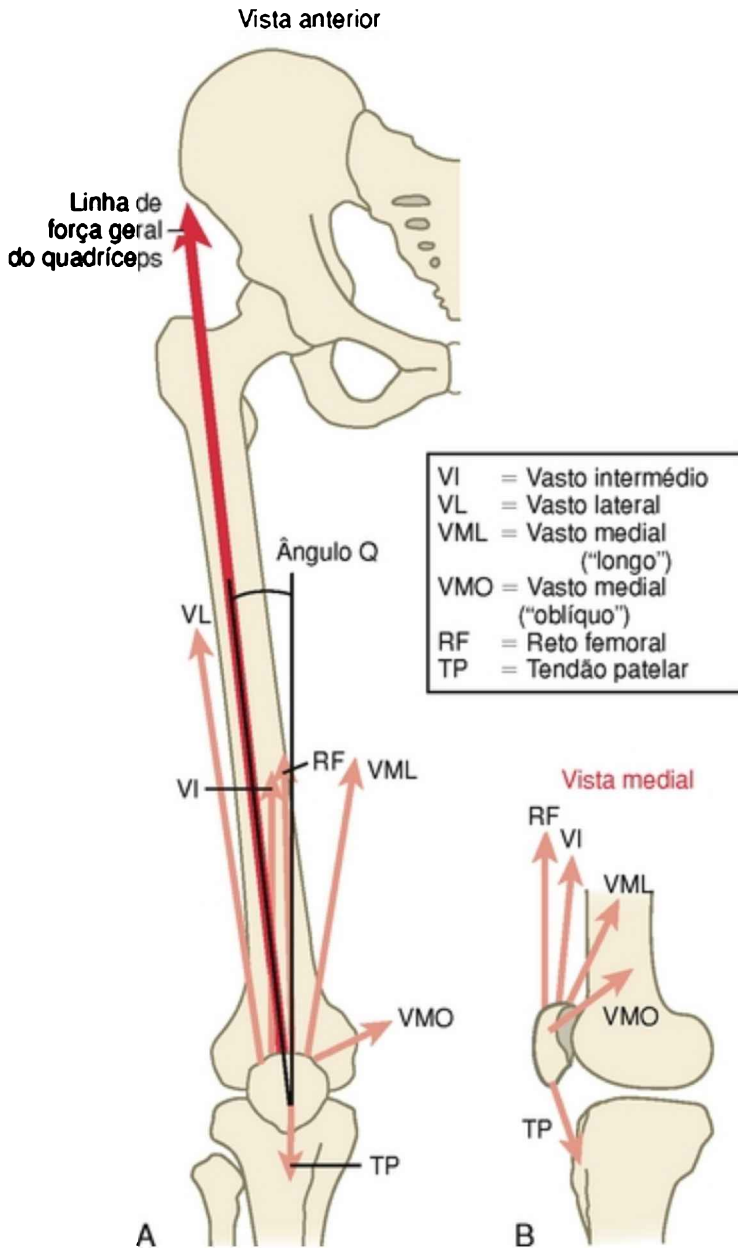


FIGURA 13-29 A, A linha de força geral do quadríceps é

mostrada, assim como a linha de força separada de cada componente muscular do quadríceps. O vasto medial está dividido em seus dois grupos de fibras predominantes: o oblíquo e o longo. A tração lateral isolada exercida pelo músculo quadríceps sobre a patela está indicada pelo ângulo Q. Quanto maior o ângulo Q, maior a tração do músculo lateral sobre a patela (consulte o texto para maiores detalhes). **B**, A linha de força de vários componentes musculares é observada a partir de uma vista medial, com ênfase na tração posterior das fibras oblíquas do vasto medial.

### ENFOQUE ESPECIAL 13-5 Síndrome de Dor Patelofemoral: uma Condição Muito Comum que Afeta o Joelho

*Asíndorme de dor patelofemoral* (SDPF) é uma das condições ortopédicas mais comuns encontradas ambulatorialmente em medicina esportiva.<sup>263,264</sup> Esta condição potencialmente incapacitante contribui para cerca de 30% de todos os transtornos do joelho nas mulheres e 20% nos homens.<sup>44</sup> Em geral, a SDPF afeta pessoas relativamente jovens e ativas e frequentemente está associada às atividades de uso repetitivo.<sup>113</sup> Com menos frequência, a SDPF afeta pessoas sedentárias ou aquelas sem história de uso repetitivo ou trauma.

Pessoas com SDPF tipicamente experimentam dor retropatelar ou peripatelar difusa com um início insidioso. A dor é agravada pelo agachamento, ao subir escadas ou sentar-se com os joelhos flexionados por um período prolongado de tempo. Os casos de SDPF podem ser leves e envolver apenas

uma queixa álgica generalizada na parte anterior do joelho, ou podem ser severos e envolver deslocamento lateral recorrente ou subluxação da patela em relação ao sulco intercondilar do fêmur. A dor ou o medo de deslocamentos espontâneos repetidos podem ser intensos o suficiente para limitar significativamente as atividades funcionais ou esportivas.

A patogênese exata da SDPF é desconhecida e pode envolver fatores neurológicos, genéticos, neuromusculares ou biomecânicos que atuam isoladamente ou em alguma combinação.<sup>1,23,66,186,260</sup> Este capítulo dirige-se principalmente às causas biomecânicas da SDPF, com um pressuposto subjacente de que a condição resulta inicialmente de intolerância ao estresse da cartilagem articular e do osso subcondral inervado.<sup>4,55,148,151</sup> O estresse excessivo tipicamente resulta do movimento (encaixe) e do alinhamento anormais da patela no interior do sulco intercondilar.<sup>169</sup> Complicando esta patomecânica está a forte relação entre a cinemática e a cinética da articulação patelofemoral com aquelas de outras articulações da extremidade inferior, especialmente na situação de descarga de peso.<sup>255</sup> Acima de tudo, nem sempre se sabe com certeza se a patomecânica é a causa principal *ou* a consequência do estresse aumentado e do desconforto associado no interior da articulação patelofemoral. A falta de compreensão sobre a causa exata e patologia subjacente da SDPF pode tornar esta condição um dos mais difíceis desafios de tratamento na medicina física e esportiva.<sup>62,146,273</sup> A racionalidade biomecânica subjacente a muitos dos tratamentos tradicionais para a abordagem da SDPF

será mais clara no decorrer deste capítulo.

A ativação do quadríceps como um todo também traciona e comprime a patela *posteriormente*, estabilizando, portanto, o seu trajeto de movimento em relação ao fêmur distal. Este efeito de estabilização aumenta com a maior flexão do joelho (Fig. 13-28). Entretanto, mesmo na extensão completa do joelho, algumas fibras do quadríceps estão alinhadas para produzir uma compressão posterior através da articulação patelofemoral. Isso é particularmente aparente ao se observar um diagrama em vista lateral da linha de força das fibras oblíquas do vasto medial (Fig. 13-29, *B*). Embora relativamente pequeno, este efeito de estabilização posterior sobre a patela é especialmente útil nos últimos 20 graus de extensão, no ponto quando (1) a patela não está mais totalmente encaixada no sulco intercondilar do fêmur e (2) a força resultante de compressão articular (estabilização) produzida pelo quadríceps como um todo é mínima.<sup>1</sup>

### **Fatores que Naturalmente se Opõem à Tração Lateral do Quadríceps sobre a Patela**

Os diversos fatores ao longo da extremidade inferior opõem e, deste modo, limitam o deslocamento lateral na tração do quadríceps em relação à articulação patelofemoral. Esses fatores são importantes para o

alinhamento ideal. Neste contexto, o *alinhamento ideal* é definido como o movimento entre a patela e o fêmur através da maior área de superfície articular com o mínimo estresse possível. A compreensão dos fatores que favorecem o alinhamento ideal proporciona uma elucidação sobre a maior parte da patomecânica e muitos dos tratamentos para a dor e outras disfunções da articulação patelofemoral. Tanto os fatores locais como os globais serão descritos. Os *fatores locais* são aqueles que atuam diretamente sobre a articulação patelofemoral. Os *fatores globais*, por outro lado, são aqueles relacionados ao alinhamento ósseo e das articulações do membro inferior. Embora esses fatores sejam descritos como entidades separadas, na realidade sua eficácia na otimização do alinhamento patelar está baseada na combinação da soma de suas influências.

### **Fatores Locais**

Conforme previamente apresentado, a linha de força geral do quadríceps está indicada pelo ângulo Q (Fig. 13-29, A). Biomecanicamente, esta tração lateral do quadríceps produz uma força de “arco de corda” lateral sobre a patela (Fig. 13-30). Conforme demonstrado através do vetor de adição na Figura 13-30, um ângulo Q maior produz uma grande força lateral.<sup>102,220</sup> Uma grande força lateral de



“arco de corda” tem a tendência de tracionar a patela lateralmente sobre uma região de reduzida área de contato e aumentar, com isso, tanto o estresse sobre suas superfícies articulares como a potencial probabilidade de deslocamento.<sup>115</sup>

Principais forças de orientação que atuam sobre a patela

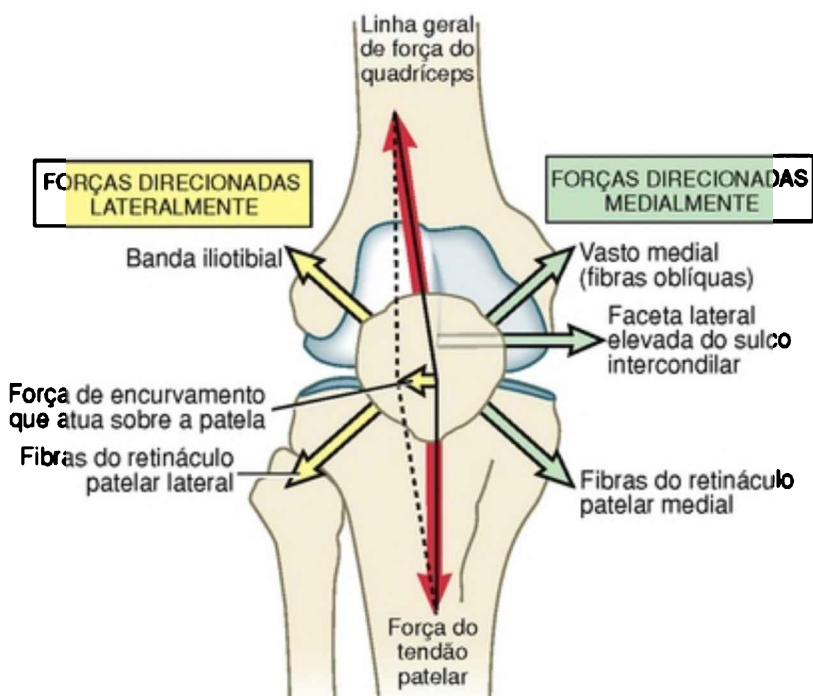


FIGURA 13-30 Ilustração altamente diagramática e idealizada, mostrando a interação entre forças produzidas atuando sobre a patela à medida que esse osso se move no sulco intercondilar do fêmur. Cada força apresenta uma tendência a tracionar (ou empurrar, no caso da elevada faceta lateral do sulco intercondilar do fêmur) a patela, geralmente em um sentido lateral ou medialmente. De modo ideal as forças em

oposição se equilibram entre si de forma que a patela se alinhe adequadamente durante a flexão e a extensão do joelho. Observe que a força de laterização (“*arco de corda*”) é determinada através do método de paralelogramo de adição de vetores (Cap. 4). Teoricamente, se a linha de força do quadríceps fosse colinear com a força do tendão patelar, a força de lateralização seria zero. Os vetores não estão desenhados em escala.

Conforme indicado na Figura 13-30, a tensão excessiva na banda iliotibial ou nas fibras laterais do retináculo da patela podem somar-se à tração lateral natural sobre a patela. Embora o procedimento seja controverso, alguns cirurgiões realizam uma liberação parcial das fibras do retináculo lateral em uma tentativa de reduzir o alinhamento excessivo lateral da patela.<sup>55</sup>

As estruturas que se opõem à força do “arco de corda” lateral sobre a patela são mostradas no lado direito da Figura 13-30. A *faceta lateral do sulco intercondilar* é normalmente mais inclinada do que a faceta medial (compare as facetas na Figura 13-23, *D*). Essa inclinação bloqueia naturalmente, ou no mínimo resiste, à aproximação da patela e limita o deslocamento lateral excessivo.<sup>209</sup> Para que a patela se desloque lateralmente, ela deve ultrapassar por completo essa inclinação relativamente acentuada. Pesquisadores que experimentalmente aplainaram a faceta lateral do sulco

intercondilar em cadáveres relataram uma média de 55% de perda na estabilidade medial da patela através da amplitude testada de movimento do joelho; em outras palavras, a patela poderia ser deslocada lateralmente com 55% *menos* força do que antes de a faceta ter sido aplainada.<sup>238</sup> Essa inclinação normalmente acentuada da faceta lateral do sulco intercondilar proporciona a fonte mais importante de resistência local para a excessiva translação lateral da patela. Um sulco intercondilar displásico (ou “raso”) pode ocorrer em pessoas normais e é um dos fatores de risco reconhecido para o excessivo alinhamento lateral da patela ou para o deslocamento crônico da patela.<sup>153</sup>

As *fibras oblíquas do vasto medial* (frequentemente abreviado como VMO) parecem exclusivamente orientadas para ajudar a equilibrar a tração lateral exercida sobre a patela pelo quadríceps como um todo (Fig. 13-24). A secção de algumas fibras do VMO em cadáveres produz em média 27% de perda na estabilidade medial da patela através do teste da amplitude de movimento do joelho.<sup>4</sup> Este achado pode ser difícil de ser aplicado na prática clínica em função de ser extremamente raro uma pessoa apresentar paralisia isolada do VMO. Entretanto, durante décadas, estudos não conclusivos têm sugerido uma *atrofia preferencial* do VMO em pessoas com dor patelofemoral

crônica ou história de subluxação ou de deslocamento crônico, aparentemente decorrente do desuso ou de inibição neurogênica.<sup>5</sup> Assim, não há certeza se a atrofia observada do VMO seja mais extrema do que a atrofia geralmente observada através de todo o músculo quadríceps. No entanto, a suspeita de atrofia preferencial ou inibição do VMO levou ao desenvolvimento de múltiplos tratamentos conservadores destinados ao recrutamento e fortalecimento seletivo ou outros recursos para o aumento da ação dessa porção relativamente pequena do quadríceps. Embora a base biomecânica para essa abordagem seja consistente,<sup>50</sup> a capacidade para recrutar seletivamente e fortalecer funcionalmente um componente do quadríceps permanece como um tema controverso.\*

Finalmente, as *fibras do retináculo patelar medial* estão orientadas no sentido inferomedial e medial (Fig. 13-7). A literatura e a pesquisa clínica geralmente referem-se a essas fibras como o *ligamento patelofemoral medial*, o qual inclui um amplo, porém delgado, conjunto de fibras que interligam a patela medialmente, o fêmur, a tíbia, o menisco medial e a superfície abaixo do VMO.<sup>3,17</sup> Esse ligamento é bem conhecido na prática médica porque é geralmente rompido após um deslocamento lateral completo da patela. A secção seletiva do ligamento

patelofemoral medial em cadáveres produz em média 27% menos estabilidade medial da patela em relação ao teste do arco de movimento.<sup>238</sup> É notável que a perda da estabilidade medial aumenta fortemente em 50% quando o joelho está em extensão completa.

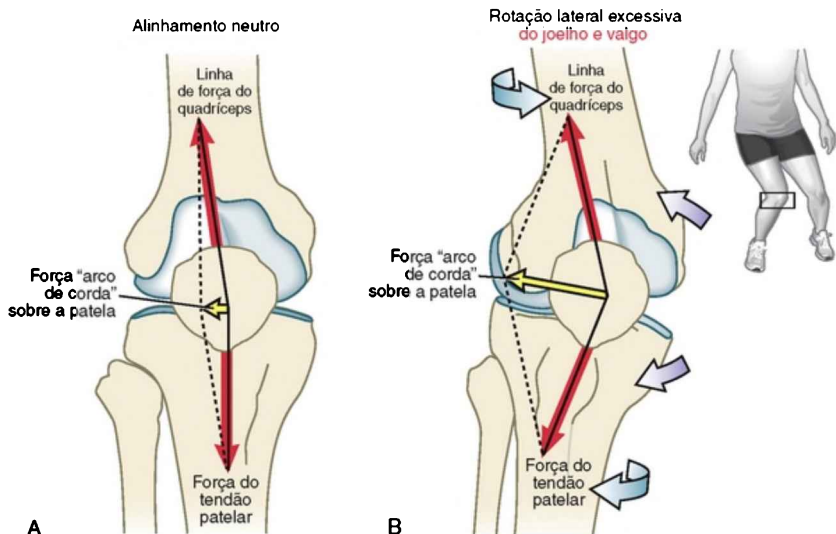
O ligamento patelofemoral medial torna-se mais tenso nos últimos 20 graus de extensão.<sup>3</sup> Bicos e colaboradores sugeriram que o ligamento é tracionado em extensão com o auxílio do VMO ativado, ao qual o ligamento parcialmente se insere.<sup>17</sup> Esta combinação de ações ativa e passiva proporciona uma fonte útil de estabilidade medial para a patela em um ponto na amplitude de movimento do joelho no qual a patela é menos estável porque, em parte, está relativamente livre da “contenção” óssea do sulco intercondilar do fêmur.

### **Fatores Globais**

A magnitude da força lateral do “arco de corda” aplicada à patela é fortemente influenciada pelo alinhamento dos planos frontal e horizontal dos ossos associados ao mecanismo extensor. Como um princípio geral, *fatores que resistem ao valgo excessivo ou aos extremos da rotação axial da articulação tibiofemoral favorecem o alinhamento ideal da articulação patelofemoral.* Esses fatores são referidos como “globais” no sentido de que estão associados a articulações

distantes da juntura patelofemoral, como, por exemplo, as articulações do quadril e subtalar.

O *geno valgo excessivo* pode aumentar o ângulo Q e, portanto, aumentar a força lateral do “arco de corda” sobre a patela (compare a Fig. 13-31, A e B).<sup>173,211</sup> Se persistente, a força lateral sobre a patela pode alterar seu alinhamento e assim aumentar o estresse na articulação patelofemoral. O valgo aumentado no joelho pode ocorrer de uma frouxidão ou de uma lesão ao LCM do joelho, porém também indiretamente ser oriundo de uma postura crônica do quadril que envolve uma *adução* aumentada do fêmur na posição ereta.<sup>211</sup> A fraqueza dos músculos abdutores do quadril, o encurtamento dos músculos adutores do quadril ou uma condição de *coxa vara* (Cap. 12) podem permitir que o fêmur se posicione excessiva e medialmente em direção à linha média durante o ortostatismo e imponha, assim, uma tensão excessiva sobre as estruturas mediais do joelho - com frequência um precursor para o valgo excessivo do joelho.<sup>107,162,255</sup> Acima de tudo, a pronação excessiva (eversão) da articulação subtalar pode, em alguns casos, criar uma carga excessiva em valgo e uma postura no joelho em uma posição de descarga de peso. Esta questão é descrita em maiores detalhes no Capítulo 14.



**FIGURA 13-31** A, Alinhamento neutro do joelho mostra as características da força “arco de corda” que atua sobre a patela. B, Valgo excessivo do joelho e rotação lateral do joelho podem aumentar o ângulo Q e, portanto, aumentar a força lateral do “arco de corda” sobre a patela. As setas azuis indicam o movimento ósseo que pode aumentar a rotação lateral do joelho e as setas púrpuras indicam uma carga em valgo aumentada imposta sobre o joelho. Observe que a rotação lateral aumentada do joelho pode ocorrer como uma combinação de uma rotação medial excessiva do fêmur e de uma rotação lateral da tíbia.

Conforme se observa no desenho do joelho da mulher na Figura 13-31, B, a excessiva *rotação lateral do joelho* geralmente ocorre juntamente com uma carga em valgo excessiva. A rotação lateral do joelho coloca a tuberosidade da tíbia e a inserção do tendão patelar em uma posição mais lateral em relação à parte distal do fêmur.<sup>211</sup> Como

foi demonstrado ao se comparar a Figura 13-31, A e B, a rotação lateral excessiva do joelho também pode aumentar o ângulo Q e amplificar a força lateral do “arco de corda” sobre a patela.<sup>139,211</sup> Conforme indicado pelo par de setas azuis na Figura 13-31, a rotação lateral do joelho pode ocorrer como uma combinação das perspectivas do fêmur em relação à tíbia e da tíbia em relação ao fêmur. Entretanto, em geral, a rotação lateral excessiva do joelho é expressada em uma posição de descarga de peso, à medida que o *fêmur está medialmente rodado* em relação a um membro inferior fixado ou quase fixado. A postura persistente em rotação medial do fêmur durante atividades de descarga de peso pode ocorrer por causa de redução da força ou do controle neuromuscular dos músculos rotadores laterais do quadril,<sup>162,211,255</sup> tensionamento dos músculos rotadores mediais do quadril ou como uma compensação para a anteversão femoral excessiva (Cap. 12)<sup>138</sup> ou torção (lateral) tibial excessiva. Quando a fraqueza ou o controle deficiente dos músculos do quadril estão presentes, a postura de rotação medial excessiva do quadril está frequentemente combinada com quantidades variáveis de adução do quadril.<sup>107</sup> Embora essa fraqueza postural possa ser sutil, ela é geralmente observada quando uma pessoa é solicitada a descer lentamente um degrau ou assumir uma posição de semiagachamento unilateral.



Durante esta manobra, pode-se observar o fêmur distal “rolar” levemente em sentido medial, a despeito do esforço consistente para resistir a esse movimento através da ativação dos músculos do quadril.

A fraqueza postural dos rotadores laterais e abdutores do quadril é surpreendentemente comum em mulheres normais e saudáveis<sup>21,154,227</sup> e muitos daqueles que estudam esse fenômeno acreditam que seja um importante fator global que pode aumentar o risco de desenvolvimento de dor patelofemoral e deslocamento recorrente.<sup>98,107,125,275</sup> Powers e colegas utilizaram IRM cinemática para avaliar a cinemática patelofemoral em um grupo de mulheres jovens com uma história de dor patelofemoral.<sup>215</sup> Um componente do estudo era instruí-las a se levantarem ativamente de uma posição de semiagachamento unipodal, a partir de 45 graus de flexão, até a extensão completa do joelho. Em média, os fêmures dos quadris estendidos rodaram mais intensamente medial e através dos últimos 20 graus de extensão completa do joelho. Em uma análise individual mais próxima, as imagens demonstraram que o sulco intercondilar do fêmur rodava *medialmente sobre a patela* a qual se mantinha fixada pela forte contração do quadríceps. Essa cinemática do *fêmur em relação à patela*, alinhou mais lateralmente o mecanismo extensor e a patela nele inserida, aproximando-

a da faceta lateral mais elevada do sulco intercondilar do fêmur. Este alinhamento precário coloca a patela mais próxima a um ponto de subluxação lateral ou de deslocamento. Estas observações sugerem que a patomecânica do deslocamento patelofemoral lateral pode resultar do deslocamento medial do fêmur sob a patela, assim o deslocamento lateral da patela sobre o fêmur, como é geralmente descrito.

A excessiva *rotação medial do joelho* também foi sugerida como um fator predisponente para a dor na articulação patelofemoral.<sup>211</sup> Embora a rotação medial excessiva do joelho deveria teoricamente *diminuir* o ângulo Q e a força lateral do “arco de corda” associada sobre a patela, pode-se teorizar que esta postura poderia adversamente alterar a cinemática da articulação patelofemoral.<sup>139,231</sup> Clinicamente, esse aspecto é geralmente associado à patomecânica da *pronação* excessiva da articulação subtalar na fase de apoio inicial e médio da marcha.<sup>212</sup> Conforme será descrito no Capítulo 14, a pronação excessiva do pé durante esta parte do ciclo da marcha está, em geral, mecanicamente associada à rotação medial excessiva da perna.<sup>222</sup> Por essa razão, o uso de órteses para o pé pode ser uma estratégia de tratamento apropriada para pessoas com síndrome dolorosa patelofemoral.<sup>75,112</sup>

A evidência sugere consistentemente que as mulheres experimentam uma incidência maior de cinemática anormal e patologia associada na articulação patelofemoral do que os homens.<sup>57,263</sup> Dados coletados em uma grande clínica de medicina esportiva, por exemplo, mostraram que o deslocamento lateral recorrente da patela contribuiu para 58,4% de todos os deslocamentos articulares nas mulheres, comparados com apenas 14% nos homens.<sup>44</sup> Foi especulado que o viés de gênero no deslocamento patelar crônico pode, em algumas pessoas, estar biomecanicamente associado com os três a quarto graus a mais no ângulo Q com frequência medido nas mulheres.<sup>100</sup> Um ângulo Q maior pode refletir uma razão maior na largura da pelve em relação ao comprimento do fêmur nas mulheres.<sup>195</sup> É difícil provar que o ângulo Q aparentemente maior nas mulheres (e a presumida maior força lateral do “arco de corda” sobre a patela) altere o alinhamento e o estresse patelar a um ponto que realmente *desencadeie* uma incidência maior no deslocamento e na dor patelar, embora este seja um ponto importante e lógico a considerar.<sup>84</sup>

**ENFOQUE ESPECIAL 13-6** Princípios do Tratamento Tradicional para o Alinhamento Anormal e Deslocamento Crônico da Articulação Patelofemoral

Muito do tratamento ortopédico conservador e fisioterapêutico para o alinhamento anormal e deslocamento lateral crônico da patela dirige-se para uma abordagem das bases patomecânicas descrita neste capítulo.<sup>146,162,213,259</sup> Infelizmente, não há um padrão-ouro aceito universalmente para a abordagem de tratamento.<sup>40</sup> Assim, geralmente, são feitas tentativas para alterar, tanto quanto possível, o alinhamento das articulações tibiofemoral e patelofemoral como uma forma de reduzir a magnitude da força do “arco de corda” sobre a patela. Isso pode envolver exercícios dirigidos ao fortalecimento ou ao desafio do controle sobre os músculos abdutores e rotadores laterais do quadril, quadríceps (particularmente as fibras oblíquas do vasto medial) e outros músculos que normalmente sustentam o arco longitudinal medial do pé.<sup>85,146</sup> Além disso, a fisioterapia pode também incluir o alongamento de tecidos conectivos periarticulares tensos do quadril e do joelho, a mobilização da patela, o uso de um brace patelar ou uso de uma órtese para reduzir a pronação excessiva do pé.\* O enfaixamento patelar também tem sido utilizado na tentativa de guiar o melhor alinhamento, alterar o padrão de ativação muscular das fibras oblíquas do vasto medial ou proporcionar aumento do *biofeedback* a partir da região.<sup>39,93,140,146,230</sup> A eficácia de muitos dos tratamentos conservadores para o alinhamento lateral excessivo e deslocamento crônico da patela é controversa.<sup>18,146,210</sup> Talvez o tratamento mais universalmente aceito repouse no aconselhamento sobre as formas de modificação das atividades físicas que produzem um grande e desnecessário estresse sobre a articulação

patelofemoral.

A cirurgia é geralmente realizada para diminuir o efeito de forças laterais exageradas sobre a patela. Exemplos incluem: a liberação do retináculo lateral; a trocleoplastia; o reparo do ligamento patelofemoral rompido ou frouxo; o realinhamento do mecanismo extensor, em particular as fibras oblíquas do vasto medial; e a transferência medial ou elevação da tuberosidade tibial.<sup>55,189,220,233,252</sup> Diversos desses procedimentos podem ser combinados. Nos casos extremos de anteversão femoral excessiva, as osteotomias derrotatórias podem ser consideradas para reduzir a postura em rotação medial do quadril. Da mesma forma que há muitas abordagens conservadoras para o tratamento dos comprometimentos da articulação patelofemoral, também existem muitas abordagens cirúrgicas para esse problema – muitas das quais permanecem controversas. A miríade de abordagens de tratamento reflete, em parte, a falta de compreensão da patogênese potencialmente complexa desse problema.

---

\* Referências 55, 85, 86, 112, 146, 214.

## **Resumo**

A Tabela 13-6 proporciona uma lista de causas potenciais indiretas e diretas de alinhamento lateral excessivo da patela. Embora muitas das causas listadas na Tabela 13-6 sejam descritas como entidades separadas, na verdade

muitas ocorrem combinadas. Na avaliação clínica de pessoas com disfunção da articulação patelofemoral deve-se considerar diversos fatores potenciais inter-relacionados que podem contribuir para o problema. São necessárias mais pesquisas clínicas nesta área para melhorar o tratamento conservador e cirúrgico da dor da articulação patelofemoral e do deslocamento crônico.

**TABELA 13-6** Potenciais Causas Indiretas e Diretas de Alinhamento Lateral Excessivo da Patela

<b>Causas Estruturais ou Funcionais</b>	<b>Exemplos Específicos</b>
Displasia óssea	Faceta lateral displásica do sulco intercondilar do fêmur (sulco “raso”) Patela displásica ou “elevada” (patela alta)
Frouxidão excessiva no tecido conectivo periarticular	Frouxidão das fibras do retináculo patelar medial (ligamento patelofemoral medial) Frouxidão ou atrito do ligamento colateral medial do joelho Frouxidão e altura reduzida do arco longitudinal medial do pé (relacionado à hiperpronação da

	articulação subtalar)
Rigidez ou tensão excessiva no tecido conectivo e músculo periarticulares	<p>Aumento da tensão nas fibras do retináculo patelar lateral ou banda iliotibial</p> <p>Aumento de tensão dos músculos rotadores mediais ou adutores do quadril</p>
Extremos de alinhamento ósseo ou articular	<p>Coxa vara</p> <p>Anteversão excessiva do fêmur</p> <p>Torção tibial lateral</p> <p>Aumento do ângulo Q</p> <p>Geno valgo excessivo</p>
Fraqueza muscular	<p>Fraqueza ou controle deficiente em</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• músculos rotadores laterais e abdutores do quadril</li> <li>• vasto medial (fibras oblíquas)</li> <li>• músculo tibial posterior (relacionado à hiperpronação do pé)</li> </ul>

## MÚSCULOS FLEXORES-ROTADORES DO JOELHO

Com a exceção do gastrocnêmio, todos os músculos que cruzam posteriormente o joelho possuem a capacidade

para fletir e girar medial ou lateralmente o joelho.<sup>25</sup> O denominado *grupo flexor-rotador* do joelho inclui os isquiossurais, o sartório, o grácil e o poplíteo. Ao contrário do grupo extensor do joelho, o qual é innervado pelo nervo femoral, os músculos flexores-rotadores possuem três fontes de inervação: femoral, obturatório e isquiático.

### **Anatomia Funcional**

Os *músculos isquiossurais* (i. e., o semimembrâneo, o semitendíneo e a cabeça longa do bíceps femoral) possuem sua inserção proximal na tuberosidade isquiática. A cabeça curta do bíceps tem sua inserção proximal no lábio lateral da linha áspera do fêmur. Distalmente, os isquiossurais cruzam a articulação do joelho e se inserem na tíbia e na fíbula (Figs. 13-9 a 13-10).

O *semimembrâneo* insere-se distalmente no lado posterior do côndilo medial da tíbia. As inserções distais adicionais deste músculo incluem o LCM, ambos os meniscos, o ligamento poplíteo oblíquo e o músculo poplíteo. Durante grande parte de seu curso, o robusto tendão do *semitendíneo* repousa posteriormente ao músculo semimembrâneo. Entretanto, logo proximalmente ao joelho, o tendão do semitendíneo passa anteriormente em direção à sua inserção distal na face anteromedial da tíbia. Ambas as cabeças do *bíceps femoral* se inserem na cabeça



da fíbula, com menos inserções para o ligamento colateral lateral, a cápsula lateral do joelho e o tubérculo lateral da tíbia.<sup>232,258</sup>

Todos os músculos isquiossurais, exceto a cabeça curta do bíceps femoral, cruzam o quadril e o joelho. Conforme descrito no Capítulo 12, todos os três isquiossurais biarticulares são extensores muito efetivos do quadril, especialmente no controle da posição da pelve e do tronco posicionados acima do fêmur.

Além de flexionar o joelho, os isquiossurais mediais (*i. e.*, semimembráceo e semitendíneo) rodam medialmente o joelho. O bíceps femoral flexiona e roda lateralmente o joelho. A rotação axial ativa em qualquer direção é mais livre com o joelho parcialmente fletido. Essa ação de rotação axial dos isquiossurais pode ser apreciada palpando os tendões do semitendíneo e do bíceps femoral atrás do joelho, à medida que a perna é ativamente rodada medial e lateralmente de forma repetida. O indivíduo deverá estar sentado com o joelho flexionado de 70 a 90 graus. À medida que o joelho é gradualmente estendido, o ponto pivô da perna em rotação muda do joelho para o quadril. Na extensão completa, a rotação ativa no joelho é restrita em virtude de o joelho estar mecanicamente travado e a maior parte dos ligamentos sob tensão. Além disso, o braço de força dos isquiossurais para a rotação

medial e lateral do joelho é significativamente reduzido na extensão completa.<sup>25</sup>

O *sartório* e o *grácil* possuem suas inserções proximais em diferentes partes da pelve (Cap. 12). No quadril, ambos os músculos são flexores, porém eles têm ações opostas nos planos frontal e horizontal. Distalmente, os tendões do sartório e do grácil viajam lado a lado através do aspecto medial do joelho para se inserirem à diáfise proximal da tíbia, próximos ao semitendíneo (Fig. 13-10). Os três tendões justapostos do sartório, do grácil e do semitendíneo se inserem na tíbia, através de um folheto comum e amplo de tecido conectivo, conhecido como *pata de ganso*. Como um grupo, os “músculos da pata de ganso” são efetivos rotadores mediais do joelho. Os tecidos conectivos mantêm os tendões do grupo da pata de ganso imediatamente *posterior* ao eixo lateromedial de rotação do joelho. Assim, os três músculos da pata de ganso flexionam e rodam medialmente o joelho.

### **ENFOQUE ESPECIAL 13-7** Músculo Poplíteo: a “Chave do Joelho” e Outras Funções

Poplíteo é um importante rotador medial e flexor da articulação do joelho. À medida que o joelho estendido e travado se prepara para se flexionar, o poplíteo proporciona um importante torque de *rotação medial* que ajuda

mecanicamente a *destravar* o joelho.<sup>3</sup> Lembre-se de que o joelho é mecanicamente travado através de uma combinação de extensão da tíbia em relação ao fêmur e de rotação lateral. Destravar o joelho para uma flexão em uma posição de agachamento, por exemplo, requer que o fêmur ligeiramente *gire lateralmente* sobre uma tíbia relativamente fixa. A capacidade do poplíteo de rodar lateralmente o fêmur (e daí ao rodar medialmente o joelho) é aparente ao se observar uma linha de ação oblíqua do músculo à medida que ele cruza posteriormente o joelho (Fig. 13-9).

A linha de tração oblíqua do músculo poplíteo também proporciona uma alavanca mais favorável dentre todos os músculos flexores do joelho, para produzir um torque de rotação no plano horizontal com o joelho estendido. A linha de força dos outros músculos flexores do joelho é quase vertical quando ele está estendido, o que minimiza de forma intensa o potencial do torque de rotação. Em virtude de sua alavanca destacada para iniciar a rotação medial de um joelho travado, o músculo poplíteo geralmente é referido como “a chave do joelho”.

Outra função importante do poplíteo é ajudar a estabilizar dinamicamente o joelho tanto medial como lateralmente. O forte tendão intracapsular do poplíteo proporciona uma resistência significativa para uma carga em *varo* aplicada ao joelho. O músculo também estabiliza o compartimento medial ao desacelerar e limitar a excessiva *rotação lateral do joelho*. Esta ação, realizada através de ativação excêntrica, reduz o

estresse imposto sobre o ligamento colateral medial, a cápsula posteromedial e o ligamento cruzado anterior.

A pata de ganso acrescenta significativa estabilidade dinâmica na face medial do joelho.<sup>174</sup> Juntamente com o LCM e a cápsula posteromedial, a tensão ativa dos músculos da pata de ganso resiste à rotação *lateral* do joelho e às cargas em valgo aplicadas sobre a articulação.

O *poplíteo* é um músculo triangular localizado profundamente no gastrocnêmio no assoalho da fossa poplíteia (Fig. 13-9). Através de um forte tendão intracapsular, o poplíteo insere-se proximalmente no côndilo lateral do fêmur, entre o ligamento colateral lateral e o menisco lateral (Figs. 13-8 e 13-11). O poplíteo é o único músculo do joelho que se insere *intimamente* na cápsula da articulação do joelho. Mais distalmente, o poplíteo possui uma inserção extensa para a face posterior da tíbia. As fibras do poplíteo se inserem no menisco lateral e se intrelaçam com o ligamento poplíteo arqueado.

A anatomia e ação do gastrocnêmio e do plantar são consideradas no Capítulo 14.

### **Ação Conjunta do Grupamente Flexor-rotator**

Muitas das funções gerais dos músculos flexores-rotadores do joelho são expressas durante atividades de marcha e corrida. Exemplos dessas funções são considerados

separadamente para os movimentos do joelho da tíbia em relação ao fêmur e do fêmur em relação à tíbia.

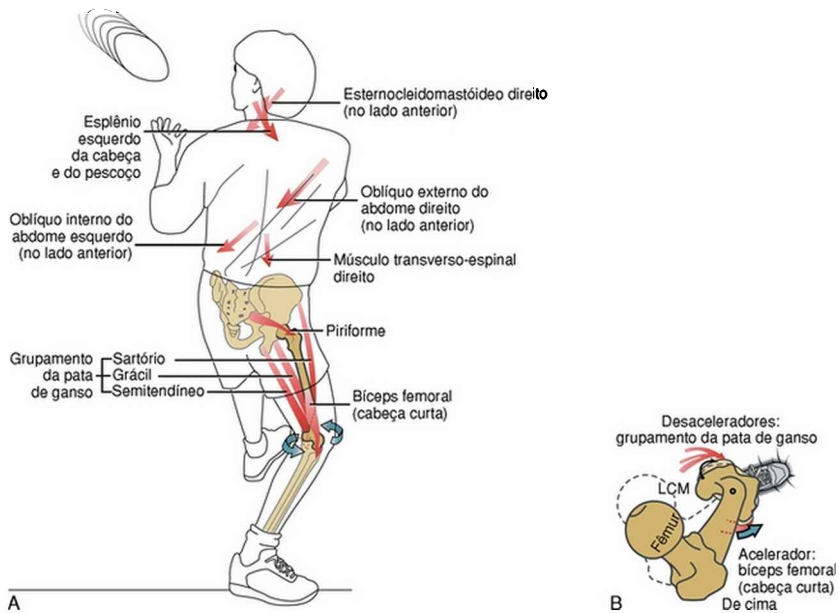
### **Controle da Osteocinemática da Tíbia em Relação ao Fêmur**

Uma importante ação dos músculos flexores-rotadores é acelerar ou desacelerar a perna durante a fase de oscilação na marcha e na corrida. Tipicamente, esses músculos produzem forças relativamente de baixas a moderadas, porém com velocidades de encurtamento ou alongamento relativamente altas. Uma das funções mais importantes dos músculos isquiossurais, por exemplo, é desacelerar o avanço da perna durante a fase de balanço terminal da marcha. Através de ação excêntrica, os músculos ajudam a diminuir o impacto de extensão completa do joelho. Considere também a corrida de velocidade ou a marcha rápida. Estes mesmos músculos rapidamente se contraem para acelerar a flexão do joelho de forma a encurtar o comprimento funcional do membro inferior durante a fase de oscilação.

### **Controle da Osteocinemática do Fêmur em Relação à Tíbia**

A demanda muscular necessária para controlar os movimentos do fêmur em relação à tíbia é geralmente maior e mais complexa do que aquela necessária para controlar a maior parte dos movimentos comuns do joelho

com a tíbia movendo-se em relação ao fêmur. Um músculo como o sartório, por exemplo, pode controlar simultaneamente até cinco graus de liberdade (*i. e.*, dois no joelho e três no quadril). Considere a ação de diversos músculos flexores-rotadores do joelho enquanto alguém corre para pegar uma bola (Fig. 13-32, A). Enquanto o pé direito está firmemente fixo ao solo, o fêmur direito, a pelve, o tronco, o pescoço, a cabeça e os olhos rodam para a esquerda. Observe o fluxo diagonal de músculos ativados entre a fíbula direita e o lado esquerdo do pescoço. A ação muscular se resume na sinergia intermuscular. Neste caso, a cabeça curta do bíceps femoral ancora a base da cadeia cinética diagonal até a fíbula. A fíbula, por sua vez, é ancorada à tíbia através da membrana interóssea e de outros músculos.



**FIGURA 13-32** **A**, Diversos músculos são demonstrados controlando a rotação da cabeça, do pescoço, do tronco, da pelve e do fêmur no ato de apanhar uma bola. Em razão de o pé direito estar fixo no solo, o joelho direito funciona como um importante ponto pivô. **B**, Controle da rotação axial do joelho direito está ilustrado de cima. A cabeça curta do bíceps femoral se contrai para acelerar o fêmur medialmente (*i. e.*, a articulação do joelho move-se em rotação lateral). A força ativa oriunda dos músculos da pata de ganso em conjunção com a força passiva oriunda do ligamento colateral medial estirado (LCM) e do ligamento poplíteo oblíquo (não mostrado) auxilia a desacelerar, ou limitar, a rotação lateral no joelho.

A estabilidade e o controle do joelho requerem a interação das forças produzidas pelos músculos e ligamentos circunvizinhos. A interação é principalmente importante para o controle de movimentos de alta

velocidade nos planos horizontal e frontal. Para ilustrar, refira-se à Figura 13-32, *B*. Com o pé direito apoiado, a cabeça curta do bíceps femoral acelera o fêmur medialmente. Através de ativação excêntrica, os músculos da pata de ganso ajudam a desacelerar a rotação medial do fêmur sobre a tíbia. O grupamento da pata de ganso pode ser considerado como um “ligamento colateral medial dinâmico” ao resistir não apenas à rotação lateral do joelho, mas também a qualquer carga em valgo. Este grupamento pode ajudar a compensar um LCM fraco ou frouxo ou a cápsula posteromedial. Embora não assinalado na Figura 13-32, *B*, a ativação excêntrica do poplíteo pode auxiliar os músculos da pata de ganso na desaceleração da rotação lateral do joelho.<sup>135,232</sup>

### **Produção de Torque Máximo dos Músculos Flexores-Rotadores do Joelho**

O torque de esforço máximo de flexão do joelho é geralmente maior com o joelho nos últimos 20 graus de extensão completa e então declina firmemente à medida que o joelho é progressivamente flexionado.<sup>130,251</sup> Um gráfico representativo dos dados de torques a partir de um estudo publicado com homens saudáveis é mostrado na Figura 13-33.<sup>251</sup> Os indivíduos produziram um torque isométrico de esforço máximo de flexão do joelho com os



quadris mantidos em extensão. Embora uma ampla gama de valores tenha sido relatada, em geral os isquiossurais têm seu maior braço de força flexor (alavanca) em 50 a 90 graus de flexão do joelho (consulte a barra no eixo horizontal no gráfico da Fig. 13-33.)<sup>24,118,147,191,251</sup> Os dados de torque-ângulo exibidos na Figura 13-33, indicam claramente que os isquiossurais (e presumivelmente outros flexores do joelho) geraram seu maior torque em ângulos do joelho que coincidem com os músculos relativamente alongados, em vez de uma maior alavancagem. (Conforme observado na Fig. 13-26, este fato está em leve contraste com o quadríceps, em que o torque de esforço máximo extensor do joelho parcialmente se sobrepõe no ponto da amplitude de movimento no qual a alavanca é maior.) A flexão do quadril para alongar os isquiossurais promove um torque de flexão do joelho ainda maior.<sup>20</sup> A relação comprimento-tensão parece ser um fator de muita influência na determinação do potencial torque de flexão dos músculos isquiossurais.<sup>118</sup>

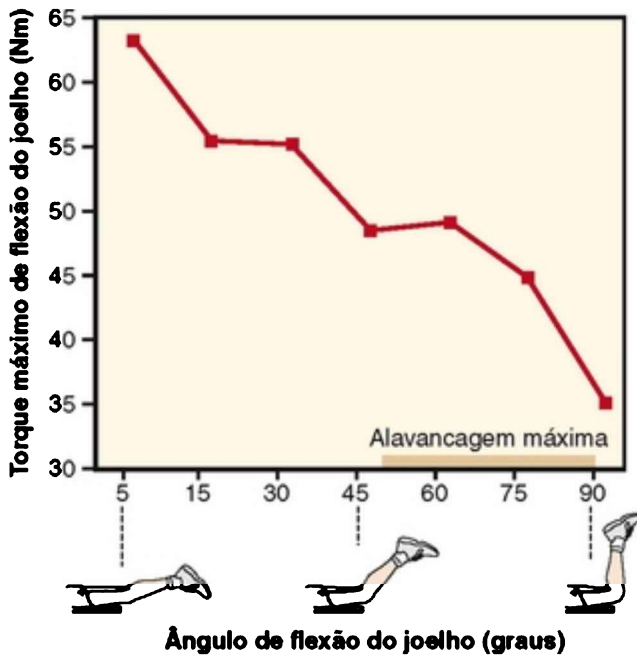


FIGURA 13-33 O gráfico mostra o torque máximo de flexão do joelho produzido entre cinco graus e cerca de 90 graus de flexão. O braço de força medial (alavancagem) utilizado pelos flexores do joelho (isquiossurais) é maior entre cerca de 50 a 90 graus de flexão do joelho. Os torques flexores do joelho são produzidos isometricamente pelo esforço máximo, com o quadril mantido em extensão. Dados de 26 homens saudáveis, com idade média de 28 anos.

(Dados de Smidt GL: *Biomechanical analysis of knee flexion and extension*, *J Biomech* 6:79-92, 1973.)

Poucos dados estão disponíveis sobre o potencial de torque máximo dos músculos rotadores mediais e laterais do joelho. Quando testados isocineticamente com o joelho flexionado a 90 graus, os rotadores mediais e laterais do

joelho demonstraram produzir picos de torques quase iguais.<sup>8</sup> À primeira vista, esses resultados podem ser surpreendentes considerando o número bem maior de músculos rotadores mediais comparado a apenas um músculo rotador lateral do joelho (*i. e.*, o bíceps femoral). O conflito aparente pode ser parcialmente resolvido pelo fato de que, com o joelho flexionado a 90 graus, o músculo bíceps femoral possui um braço de força de rotação axial três vezes maior do que a média de todos os rotadores mediais.<sup>25</sup> A inserção distal do bíceps femoral deslocada lateralmente para a cabeça da fíbula aparentemente aumenta a alavanca rotacional deste músculo.

Virtualmente, a alavanca média de rotação axial para todos os rotadores do joelho é maior entre 70 e 90 graus de flexão do joelho, em que a linha de força dos músculos é quase perpendicular ao eixo longitudinal (vertical) de rotação através da tíbia.<sup>25</sup> A única exceção a esse desenho é o músculo poplíteo, o qual possui seu maior braço de força de rotação medial do joelho em cerca de 40 graus de flexão.

## **Alinhamento Anormal do Joelho**

### **PLANO FRONTAL**

No plano frontal o joelho é normalmente alinhado em

cerca de 5 a 10 graus de valgo. Os desvios excessivos deste alinhamento são relatados como geno valgo ou geno varo.

### **Geno Varo com Osteoartrose Unicompartimental do Joelho**

Durante a marcha em velocidades normais ao longo de um terreno plano, a força de reação articular no joelho alcança cerca de 2,5 a três vezes o peso corporal.<sup>243,283</sup> Essa força é criada pelo efeito combinado de ativação muscular e força de reação do solo. Durante a fase de carga (inicial) do ciclo da marcha, a força de reação do solo normalmente passa imediatamente lateral ao calcanhar, e então para *superomedialmente* ao joelho à medida que continua em direção ao centro de gravidade do corpo como um todo.<sup>104</sup> Conforme ilustrado na Figura 13-34, ao passar do eixo medial para um anteroposterior no joelho, a força de reação do solo produz um *torque varo* no joelho a cada passo.<sup>61,94</sup> Como resultado, a força de reação do solo no joelho durante a marcha é, normalmente, diversas vezes maior sobre o compartimento articular *medial* do que sobre o compartimento articular lateral (ver destaque na Fig. 13-34).<sup>244</sup> Ao longo da vida da pessoa, esta carga repetitiva em varo é parcialmente absorvida pela tensão nas estruturas laterais do joelho, tais como o ligamento colateral lateral e a banda iliotibial.

### Forças de reação do solo através do joelho normal

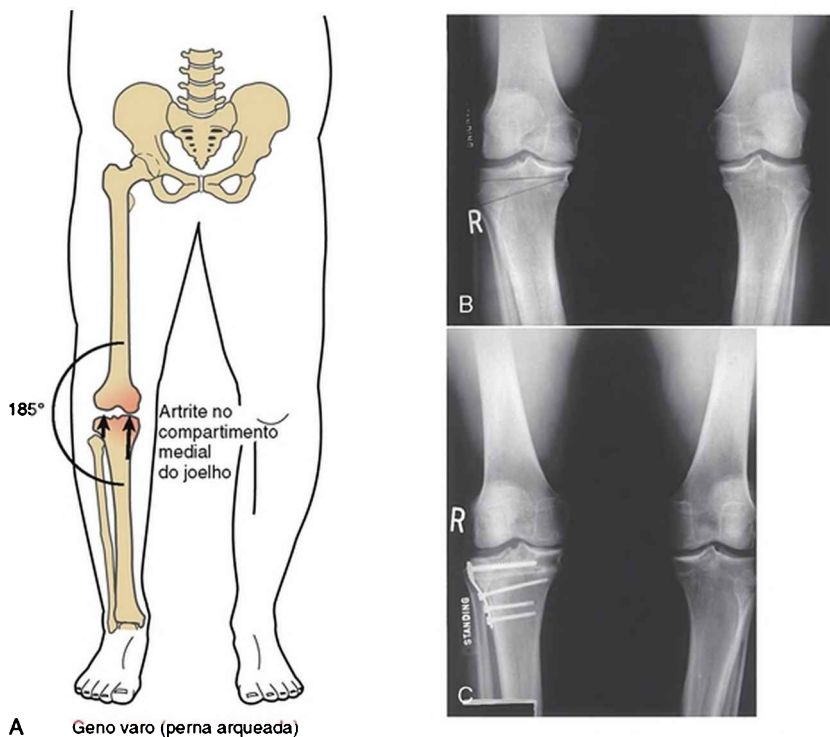


**FIGURA 13-34** A força de reação do solo (seta longa reta originada do solo) passa medialmente à articulação do joelho e cria um torque varo no joelho a cada passo. O braço de força disponível para a força de reação do solo é mostrado, estendendo-se entre o eixo anteroposterior (*círculo roxo pequeno*) e a força de reação do solo. Conforme ilustrado pelo par de setas no quadro à esquerda, a força de compressão maior é gerada sobre a superfície articular medial da articulação.

A maior parte das pessoas tolera a carga dinâmica assimétrica do joelho com pouca ou nenhuma dificuldade. No entanto, em algumas pessoas a assimetria pode levar a um desgaste excessivo da cartilagem articular, o que ao final acarreta uma osteoartrose unicompartimental (medial).<sup>47,239</sup> Um aumento de 20% no pico de torque em varo no joelho durante a marcha demonstrou estar

associado a um aumento de seis vezes o risco de desenvolvimento de osteoartrose do compartimento medial do joelho.<sup>172</sup> O adelgaçamento da cartilagem articular e do menisco na região medial pode inclinar o joelho em geno varo, ou seja, uma deformidade em que a perna se apresenta arqueada em um sentido lateral (Fig. 13-35, A). Um círculo vicioso pode se desenvolver: a deformidade em varo aumenta a carga no compartimento articular medial, resultando uma perda maior do espaço articular neste lado que produz uma maior deformidade em varo, e assim por diante. A Figura 13-35, B é um raio X em vista anterior que demonstra um geno varo bilateral. Ambos os joelhos mostram sinais de osteoartrose medial da articulação (*i. e.*, perda dos espaços articulares mediais e osso reativo hipertrófico ao redor do compartimento medial). O manejo do geno varo grave geralmente envolve um procedimento cirúrgico como, por exemplo, uma osteotomia (cunha) tibial alta. O objetivo dessa cirurgia é corrigir a deformidade em varo e reduzir o estresse sobre o compartimento articular medial (Fig. 13-35, C). Além da cirurgia, órteses de pé, braces para joelho estabilizando-o em valgo, redução da velocidade da marcha e uso de uma bengala mantida na mão contralateral têm mostrado reduzir o estresse sobre o lado medial do joelho.<sup>180,244</sup> A utilização de uma palmilha em cunha mais baixa

lateralmente, dentro do sapato, tipicamente produz um torque *valgo* sobre o joelho durante a fase de apoio. Isso, por sua vez, reduz o torque varo líquido a cada passo, o que reduz a carga de compressão sobre o compartimento articular medial do joelho.<sup>94,122,244</sup> Esta abordagem ortésica relativamente simples mostrou reduzir a dor e melhorar a função em pessoas com osteoartrose do compartimento medial.<sup>38,94</sup>



**FIGURA 13-35** Geno varo bilateral com osteoartrose no compartimento medial do joelho direito. A, A deformidade em varo do joelho direito é demonstrada com maior força de reação

articular sobre o compartimento medial. **B**, Um raio X em vista AP com o indivíduo de pé (um homem de 43 anos de idade) mostra genu varo bilateral e osteoartrose articular medial. Ambos os joelhos possuem uma perda do espaço articular medial e osso hipertrófico ao redor do compartimento medial. Para corrigir a deformidade no joelho direito (*R*), uma cunha óssea será removida cirurgicamente por um procedimento conhecido como “*osteotomia tibial alta*”. **C**, A radiografia mostra o joelho direito após a remoção da cunha de osso. Observe a mudança no alinhamento da articulação comparado com o mesmo joelho em **B**.

*(Cortesia de Joseph Davies, MD, Aurora Advanced Orthopedics, Milwaukee.)*

## **Geno Valgo Excessivo**

Diversos fatores podem levar ao genu valgo excessivo, ou joelho em X (Fig. 13-36). Esses fatores incluem lesão prévia, predisposição genética, alto índice de massa corporal e frouxidão dos ligamentos. O genu valgo também pode resultar da exacerbação pelo alinhamento anormal ou de fraqueza muscular em qualquer grupamento das extremidades do membro inferior. Conforme indicado na Figura 13-36, a coxa vara (*i. e.*, um ângulo cervicodiafisário menor do que 125 graus) ou fraqueza dos músculos do quadril (tal como o glúteo médio) pode, em teoria, aumentar a carga em valgo sobre o joelho. Em alguns casos, a pronação excessiva do pé pode aumentar a carga em valgo sobre o joelho ao permitir que a extremidade distal da tíbia se desloque (“abduza”)



afastando-se do plano mediano. Ao longo do tempo, o estresse tensional imposto sobre o LCM e a cápsula adjacente pode enfraquecer o tecido. Conforme descrito inicialmente neste capítulo, o valgo excessivo do joelho pode afetar negativamente o alinhamento da articulação patelofemoral e produzir estresse adicional sobre o LCA.

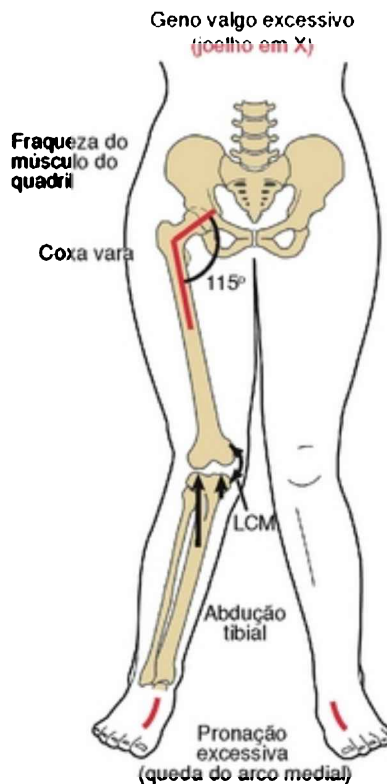


FIGURA 13-36 Geno valgo excessivo do joelho direito. Neste exemplo, presume-se que a deformidade em valgo resulte do alinhamento anormal ou fraqueza muscular, seja da extremidade distal ou proximal do membro inferior. O par de

setas verticais que representa os vetores de força no joelho indica a força de compressão maior sobre o compartimento lateral. Consulte o texto para mais detalhes.

A posição de pé com uma deformidade em valgo de aproximadamente 10 graus a mais do que o normal dirige a maior parte da força compressiva articular para o compartimento articular lateral.<sup>111</sup> Este estresse regional aumentado pode levar à osteoartrose unicompartimental lateral.<sup>47,239</sup> A cirurgia de substituição do joelho pode ser indicada para corrigir uma deformidade em valgo, especialmente se ela é progressiva, dolorosa ou causa perda da função. A Figura 13-37, A e B mostra uma osteoartrose bilateral grave do joelho, com geno valgo severo à direita e geno varo à esquerda. Esta deformidade em “ventania” foi corrigida cirurgicamente com substituições bilaterais do joelho (Fig. 13-37, C).



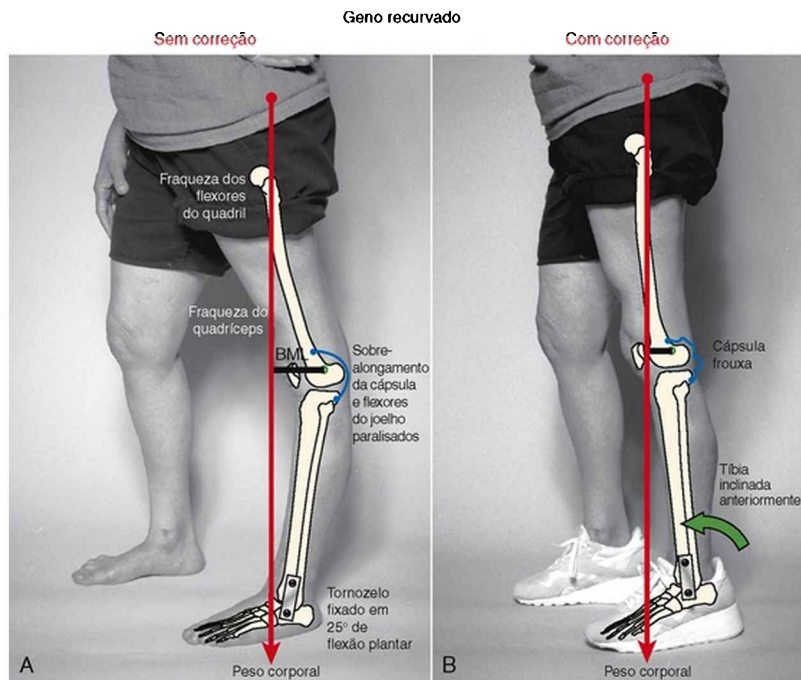
**FIGURA 13-37** Mal alinhamento bilateral no plano frontal nos joelhos de uma mulher de 83 anos de idade. A, A clássica

deformidade “em ventania”, com geno valgo excessivo à direita e geno varo à esquerda. **B** e **C** são os raios X da paciente em **A**, antes e após a substituição bilateral do joelho. Observe em **B** a formação de osso hipertrófico nas áreas de estresse aumentado. Com o geno valgo excessivo, o estresse é maior no compartimento lateral; com geno varo, o estresse é maior no compartimento medial.

*(Cortesia de Joseph Davies, MD, Aurora Advanced Orthopedics, Milwaukee.)*

### ENFOQUE ESPECIAL 13-8 Relato de Caso: Patomecânica e Tratamento do Geno Recurvado Grave

A Figura 13-38, A mostra um caso grave de geno recurvado do joelho esquerdo causado por paralisia muscular flácida decorrente de poliomielite, contraída 30 anos antes. A deformidade progrediu lentamente ao longo dos últimos 20 anos, à medida que a pessoa continuou a caminhar sem um brace de joelho. Ela apresenta uma paralisia parcial do quadríceps e dos flexores do quadril esquerdo, e paralisia completa dos flexores do joelho esquerdo. Sua articulação do tornozelo esquerdo completamente paralisada foi artrodesada cirurgicamente em cerca de 25 graus de flexão plantar.



**FIGURA 13-38** Indivíduo mostrando uma deformidade severa em geno recurvado do joelho esquerdo, secundária à poliomielite. Além da fraqueza muscular ao longo da extremidade inferior esquerda, o tornozelo esquerdo foi cirurgicamente artrodesado em 25 graus de flexão plantar. **A**, Quando o indivíduo está descalço, na posição de pé, o peso corporal atua sobre o joelho como um braço de força lateral (BFL) anormalmente grande. O torque extensor resultante amplifica a magnitude da deformidade em hiperextensão do joelho. **B**, O indivíduo é capaz de ter reduzida a severidade dessa deformidade de recurvato ao utilizar um tênis com uma elevação no salto. O calçado promove uma inclinação anterior da tibia e do joelho do paciente (indicado pela seta verde), reduzindo, assim, o comprimento do deformante braço de momento lateral sobre o joelho.

Diversos fatores inter-relacionados são responsáveis pelo desenvolvimento da deformidade grave observada na Figura

13-38, A. Em virtude da posição fixa de flexão plantar, a tíbia precisa ser inclinada posteriormente de forma que a planta faça contato total com o solo. Esta cirurgia foi desenvolvida 30 anos antes como forma de proporcionar ao joelho maior estabilidade na extensão. Porém, ao longo dos anos, a posição de inclinação posterior da tíbia levou a um hiperestiramento das estruturas posteriores do joelho, o que finalmente levou a uma deformidade em hiperextensão. De particular importância é o fato de que a paralisia total dos músculos flexores do joelho não proporcionou resistência muscular direta contra a deformidade em hiperextensão do joelho. Além disso, quanto maior a deformidade em hiperextensão, maior o braço de força lateral (BFL) disponível ao peso corporal para perpetuar a deformidade. Sem um brace de joelho, a deformidade em hiperextensão produziu um círculo vicioso, o que permitiu o alongamento contínuo das estruturas posteriores do joelho, um aumento do comprimento do braço de força lateral, um maior torque de extensão lateral e uma progressão contínua da deformidade.

Um tema recorrente neste capítulo é o fato de que o joelho funciona como um elo médio do membro inferior e, dessa forma, está vulnerável para cargas deformantes oriundas de patologia musculoesquelética em qualquer das extremidades do membro inferior. Este relato de caso demonstra como um tornozelo fixado excessivamente em flexão plantar pode, ao longo dos anos, predispor uma pessoa a um geno recurvado. Conforme mostrado na Figura 13-38, B, uma modificação relativamente simples e barata no calçado foi utilizada para

tratar a deformidade de hiperextensão. A utilização de um par de tênis com “elevação dos calcanhares” proporcionou uma excelente redução na severidade do geno recurvado. O calcanhar elevado inclinou a tíbia e o joelho *anteriormente* e reduziu significativamente o comprimento do braço de força lateral deformante na altura do joelho. O peso corporal agora produz menos torque de hiperextensão no joelho, mantido no lugar pela tíbia inclinada anteriormente e a rigidez proporcionada pelo tornozelo artrodesado.

## **PLANO SAGITAL**

### **Geno Recurvado**

A extensão total com leve rotação lateral é a posição mais estável de bloqueio do joelho. O joelho pode ser estendido além da posição neutra de cinco a dez graus adicionais, embora isso seja de grande variabilidade entre as pessoas. Ficar de pé com o joelho em extensão completa geralmente dirige a linha de gravidade do peso corporal ligeiramente *anterior* ao eixo de rotação mediolateral do joelho. Assim, a gravidade produz um leve torque de extensão do joelho que pode naturalmente auxiliar no travamento do joelho, permitindo que o quadríceps relaxe intermitentemente durante o ortostatismo. Normalmente, esse torque de extensão assistido pela gravidade é resistido principalmente pela tensão passiva da cápsula posterior alongada e pelos músculos flexores do joelho alongados,

incluindo o gastrocnêmio.

A hiperextensão ultrapassando 10 graus da posição neutra é, em geral, denominada *geno recurvado* (do latim *genu*, joelho + *recurvare*, inclinado para trás). Casos leves de geno recurvado podem ocorrer em indivíduos saudáveis, na maioria das vezes por causa da frouxidão generalizada das estruturas posteriores do joelho. A principal causa do geno recurvado mais grave é um torque (líquido) de extensão do joelho cronicamente aumentado, que eventualmente superestende as estruturas posteriores do joelho. O torque acentuado de extensão do joelho pode originar-se de controle postural ruim ou de doença neuromuscular que produz espasticidade dos músculos quadríceps e/ou paralisia dos flexores do joelho.

## **RESUMO**

---

Os únicos movimentos permitidos no joelho podem ser observados durante muitas atividades que envolvem o membro inferior como um todo. Considere, por exemplo, uma pessoa saltando no ar. Durante a fase preparatória do salto, o corpo desce à medida que os quadris e os joelhos se flexionam e os tornozelos ficam em dorsiflexão. Esta ação alonga adequadamente os músculos biarticulares como uma forma de aumentar sua ação propulsora como

extensores do quadril e do joelho e flexores plantares do tornozelo. Quando apropriadamente cronometradas, essas ações movem e alongam funcionalmente o corpo, maximizando a distância do salto. Uma pessoa com limitação do movimento, dor ou fraqueza significativa dos músculos do quadril, do joelho ou do tornozelo pode, naturalmente, ter maior dificuldade para realizar esta atividade.

Embora a rotação axial do joelho seja essencial para um padrão de marcha normal, a expressão completa desse movimento é mais aparente durante atividades do fêmur em relação à tíbia, nas quais o fêmur (e o restante do segmento superior) roda em relação a uma perna relativamente fixa. Este movimento é fundamental para a corrida e para mudanças rápidas de direção, assim como em muitas atividades esportivas, incluindo a dança. Este movimento do fêmur em relação à tíbia é guiado e estabilizado pela ativação muscular, pelo peso do corpo, pelo encaixe articular entre os côndilos femurais e pelos meniscos e a tensão em diversos ligamentos, especialmente o LCA e os ligamentos colaterais. Conforme será apresentado no capítulo a seguir, a tíbia e o tálus também participam desta atividade ao rodarem em relação a um calcâneo fixo. A dor, a fraqueza muscular ou a limitação do movimento em qualquer articulação do membro inferior



demandarão alguma compensação musculoesquelética em uma ou diversas articulações. A natureza dessa compensação frequentemente proporciona pistas importantes sobre a etiologia de origem da patomecânica.

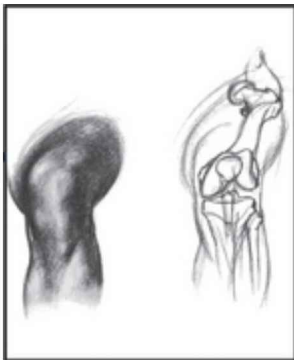
Em contraste com outras articulações do membro inferior, a estabilidade do joelho é mais dependente dos músculos e tecidos periarticulares circunvizinhos do que do seu encaixe ósseo. A falta de uma restrição óssea à maior parte dos movimentos do joelho aumenta sua amplitude de movimento, porém à custa de uma maior vulnerabilidade do joelho à lesão. O LCM, a cápsula posteromedial e o LCA são particularmente vulneráveis à lesão decorrente de grandes forças de rotação axial e em valgo que afetam a face lateral de um membro inferior em descarga de peso, especialmente se o joelho não está em completa extensão. O joelho estendido, na posição de travamento, proporciona tecidos mais tensos. Embora esta pré-tensão ligamentar ofereça maior proteção ao joelho, os ligamentos estão próximos de seu ponto de falência mecânica e, portanto, mais vulneráveis à lesão quando sofrem um estiramento maior.

A prevenção de lesões do joelho é um tópico importante dentro da medicina esportiva e demanda atenção contínua e pesquisa. Embora seja possível reduzir a incidência de lesões do joelho durante alguns esportes

sem contato, pode ser virtualmente impossível prevenir completamente uma lesão do joelho em certos esportes de contato de alta velocidade, tais como o futebol americano ou o rúgbi. A proteção pode ser maximizada ao melhorar a capacidade do atleta de absorver ou, quando possível, evitar o efeito completo de tal impacto. Isso pode ser obtido através de um melhor desenho do equipamento e do ambiente de jogo, e do estabelecimento de programas de treinamento que fortaleçam e condicionem os músculos suficientemente de forma a aumentar a agilidade do gestual desportivo e a melhora da propriocepção do atleta. A determinação de como e se essas abordagens preventivas são bem-sucedidas requer investigações sistemáticas e pesquisas controladas, realizada por uma ampla gama de profissionais de saúde.

Conforme descrito anteriormente neste capítulo, a biomecânica do joelho é fortemente influenciada por sua localização central entre o quadril e o pé. Durante a descarga de peso, a posição do quadril afeta diretamente a posição do joelho. Esta forte dependência cinemática possui implicações clínicas importantes. Por exemplo, considere que a contração do glúteo máximo pode auxiliar indiretamente na extensão do joelho, desde que o pé esteja firmemente apoiado sobre o solo. Este conceito é importante quando se ensina uma pessoa com uma

amputação transfemoral a subir escadas enquanto utiliza uma prótese acima do joelho. Muitos outros exemplos clínicos relatam o papel dos músculos abdutores e rotadores laterais do quadril no controle do alinhamento do joelho nos planos frontal e horizontal. Este conceito está fortemente inserido no tratamento ou na prevenção de lesão do LCA, no alinhamento anormal da patela ou na osteoartrose do joelho. O próximo capítulo descreverá como os ossos e as articulações do tornozelo e do pé influenciam no alinhamento da perna, o que também afeta, ao final, a tensão no interior das estruturas do joelho.



ADICIONAIS

CONEXÕES

CLÍNICAS

**CONEXÃO CLÍNICA 13-1** Considerações Biomecânicas Adicionais sobre a Função da Patela

Conforme previamente descrito, a patela desloca o tendão do quadríceps anteriormente; portanto, aumenta o braço de força medial utilizado pelo mecanismo extensor do joelho. Dessa forma, a

patela pode aumentar o torque do quadríceps. A Figura 13-39 mostra uma analogia entre um guindaste mecânico e o joelho humano. Ambos utilizam um “espaçador” para aumentar a distância entre o eixo de rotação e a força de “sustentação” medial. Quanto maior o braço de força medial, maior o torque medial produzido por nível de força gerado pelo músculo quadríceps do joelho humano (ou transferido por um cabo no guindaste).

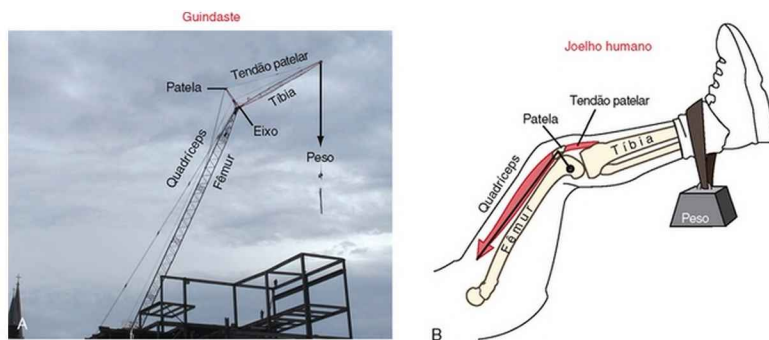


FIGURA 13-39 É feita uma analogia entre um guindaste (A) e o joelho humano (B). No guindaste, o braço de força é a distância entre o eixo e o topo da peça metálica que funciona como a patela.

Em casos de doença ou trauma, a patela pode precisar ser cirurgicamente removida. Um estudo relatou que o braço de força medial de um joelho patelectomizado reduziu de 4,7 cm para 3,8 cm, em média, através da amplitude total de movimento.<sup>117</sup> Dependendo do paciente, o clínico pode considerar o impacto funcional desse braço de força reduzido (alavanca) de uma ou duas formas. Primeiramente, a alavanca reduzida sugere que, em teoria, o torque extensor máximo do joelho pode estar reduzido em cerca de 19%, embora a hipertrofia muscular ou outras adaptações neuromusculares possam minimizar este déficit de torque. Entretanto, uma segunda consideração, pode ser que sem uma patela uma pessoa precise gerar 23,5% mais força para produzir um

equivalente torque extensor pré-patelectomizado. A força muscular aumentada é necessária para compensar a perda proporcional da alavanca. Como consequência, a maior força de compressão de base muscular é gerada sobre a articulação tibiofemoral, o que produz um maior desgaste sobre a cartilagem articular (Fig. 13-40). Uma sutil, porém importante, função da patela é reduzir a magnitude da força do quadríceps necessária para realizar esforços comuns submáximos, tais como subir um degrau. Esta demanda reduzida indiretamente diminui a carga compressiva sobre a cartilagem articular e os meniscos. Quando considerada ao longo dos anos, esta redução poderia limitar o desgaste mecânico no joelho.

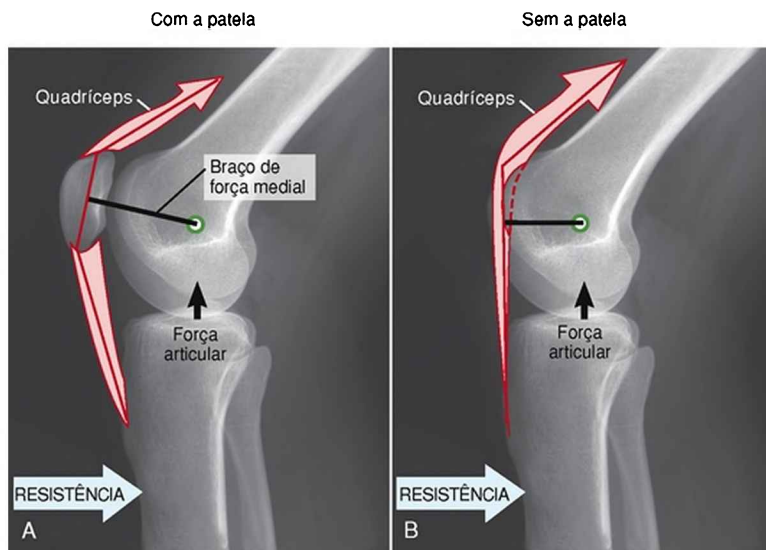


FIGURA 13-40 O quadríceps é ilustrado contraindo-se com (A) e sem (B) a patela. Em cada caso, o quadríceps mantém o equilíbrio estático rotatório no joelho ao responder a uma resistência (torque) externa. A magnitude da resistência externa é presumida igual em A e B. O braço de força (*linha na cor preta*) está reduzido em B em virtude de uma patelectomia. Como consequência, o quadríceps em B deve produzir uma força proporcional maior para corresponder à resistência externa. A maior força gerada pelo quadríceps produz uma maior força (de reação) articular, que deve cruzar a articulação tibiofemoral.

## CONEXÃO CLÍNICA 13-2 Atletas do Sexo Feminino e o Maior Risco para Lesão do Ligamento Cruzado Anterior\*

Atletas do sexo feminino têm, no mínimo, de três a cinco vezes mais probabilidade de sofrer uma lesão do ligamento cruzado anterior (LCA) comparadas aos homens ao desempenharem níveis relativamente similares do mesmo esporte.<sup>7,79,170,171,184</sup> O risco é maior nos esportes sem contato que envolvem saltos e aterrissagem combinados com movimentos vigorosos de pivô, tais como basquetebol, futebol e ginástica.<sup>171,179,246</sup> O risco elevado de lesão, combinado com o número crescente de mulheres que participam de esportes no ensino médio e na universidade, tem levado a um aumento alarmante no número de lesões do LCA nessa população relativamente jovem.

Pesquisas consideráveis têm focado nas questões básicas para esse viés de gênero nas lesões do LCA. A compreensão da razão pela qual as mulheres têm um risco elevado para a lesão é um passo essencial no desenvolvimento de medidas preventivas eficazes. A pesquisa tem se dirigido a fatores tais como: *anatomia* (incluindo, por exemplo, o alinhamento ósseo e articular, a força do LCA, a frouxidão ligamentar geral, o índice de massa corporal, o tamanho da incisura intercondilar femoral); as *flutuações hormonais*; a *força muscular* (incluindo rigidez e fadiga); e o *controle neuromuscular*.<sup>30,72,80,103,182,249</sup> Embora alguns graus de relações teóricas de causa-efeito tenham sido citadas, para cada um desses fatores uma relação causal definitiva e universal é difícil de estabelecer.

Fatores de risco possivelmente relacionados ao controle neuromuscular têm recebido uma atenção considerável da comunidade de medicina esportiva.<sup>73</sup> Pesquisadores em particular

têm identificado diferenças específicas na maneira através da qual mulheres e homens aterrissam de um salto.<sup>30,31,91</sup> Diversos estudos têm demonstrado que as mulheres aterrissam, tipicamente, com seus joelhos em maior alinhamento em valgo do que os homens.<sup>30,60,121,128</sup> Essa aterrissagem foi previamente destacada na Figura 13-21. Aterrissar dessa maneira, particularmente de forma inesperada e desprotegida por uma ativação muscular específica, pode impor cargas de grande tensão e potencialmente danosas ao LCA, assim como sobre o ligamento colateral medial.<sup>91,281</sup> Esta postura potencialmente deletéria do joelho pode emergir do controle reduzido ou força muscular do joelho (*i. e.*), componentes diferentes no interior do quadríceps e isquiossurais) ou, mais provavelmente, de reduzido controle ou força dos músculos abdutores e rotadores laterais do quadril. Conforme indicado na Figura 13-21, a fraqueza ou controle deficiente dos músculos abdutores e rotadores laterais do quadril permitem ao quadril (fêmur) assumir uma posição relativamente aduzida e rodada medialmente – cinemática que contribui fortemente para um joelho valgo e excessiva rotação lateral do joelho.

Além disso, mais pesquisas têm demonstrado que as mulheres aterrissam de um salto com os quadris e joelhos relativamente maiores em extensão do que os homens – frequentemente relatado como uma aterrissagem “mais rígida”.<sup>30</sup> Estudos eletromiográficos (EMG) também têm demonstrado consistentemente que as mulheres exibem uma maior razão de ativação quadríceps e isquiossurais comparada aos homens na aterrissagem ou imediatamente após.<sup>60,105,154,272</sup> Tem-se teorizado que a provável maior ativação do quadríceps nas mulheres aumenta a translação anterior da tíbia e, portanto, aumenta a tensão sobre o LCA, especialmente quando se aterrissa com o joelho próximo à extensão completa. A combinação desse cenário com uma inesperada carga valgo e rotação axial sobre

o joelho é uma situação potencialmente perigosa.

Parcialmente em resposta às pesquisas nesta área, os programas específicos de prevenção têm sido desenvolvidos com o objetivo de reduzir a lesão do LCA em atletas femininas, mais comumente para o futebol. Além do foco tradicional na melhora da força, da flexibilidade, do condicionamento aeróbico e das habilidades específicas do esporte, a maior parte dos programas incorpora componentes proprioceptivos e coordenação “neuromuscular” dentro do treinamento e de atividades de aquecimento.<sup>68</sup> Esses componentes incluem treinamento pliométrico de agilidade mais complexos e rigorosos, além da educação das atletas em técnicas de aterrissagem mais seguras. A esperança é que as atletas possam estabelecer um padrão de ativação muscular pré-aterrissagem que efetivamente estabilize-as contra um colapso catastrófico em valgo do joelho.<sup>30</sup>

A maior parte dos programas de prevenção do LCA para atletas femininas tem relatado uma diminuição no índice de lesões.<sup>73,89,155</sup> Embora os resultados sejam muito promissores, são necessárias pesquisas mais rigorosas para melhor compreender os mecanismos neuromuscular e biomecânico subjacentes à intervenção. Isso deve levar à melhora nas estratégias de prevenção e esperançosamente permitir que sejam dirigidas a um grupo mais amplo de atletas.

---

\* Referências 30, 72, 80, 103, 182, 249.

### **CONEXÃO CLÍNICA 13-3 Algumas Considerações Biomecânicas ao Realizar Exercícios para o Joelho após Reconstrução Cirúrgica do Ligamento Cruzado Anterior**

Em razão de um ligamento cruzado anterior (LCA) totalmente rompido não cicatrizar por si só, a reconstrução cirúrgica é



geralmente recomendada.<sup>15,228</sup> O reparo cirúrgico é justificado com base na importância funcional geral do LCA e no fato de que os joelhos com deficiência do LCA frequentemente mostram sinais de degeneração prematura.<sup>14</sup>

A reabilitação física é um componente essencial de um reparo do LCA bem-sucedido e volumes de materiais a respeito de diferentes protocolos de reabilitação física têm sido publicados. Os tópicos que têm recebido uma considerável atenção na literatura de pesquisa estão listados no quadro a seguir.<sup>15</sup> Um objetivo universal do tratamento na reabilitação pós-cirúrgica é aumentar a força, o controle e o padrão de ativação normal dos músculos do joelho. Teoricamente, alcançar esses objetivos aumenta a estabilidade muscular ao redor do joelho, o que ajuda a proteger o material enxertado, melhora a cinemática da marcha, protege contra uma nova lesão e limita a deterioração articular.

#### Tópicos Seleccionados de Interesse na Literatura sobre Reabilitação Pós-cirúrgica do LCA

- Movimento imediato *versus* tardio
- Descarga de peso imediata *versus* tardia
- Exercícios de cadeia cinética aberta *versus* fechada
- Estabilização
- Reabilitação domiciliar *versus* ambulatorial
- Estimulação elétrica neuromuscular *versus* contração muscular voluntária
- Especificidade da intensidade e do tipo de exercício
- Duração da reabilitação

Pesquisas consideráveis têm focado sobre a mudança da função muscular do joelho após lesão e reconstrução do LCA.<sup>271</sup> Um

aspecto é a relativamente persistente inibição, atrofia e fraqueza do quadríceps, afetando de forma potencialmente negativa a cinemática do joelho. Assim, o tratamento da fraqueza persistente do quadríceps é um elemento importante na reabilitação pós-cirúrgica.

Os clínicos devem ser capazes de delinear exercícios de fortalecimento que ofereçam resistência significativa para produzir hipertrofia da musculatura do quadríceps sem, simultaneamente, lesionar ou sobrecarregar um material cirurgicamente enxertado. O estresse excessivo poderia resultar em deformação permanente do enxerto ou ruptura da fixação do enxerto ao osso, afetando, portanto, a estabilidade do joelho e a eficácia da cirurgia. Em geral, a preocupação após algumas reconstruções do LCA é evitar situações de exercício nas quais uma forte contração do quadríceps possa produzir uma excessiva translação anterior da tibia (ou translação posterior do fêmur). Esta preocupação é em geral mais relevante durante o estágio mais inicial da reabilitação, quando um material de LCA enxertado é mais vulnerável à lesão ou ao hiperestiramento. Embora esse aspecto seja sempre uma preocupação, o grau de preocupação irá variar na dependência da história do paciente, do tempo desde a cirurgia, do tipo de enxerto ou cirurgia e do treinamento e filosofia do cirurgião ortopedista, do fisioterapeuta ou do preparador físico.

O princípio bipartite a seguir serve de base para compreender como a ativação dos músculos do joelho afeta o estiramento (portanto, tensão) sobre o LCA ou ao material de substituição enxertado: (1) *a tensão sobre o LCA aumenta à medida que a linha de força do quadríceps se opõe mais estreitamente à ação primária do ligamento*, e (2) *a quantidade de tensão do LCA é proporcional à magnitude da ativação muscular*. Conforme será descrito, a linha de força do músculo e a ação primária do LCA modificam-se conforme a função do ângulo de flexão do joelho.

Pelas razões previamente descritas, o fortalecimento do músculo

quadríceps é um componente importante da reabilitação pós-cirúrgica do LCA. Com o joelho em extensão completa, Herzog e Read relataram que a linha de força do quadríceps (tendão patelar) é de aproximadamente 20 graus em relação ao eixo longo da tibia (Fig. 13-41, A). Teoricamente, 34% da força produzida pelo quadríceps (seno de 20 graus) tracionaria a tibia anteriormente, opondo-se diretamente à ação primária do LCA. Um modelo matemático computadorizado construído, que utiliza diferentes dados, expande este conceito ao longo de uma amplitude de 80 graus de flexão ao fazer uma plotagem da tensão sobre o LCA produzida por forças geradas por contrações isoladas, submáximas do quadríceps e pela coativação combinada de ambos os músculos quadríceps e isquiossurais (Fig. 13-42).<sup>168</sup> Observe, neste modelo computadorizado, como a tensão sobre o LCA aumenta agudamente durante uma contração isolada do quadríceps entre 30 a 40 graus de flexão e extensão completa do joelho. A tensão no LCA é maior durante a contração do quadríceps com o joelho em extensão completa porque o joelho estendido produz um maior ângulo de inserção do tendão patelar na tuberosidade tibial (apresentado como 20 graus na Fig. 13-41, A). Embora não demonstrado no gráfico associado à Figura 13-42, deve estar claro que a tensão no LCA aumentaria proporcionalmente ao aumento na *magnitude* da força do músculo quadríceps. Teoricamente, na ausência de atividade do quadríceps, independentemente do ângulo do joelho, o LCA não estaria sujeito a uma carga de tensão significativa.

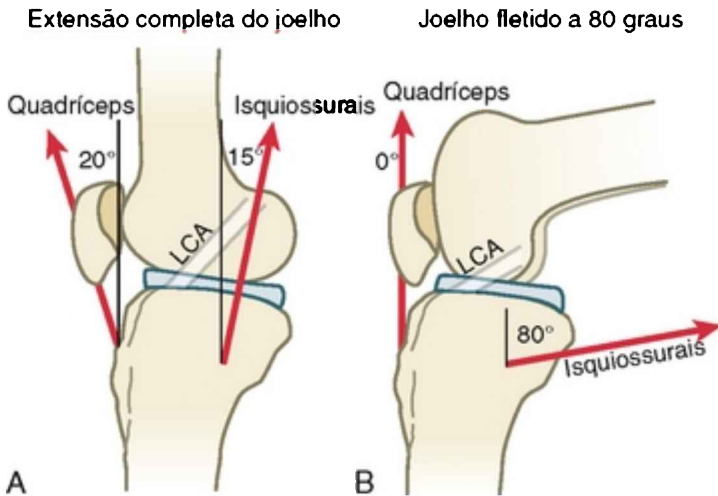


FIGURA 13-41 Linhas de força do quadríceps e dos isquiossurais em relação ao ligamento cruzado anterior (LCA) no joelho em extensão completa (A) e em 80 graus de flexão (B). Desenhos baseados nos dados da média obtida de cinco cadáveres, de acordo com o trabalho de Herzog e Read.<sup>88</sup> Observe que a modificação do ângulo articular altera intensamente a linha de força dos músculos e a orientação do LCA. Os ângulos de inserção dos músculos estão indicados em relação ao eixo longo da tíbia. Os ângulos são aproximados e os vetores não estão desenhados em escala.

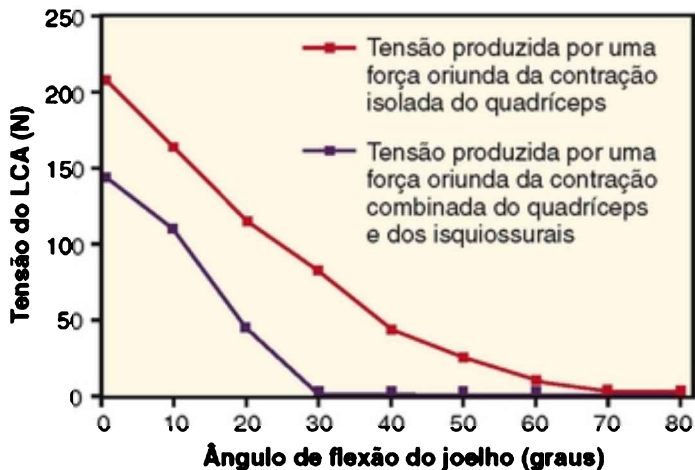


FIGURA 13-42 Relação entre a tensão no ligamento cruzado anterior (LCA) e o ângulo articular do joelho durante uma força submáxima produzida por (1) contração isolada do quadríceps e (2) contração combinada do quadríceps e dos isquiossurais. A força muscular combinada foi delineada para simular cocontração dos dois grupos de músculos.

*(Dados baseados no trabalho de Mesfar e Shirazi-Adl, utilizando um modelo finito tridimensional da totalidade da articulação do joelho, incluindo músculos e ligamentos.<sup>168</sup>)*

É importante observar na Figura 13-42 que a coativação tanto dos músculos quadríceps como dos isquiossurais nos últimos 20 a 30 graus de extensão reduz, porém não elimina, a força de translação anterior gerada pelo quadríceps. Nesses ângulos de articulação do joelho, a linha de tração dos isquiossurais possui uma forte tendência vertical, o que reduz sua capacidade para compensar totalmente a forte tração anterior do quadríceps sobre o LCA.

Os conceitos descritos nos parágrafos precedentes proporcionam fundamento para a recomendação dada a alguns pacientes de evitar exercícios que envolvam uma contração forte e isolada do quadríceps nas fases bem iniciais da reabilitação após reconstrução do LCA, especificamente nos últimos 30 a 40 graus de extensão. Por exemplo, geralmente se aconselha evitar a extensão completa da tibia em relação ao fêmur (joelho) na posição sentada, com os membros pendentes na borda da maca (via cadeia cinética aberta). Não apenas esse exercício requer uma contração *isolada* do quadríceps, mas as demandas de torque laterais impostas sobre ele são maiores na extensão completa do joelho. À medida que o joelho se aproxima e alcança a extensão completa, o músculo quadríceps precisa gerar uma força relativamente alta em um ângulo do joelho no qual a força muscular antagoniza ao máximo (estira) o LCA. Esse tipo de exercício, especialmente se realizado com carga externa significativa colocada próxima ao pé, irá gerar níveis relativamente altos de estresse no interior do LCA. Embora esse exercício possa ser

bem tolerado na fase tardia da reabilitação, ele deve, no entanto, ser realizado com precaução e com pleno conhecimento do efeito potencial sobre o LCA.

A biomecânica descrita anteriormente em relação à tensão relativa do quadríceps sobre o LCA muda consideravelmente quando analisada em uma maior flexão do joelho. Com o joelho flexionado a 80 graus, por exemplo, a linha de força do quadríceps está aproximadamente paralela ao eixo longitudinal da tíbia (Fig. 13-41, B). Praticamente *toda* a força gerada pelo quadríceps tracionará a tíbia superiormente contra o fêmur; nenhuma parte dela levaria a tíbia anteriormente contra o LCA. Como observado na Figura 13-42, a tensão do LCA resultante da contração isolada do quadríceps está próxima de zero nos ângulos do joelho maiores do que 70 graus de flexão. De importância, a *cocontração* tanto do quadríceps como dos isquiossurais teoricamente produz uma tensão zero no LCA nos ângulos do joelho maiores do que 30 graus de flexão. A ativação dos isquiossurais geralmente retira a carga sobre o LCA, especialmente quando o joelho está flexionado. A razão para isso é muito aparente no desenho do joelho fletido a 80 graus ilustrado na Figura 13-41, B. A linha de força dos músculos isquiossurais em 80 graus de flexão do joelho é de aproximadamente 80 graus ao eixo longo da tíbia. Nesta quantidade de flexão, 98% da força nos isquiossurais (baseada no seno de 80 graus) tracionaria a tíbia posteriormente, retirando efetivamente muito a carga (e afrouxando) do LCA.

Os exercícios que envolvam o fêmur em relação à tíbia (cadeia cinética fechada), em graus moderados de flexão do joelho, impõem níveis relativamente baixos e geralmente aceitáveis de tensão sobre o LCA.<sup>12,16,27</sup> Além de sua função natural, esses exercícios estão bem integrados aos protocolos de reabilitação do LCA porque eles requerem ativação do quadríceps em uma posição mais flexionada do joelho e requerem, naturalmente, coativação dos músculos quadríceps e isquiossurais. (Os músculos isquiossurais são essenciais

para o controle do movimento do quadril durante o agachamento, por exemplo.) Conforme enunciado anteriormente, a tensão sobre o LCA permanece em zero quando os músculos são coativados em uma posição acima de 30 graus de flexão.

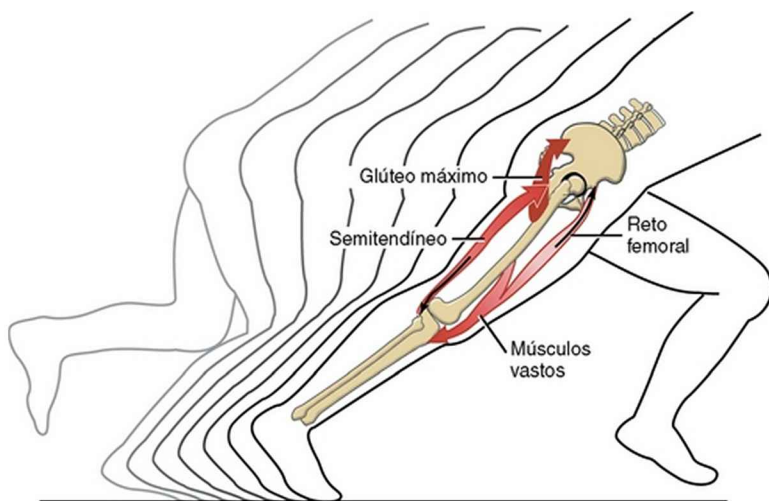
**Comentários Finais:** Esta Conexão Clínica descreve uma abordagem biomecânica para compreender como a ativação do quadríceps afeta o estresse e a tensão sobre o LCA. Em resumo, o estresse no LCA pode ser *minimizado* por exercícios ou atividades que (1) coativem o quadríceps e os isquiossurais nos ângulos de flexão do joelho maiores do que 30 graus e (2) demandem baixas forças do quadríceps, independentemente do ângulo do joelho. Embora estes princípios resumidos e os dados apresentados nas Figuras 13-41 e 13-42 sejam muito úteis, os clínicos precisam levar em consideração outras variáveis ao desenvolverem os tipos mais apropriados de exercícios para um dado paciente. Essas variáveis incluem as características específicas do paciente (ocupação, idade, saúde, nível de atividade etc.) e o tempo decorrido da cirurgia e o tipo de reconstrução cirúrgica. Nenhuma abordagem para desenvolver os exercícios de fortalecimento do quadríceps após reconstrução do LCA é melhor para todos os pacientes e todos os quadros clínicos.<sup>81,177,202,261,279</sup> Embora o tema dessa discussão tenha sido sobre compreender *como* limitar a tensão sobre o LCA de origem muscular, ela não se dirigiu a tópicos igualmente importantes como *quando* e a *extensão na qual* a tensão deve ser limitada. Em algum ponto do processo de reabilitação, a tensão no LCA (ou material enxertado) provavelmente facilita a cicatrização e é na verdade considerada terapêutica.<sup>265</sup> O clínico precisa continuamente ser desafiado a ajustar os protocolos de exercícios para a reabilitação pós-cirúrgica do LCA, à medida que novas pesquisas sobre biomecânica, cirurgia, propriedades materiais do LCA e os materiais de substituição continuem a emergir.

## CONEXÃO CLÍNICA 13-4 Sinergia entre Músculos Monoarticulares e Biarticulares do Quadril e Joelho

**COMBINAÇÕES TÍPICAS DE MOVIMENTO: EX-TENSÃO DO QUADRIL E DO JOELHO OU FLEXÃO DO QUADRIL E DO JOELHO:** Muitos movimentos realizados pelas extremidades inferiores envolvem as ações cíclicas de extensão ou flexão do quadril e do joelho. Estes padrões de movimento são componentes fundamentais da marcha, da corrida, do salto e da escalada. A extensão do quadril e do joelho propulsiona o corpo para frente ou para cima. Por outro lado, a flexão avança ou oscila o membro inferior ou é utilizada para lentamente abaixar o corpo em direção ao solo. Esses movimentos são controlados, em parte, através de uma quantidade de sinergia de músculos monoarticulares e poliarticulares, muitos dos quais cruzam o quadril e o joelho.

A Figura 13-43 mostra uma interação dos músculos durante a fase de extensão do quadril e do joelho na corrida. O vasto e o glúteo máximo – dois músculos monoarticulares – estão ativos sinergicamente, juntamente com os músculos biarticulares semitendíneo e reto femoral. O vasto do quadríceps e o semitendíneo estão eletricamente ativos, ainda que seu torque no joelho favoreça a *extensão*. Isso ocorre porque a contração dos músculos vastos se sobrepõe aos efeitos de contração do semitendíneo. Como consequência, a tensão armazenada no alongamento forçado do semitendíneo através do joelho é utilizada para auxiliar na extensão ativa do quadril. No movimento combinado de extensão do quadril e do joelho, o músculo semitendíneo (quando considerado como um todo) estende o quadril; porém, na verdade contrai ou encurta uma distância relativamente curta. Em virtude da baixa excursão da contração, a velocidade de contração é também baixa quando considerada sob uma variação de tempo similar.





**FIGURA 13-43** As ações de diversos músculos mono e biarticulares são ilustradas durante a fase de extensão do quadril e do joelho na corrida. Observe que os músculos vastos estendem o joelho, que, então, alongam a porção distal do semitendíneo. O glúteo máximo estende o quadril, que estira a extremidade proximal do reto femoral. Os músculos biarticulares estirados estão sinalizados através de delgadas setas pretas. O estiramento imposto sobre os músculos biarticulares ativos reduz a taxa e a quantidade de sua contração total. (Consulte o texto para maiores detalhes.)

A ação do músculo semitendíneo, conforme descrito, favorece a produção de força relativamente alta por nível da condução nervosa ou esforço. A base fisiológica para esta ação muscular eficiente repousa sobre as relações de força-velocidade e do comprimento-tensão do músculo (Cap. 3). Considere inicialmente o efeito da velocidade muscular sobre a produção de força no músculo. A força muscular por nível de esforço aumenta de forma aguda à medida que a velocidade da contração é reduzida. Como um exemplo, uma contração muscular de 6,3% de sua velocidade de encurtamento máximo produz uma força de aproximadamente 75% da sua capacidade máxima. Ao diminuir a velocidade de contração para apenas 2,2% do máximo (em outras palavras, muito próxima da isométrica), o débito de força aumenta a 90% do máximo.<sup>75</sup> No

movimento de extensão do quadril e do joelho, os músculos vastos, ao estenderem o joelho, aumentam indiretamente a força de extensão do quadril ao reduzirem a velocidade de contração do semitendíneo.

Considere, a seguir, o efeito do comprimento muscular sobre a força passiva produzida no interior de um músculo biarticular. Baseada na relação comprimento passivo-tensão do músculo, a resistência interna ou força no interior de um músculo como, por exemplo, o semitendíneo, aumenta à medida que ele é alongado. A força passiva criada no interior do semitendíneo alongado através do joelho estendido, neste exemplo em particular, é “reciclada” e utilizada para ajudar na extensão do quadril. Desta forma, o semitendíneo – assim como todos os isquiossurais biarticulares – funciona como um “transdutor” ao transferir para o quadril que se estende a força produzida pelos músculos vastos em contração.

Durante a extensão ativa do quadril e do joelho, o glúteo máximo e o reto femoral possuem uma relação similar àquela descrita entre os músculos vastos e o semitendíneo. Essencialmente, o glúteo máximo aumenta a força de extensão do joelho por sua influência dominante sobre a extensão do quadril. Essa dominância, por sua vez, alonga o reto femoral ativado. Neste exemplo, o reto femoral é o transdutor biarticular, transferindo a força do glúteo máximo para a extensão do joelho. Um resumo dessa e de outras interações musculares utilizadas durante a flexão do quadril e do joelho estão listadas na Tabela 13-7.

**TABELA 13-7** Exemplos de Sinergias Musculares no Quadril e no Joelho

	Músculo(s) Monoarticular(es)	Ação	Transdutor(es) Biarticular(es)	Ação Aumentada
Extensão ativa do quadril e do joelho	Vastos Glúteo máximo	Extensão do joelho Extensão do quadril	Isquiossurais Reto femoral	Extensão do quadril Extensão do joelho
Flexão ativa do quadril e do joelho	Iliopsoas Bíceps femoral (cabeça curta), poplíteo	Flexão do quadril Flexão do joelho	Isquiossurais Reto femoral	Flexão do joelho Flexão do quadril

Modificado de Leiber RL.: *Skeletal muscle: structure and function*, Baltimore, 1992, Williams & Wilkins.

A independência funcional entre os músculos extensores do quadril e do joelho e, entre os músculos flexores do quadril e do joelho, deve ser considerada na avaliação das atividades funcionais que requeiram estas combinações de movimentos ativos. Por exemplo, considere os movimentos combinados de extensão do quadril e do joelho requeridos para ficar de pé a partir da posição sentada. A fraqueza dos músculos vastos poderia indiretamente causar uma dificuldade na extensão do quadril, enquanto a fraqueza do glúteo máximo poderia indiretamente causar um déficit na extensão do joelho. Programas de fortalecimento podem ser benéficos ao desenvolverem desafios resistivos que incorporem esta sinergia natural entre os músculos. Considere também alguém com dor articular patelofemoral durante contração ativa do quadríceps. Encorajar esta pessoa a ativar seus músculos extensores do quadril para auxiliar na extensão do joelho pode reduzir as demandas ativas impostas sobre o quadríceps, baixando potencialmente a força de compressão imposta sobre a articulação patelofemoral.

**COMBINAÇÕES DE MOVIMENTOS ATÍPICOS: FLEXÃO DO QUADRIL E EXTENSÃO DO JOELHO OU EXTENSÃO DO QUADRIL E FLEXÃO DO JOELHO:** Considere os padrões de movimento ativo do quadril e do joelho que estão “defasados” com os padrões de movimento mais típicos descritos anteriormente. A flexão do quadril pode ocorrer com a extensão do joelho (Fig. 13-44, A) ou a extensão do quadril pode ocorrer com a flexão do joelho (Fig. 13-44, B). As consequências fisiológicas desses movimentos são muito diferentes daquelas descritas na Figura 13-43. Na Figura 13-44, A, o reto femoral biarticular precisa encurtar em uma distância

maior, e com velocidade relativamente alta, de forma a simultaneamente flexionar o quadril e estender o joelho. Mesmo com esforço máximo, a extensão ativa do joelho geralmente é limitada durante esta ação. Com base nas relações de comprimento-tensão e de força-velocidade muscular, o reto femoral não é capaz de desenvolver a força extensora máxima do joelho. Os isquiossurais biarticulares também estão hiperestendidos através tanto do quadril como do joelho, resistindo, portanto, passivamente à extensão do joelho.

## Flexão do quadril e extensão do joelho

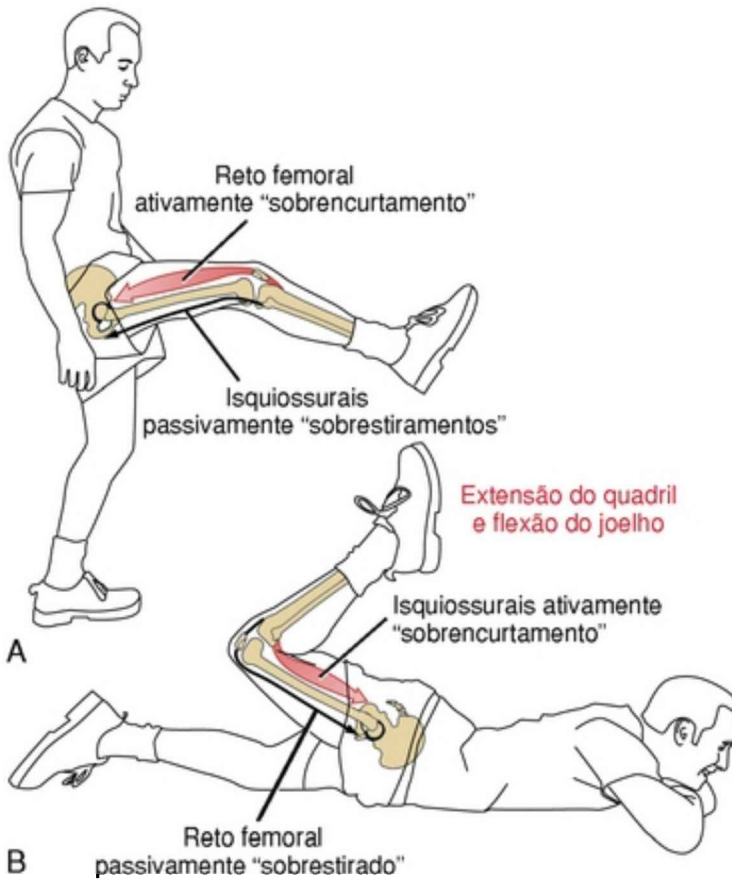


FIGURA 13-44 Movimentos de (A) flexão do quadril e extensão do joelho e (B) extensão do quadril e flexão do joelho. Em ambos os movimentos, a contração quase máxima dos músculos biarticulares (*em vermelho*) provoca um alongamento quase máximo dos músculos antagonistas (*setas pretas*).

A situação descrita na Figura 13-44, A, também se aplica ao movimento ilustrado na Figura 13-44, B. Os isquiossurais biarticulares precisam contrair para um comprimento muito curto – um movimento que é geralmente acompanhado por câimbra. Além

disso, o reto femoral biarticular é hiperestendido tanto pelo quadril como pelo joelho, resistindo, assim, passivamente, à flexão do joelho. Por ambas as razões, a força de flexão do joelho e a amplitude de movimento estão geralmente limitadas pelo movimento defasado.

Os movimentos atípicos ilustrados na Figura 13-44 podem ter um propósito útil. Considere a ação de chutar uma bola. A energia elástica é armazenada no reto femoral estirado pelo movimento combinado preparatório de extensão do quadril e flexão do joelho. O ato de chutar uma bola envolve uma contração rápida e quase completa do reto femoral para simultaneamente flexionar o quadril e estender o joelho. O objetivo desta ação é dissipar *toda* a força no reto femoral o mais rapidamente possível. Em contraste, atividades como caminhar, correr ou pedalar utilizam os músculos biarticulares de forma que as forças sejam desenvolvidas mais lentamente e de forma repetitiva ou cíclica. Nesses exemplos, as mudanças de comprimento no reto femoral e no semitendíneo, por exemplo, são relativamente pequenas ao longo de uma porção muito maior do ciclo de ativação (como demonstra a Fig. 13-43). Dessa forma, os músculos evitam ciclos repetitivos de armazenamento e a liberação imediata de quantidades relativamente grandes de energia. Níveis mais moderados de forças ativas e passivas são cooperativamente partilhadas entre os músculos que otimizam a eficiência metabólica do movimento.

## REFERÊNCIAS

---

- 1 Amis AA. Current concepts on anatomy and biomechanics of patellar stability. *Sports Med Arthrosc Rev.* 2007;15:48-56.
- 2 Amis AA, Bull AM, Gupte CM, et al. Biomechanics of the PCL and related structures: posterolateral, posteromedial and meniscolfemoral

- ligaments. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2003;11:271-281.
- 3 Amis AA, Firer P, Mountney J, et al. Anatomy and biomechanics of the medial patellofemoral ligament. *Knee.* 2003;10:215-220.
  - 4 Amis AA, Senavongse W, Bull AM. Patellofemoral kinematics during knee flexion-extension: an in vitro study. *J Orthop Res.* 2006;24:2201-2211.
  - 5 Andrade JR, Grant C, Dixon AS. Joint distension and reflex muscle inhibition in the knee. *J Bone Joint Surg Am.* 1965;47:313-322.
  - 6 Andriacchi TP, Birac D. Functional testing in the anterior cruciate ligament-deficient knee. *Clin Orthop Relat Res.* 1993;288:40-47.
  - 7 Arendt E, Dick R. Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer. NCAA data and review of literature. *Am J Sports Med.* 1995;23:694-701.
  - 8 Armour T, Forwell L, Litchfield R, et al. Isokinetic evaluation of internal/external tibial rotation strength after the use of hamstring tendons for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2004;32:1639-1643.
  - 9 Arneja S, McConkey MO, Mulpuri K, et al. Graft tensioning in anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review of randomized controlled trials. *Arthroscopy.* 2009;25:200-207.
  - 10 Besier TF, Draper CE, Gold GE, et al. Patellofemoral joint contact area increases with knee flexion and weight-bearing. *J Orthop Res.* 2005;23:345-350.
  - 11 Besier TF, Gold GE, Beaupré GS, Delp SL. A modeling framework to estimate patellofemoral joint cartilage stress in vivo. *Med Sci Sports Exerc.* 2005;37:1924-1930.
  - 12 Beynnon BD, Fleming BC. Anterior cruciate ligament strain in-vivo: a review of previous work. *J Biomech.* 1998;31:519-525.
  - 13 Beynnon BD, Fleming BC, Johnson RJ, et al. Anterior cruciate ligament strain behavior during rehabilitation exercises in vivo. *Am J Sports Med.* 1995;23:24-34.

- 14 Beynnon BD, Johnson RJ, Abate JA, et al. Treatment of anterior cruciate ligament injuries, part 1. *Am J Sports Med.* 2005;33:1579-1602.
- 15 Beynnon BD, Johnson RJ, Abate JA, et al. Treatment of anterior cruciate ligament injuries, part 2. *Am J Sports Med.* 2005;33:1751-1767.
- 16 Beynnon BD, Johnson RJ, Fleming BC, et al. The strain behavior of the anterior cruciate ligament during squatting and active flexion-extension. A comparison of an open and a closed kinetic chain exercise. *Am J Sports Med.* 1997;25:823-829.
- 17 Bicos J, Fulkerson JP, Amis A. Current concepts review: the medial patellofemoral ligament. *Am J Sports Med.* 2007;35:484-492.
- 18 Bizzini M, Childs JD, Piva SR, Delitto A. Systematic review of the quality of randomized controlled trials for patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2003;33:4-20.
- 19 Boden BP, Dean GS, Feagin JAJr, Garrett WEJr. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics.* 2000;23:573-578.
- 20 Bohannon RW, Gajdosik RL, LeVeau BF. Isokinetic knee flexion and extension torque in the upright sitting and semireclined sitting positions. *Phys Ther.* 1986;66:1083-1086.
- 21 Boling MC, Bolgla LA, Mattacola CG, et al. Outcomes of a weight-bearing rehabilitation program for patients diagnosed with patellofemoral pain syndrome. *Arch Phys Med Rehabil.* 2006;87:1428-1435.
- 22 Boynton MD, Tietjens BR. Long-term followup of the untreated isolated posterior cruciate ligament-deficient knee. *Am J Sports Med.* 1996;24:306-310.
- 23 Bruce WD, Stevens PM. Surgical correction of miserable malalignment syndrome. *J Pediatr Orthop.* 2004;24:392-396.
- 24 Buford WLJr, Ivey FMJr, Malone JD, et al. Muscle balance at the knee—moment arms for the normal knee and the ACL-minus knee. *IEEE Trans Rehabil Eng.* 1997;5:367-379.



- 25 Buford WLJr, Ivey FMJr, Nakamura T, et al. Internal/external rotation moment arms of muscles at the knee: moment arms for the normal knee and the ACL-deficient knee. *Knee*. 2001;8:293-303.
- 26 Butler DL, Noyes FR, Grood ES. Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. A biomechanical study. *J Bone Joint Surg Am*. 1980;62:259-270.
- 27 Bynum EB, Barrack RL, Alexander AH. Open versus closed chain kinetic exercises after anterior cruciate ligament reconstruction. A prospective randomized study. *Am J Sports Med*. 1995;23:401-406.
- 28 Calmels PM, Nellen M, van dBI, et al. Concentric and eccentric isokinetic assessment of flexor-extensor torque ratios at the hip, knee, and ankle in a sample population of healthy subjects. *Arch Phys Med Rehabil*. 1997;78:1224-1230.
- 29 Campbell SE, Sanders TG, Morrison WB. MR imaging of meniscal cysts: incidence, location, and clinical significance. *AJR Am J Roentgenol*. 2001;177:409-413.
- 30 Chappell JD, Creighton RA, Giuliani C, et al. Kinematics and electromyography of landing preparation in vertical stop-jump: risks for noncontact anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med*. 2007;35:235-241.
- 31 Chappell JD, Yu B, Kirkendall DT, Garrett WE. A comparison of knee kinetics between male and female recreational athletes in stop-jump tasks. *Am J Sports Med*. 2002;30:261-267.
- 32 Chhabra A, Starman JS, Ferretti M, et al. Anatomic, radiographic, biomechanical, and kinematic evaluation of the anterior cruciate ligament and its two functional bundles. *J Bone Joint Surg Am*. 2006;88(Suppl 4):2-10.
- 33 Clancy WGJr, Sutherland TB. Combined posterior cruciate ligament injuries. *Clin Sports Med*. 1994;13:629-647.
- 34 Cochrane JL, Lloyd DG, Buttfeld A, et al. Characteristics of anterior

cruciate ligament injuries in Australian football. *J Sci Med Sport*. 2007;10:96-104.

- 35 Cole BJ, Dennis MG, Lee SJ, et al. Prospective evaluation of allograft meniscus transplantation: a minimum 2-year follow-up. *Am J Sports Med*. 2006;34:919-927.
- 36 Coqueiro KR, Bevilaqua-Grossi D, Bérzin F, et al. Analysis on the activation of the VMO and VLL muscles during semisquat exercises with and without hip adduction in individuals with patellofemoral pain syndrome. *J Electromyogr Kinesiol*. 2005;15:596-603.
- 37 Covey DC, Sapega AA, Riffenburgh RH. The effects of sequential sectioning of defined posterior cruciate ligament fiber regions on translational knee motion. *Am J Sports Med*. 2008;36:480-486.
- 38 Crenshaw SJ, Pollo FE, Calton EF. Effects of lateral-wedged insoles on kinetics at the knee. *Clin Orthop Relat Res*. 2000;375:185-192.
- 39 Crossley K, Bennell K, Green S, et al. Physical therapy for patellofemoral pain: a randomized, double-blinded, placebo-controlled trial. *Am J Sports Med*. 2002;30:857-865.
- 40 Crossley K, Bennell K, Green S, McConnell J. A systematic review of physical interventions for patellofemoral pain syndrome. *Clin J Sport Med*. 2001;11:103-110.
- 41 Csintalan RP, Schulz MM, Woo J, et al. Gender differences in patellofemoral joint biomechanics. *Clin Orthop Relat Res*. 2002;402:260-269.
- 42 deAndrade JR, Grant C, Dixon ASJ. Joint distension and reflex muscle inhibition in the knee. *J Bone Joint Surg Am*. 1965;47:313-322.
- 43 DeFrate LE, Gill TJ, Li G. In vivo function of the posterior cruciate ligament during weightbearing knee flexion. *Am J Sports Med*. 2004;32:1923-1928.
- 44 DeHaven KE, Lintner DM. Athletic injuries: comparison by age, sport, and gender. *Am J Sports Med*. 1986;14:218-224.

- 45 DeMorat G, Weinhold P, Blackburn T, et al. Aggressive quadriceps loading can induce noncontact anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med.* 2004;32:477-483.
- 46 Dupont JY. Synovial plicae of the knee. Controversies and review. *Clin Sports Med.* 1997;16:87-122.
- 47 Eckstein F, Wirth W, Hudelmaier M, et al. Patterns of femorotibial cartilage loss in knees with neutral, varus, and valgus alignment. *Arthritis Rheum.* 2008;59:1563-1570.
- 48 Edwards A, Bull AM, Amis AA. The attachments of the anteromedial and posterolateral fibre bundles of the anterior cruciate ligament: Part 1: tibial attachment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2007;15:1414-1421.
- 49 Edwards A, Bull AM, Amis AA. The attachments of the anteromedial and posterolateral fibre bundles of the anterior cruciate ligament. Part 2: femoral attachment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2008;16:29-36.
- 50 Elias JJ, Kilambi S, Goerke DR, Cosgarea AJ. Improving vastus medialis obliquus function reduces pressure applied to lateral patellofemoral cartilage. *J Orthop Res.* 2009;27:578-583.
- 51 Englund M, Guermazi A, Roemer FW, et al. Meniscal tear in knees without surgery and the development of radiographic osteoarthritis among middle-aged and elderly persons: The Multicenter Osteoarthritis Study. *Arthritis Rheum.* 2009;60:831-839.
- 52 Englund M, Roos EM, Lohmander LS. Impact of type of meniscal tear on radiographic and symptomatic knee osteoarthritis: a sixteen-year followup of meniscectomy with matched controls. *Arthritis Rheum.* 2003;48:2178-2187.
- 53 Escamilla RF, Fleisig GS, Zheng N, et al. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. *Med Sci Sports Exerc.* 1998;30:556-569.

- 54 Feipel V, Simonnet ML, Rooze M. The proximal attachments of the popliteus muscle: a quantitative study and clinical significance. *Surg Radiol Anat.* 2003;25:58-63.
- 55 Feller JA, Amis AA, Andrish JT, et al. Surgical biomechanics of the patellofemoral joint. *Arthroscopy.* 2007;23:542-553.
- 56 Ferretti M, Levicoff EA, Macpherson TA, et al. The fetal anterior cruciate ligament: an anatomic and histologic study. *Arthroscopy.* 2007;23:278-283.
- 57 Fithian DC, Paxton EW, Stone ML, et al. Epidemiology and natural history of acute patellar dislocation. *Am J Sports Med.* 2004;32:1114-1121.
- 58 Fleming BC, Ohlén G, Renström PA, et al. The effects of compressive load and knee joint torque on peak anterior cruciate ligament strains. *Am J Sports Med.* 2003;31:701-707.
- 59 Fleming BC, Renstrom PA, Beynon BD, et al. The effect of weightbearing and external loading on anterior cruciate ligament strain. *J Biomech.* 2001;34:163-170.
- 60 Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Med Sci Sports Exerc.* 2003;35:1745-1750.
- 61 Franz JR, Dicharry J, Riley PO, et al. The influence of arch supports on knee torques relevant to knee osteoarthritis. *Med Sci Sports Exerc.* 2008;40:913-917.
- 62 Fredericson M, Yoon K. Physical examination and patellofemoral pain syndrome. *Am J Phys Med Rehabil.* 2006;85:234-243.
- 63 Fukuda Y, Woo SL, Loh JC, et al. A quantitative analysis of valgus torque on the ACL: a human cadaveric study. *J Orthop Res.* 2003;21:1107-1112.
- 64 Fulkerson JP. Diagnosis and treatment of patients with patellofemoral pain. *Am J Sports Med.* 2002;30:447-456.

- 65 Fulkerson JP, Hungerford DS. Disorders of the patellofemoral joint, 2nd ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1990.
- 66 Fulkerson JP, Tennant R, Jaivin JS, Grunnet M. Histologic evidence of retinacular nerve injury associated with patellofemoral malalignment. *Clin Orthop Relat Res.* 1985;197:196-205.
- 67 Gehring D, Melnyk M, Gollhofer A. Gender and fatigue have influence on knee joint control strategies during landing. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2009;24:82-87.
- 68 Gilchrist J, Mandelbaum BR, Melancon H, et al. A randomized controlled trial to prevent noncontact anterior cruciate ligament injury in female collegiate soccer players. *Am J Sports Med.* 2008;36:1476-1483.
- 69 Gill TJ, DeFrate LE, Wang C, et al. The biomechanical effect of posterior cruciate ligament reconstruction on knee joint function. Kinematic response to simulated muscle loads. *Am J Sports Med.* 2003;31:530-536.
- 70 Goodfellow J, Hungerford DS, Zindel M. Patello-femoral joint mechanics and pathology. 1. Functional anatomy of the patello-femoral joint. *J Bone Joint Surg Br.* 1976;58:287-290.
- 71 Grace TG, Sweetser ER, Nelson MA, et al. Isokinetic muscle imbalance and knee-joint injuries. A prospective blind study. *J Bone Joint Surg Am.* 1984;66:734-740.
- 72 Griffin LY, Agel J, Albohm MJ, et al. Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. *J Am Acad Orthop Surg.* 2000;8:141-150.
- 73 Griffin LY, Albohm MJ, Arendt EA, et al. Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: a review of the Hunt Valley II meeting, January 2005. *Am J Sports Med.* 2006;34:1512-1532.
- 74 Griffith CJ, Wijdicks CA, LaPrade RF, et al. Force measurements on the

posterior oblique ligament and superficial medial collateral ligament proximal and distal divisions to applied loads. *Am J Sports Med.* 2009;37:140-148.

- 75 Gross MT, Foxworth JL. The role of foot orthoses as an intervention for patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2003;33:661-670.
- 76 Gupte CM, Bull AM, Thomas RD, Amis AA. A review of the function and biomechanics of the meniscomfemoral ligaments. *Arthroscopy.* 2003;19:161-171.
- 77 Gupte CM, Smith A, Jamieson N, et al. Meniscomfemoral ligaments—structural and material properties. *J Biomech.* 2002;35:1623-1629.
- 78 Gupte CM, Smith A, McDermott ID, et al. Meniscomfemoral ligaments revisited. Anatomical study, age correlation and clinical implications. *J Bone Joint Surg Br.* 2002;84:846-851.
- 79 Gwinn DE, Wilckens JH, McDevitt ER, et al. The relative incidence of anterior cruciate ligament injury in men and women at the United States Naval Academy. *Am J Sports Med.* 2000;28:98-102.
- 80 Hashemi J, Chandrashekar N, Mansouri H, et al. The human anterior cruciate ligament: sex differences in ultrastructure and correlation with biomechanical properties. *J Orthop Res.* 2008;26:945-950.
- 81 Heijne A, Fleming BC, Renstrom PA, et al. Strain on the anterior cruciate ligament during closed kinetic chain exercises. *Med Sci Sports Exerc.* 2004;36:935-941.
- 82 Heino BJ, Powers CM. Patellofemoral stress during walking in persons with and without patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc.* 2002;34:1582-1593.
- 83 Hemmerich A, Brown H, Smith S, et al. Hip, knee, and ankle kinematics of high range of motion activities of daily living. *J Orthop Res.* 2006;24:770-781.
- 84 Herrington L. The difference in a clinical measure of patella lateral position between individuals with patellofemoral pain and matched

- controls. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38:59-62.
- 85 Herrington L, Al-Sherhi A. A controlled trial of weight-bearing versus non-weight-bearing exercises for patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007;37:155-160.
- 86 Herrington L, Malloy S, Richards J. The effect of patella taping on vastus medialis oblique and vastus lateralis EMG activity and knee kinematic variables during stair descent. *J Electromyogr Kinesiol.* 2005;15:604-607.
- 87 Herrington L, Nester C. Q-angle undervalued? The relationship between Q-angle and medio-lateral position of the patella. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2004;19:1070-1073.
- 88 Herzog W, Read LJ. Lines of action and moment arms of the major force-carrying structures crossing the human knee joint. *J Anat.* 1993;182:213-230.
- 89 Hewett TE, Ford KR, Myer GD. Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 2, a meta-analysis of neuromuscular interventions aimed at injury prevention. *Am J Sports Med.* 2006;34:490-498.
- 90 Hewett TE, Myer GD, Ford KR. Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 1, mechanisms and risk factors. *Am J Sports Med.* 2006;34:299-311.
- 91 Hewett TE, Myer GD, Ford KR, et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *Am J Sports Med.* 2005;33:492-501.
- 92 Hewett TE, Zazulak BT, Myer GD, Ford KR. A review of electromyographic activation levels, timing differences, and increased anterior cruciate ligament injury incidence in female athletes. *Br J Sports Med.* 2005;39:347-350.
- 93 Hinman RS, Bennell KL, Metcalf BR, Crossley KM. Temporal activity of

vastus medialis obliquus and vastus lateralis in symptomatic knee osteoarthritis. *Am J Phys Med Rehabil.* 2002;81:684-690.

- 94 Hinman RS, Payne C, Metcalf BR, et al. Lateral wedges in knee osteoarthritis: what are their immediate clinical and biomechanical effects and can these predict a three-month clinical outcome? *Arthritis Rheum.* 2008;59:408-415.
- 95 Höher J, Harner CD, Vogrin TM, et al. In situ forces in the posterolateral structures of the knee under posterior tibial loading in the intact and posterior cruciate ligament-deficient knee. *J Orthop Res.* 1998;16:675-681.
- 96 Höher J, Vogrin TM, Woo SL, et al. In situ forces in the human posterior cruciate ligament in response to muscle loads: a cadaveric study. *J Orthop Res.* 1999;17:763-768.
- 97 Hollister AM, Jatana S, Singh AK, et al. The axes of rotation of the knee. *Clin Orthop Relat Res.* 1993;290:259-268.
- 98 Hollman JH, Ginos BE, Kozuchowski J, et al. Relationships between knee valgus, hip-muscle strength, and hip-muscle recruitment during a single-limb step-down. *J Sport Rehabil.* 2009;18:104-117.
- 99 Hootman JM, Dick R, Agel J. Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: summary and recommendations for injury prevention initiatives. *J Athl Train.* 2007;42:311-319.
- 100 Horton MG, Hall TL. Quadriceps femoris muscle angle: normal values and relationships with gender and selected skeletal measures. *Phys Ther.* 1989;69:897-901.
- 101 Hoy MG, Zajac FE, Gordon ME. A musculoskeletal model of the human lower extremity: the effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee, and ankle. *J Biomech.* 1990;23:157-169.
- 102 Huberti HH, Hayes WC. Patellofemoral contact pressures. The influence of Q-angle and tendofemoral contact. *J Bone Joint Surg Am.*



1984;66:715-724.

- 103 Hughes G, Watkins J. A risk-factor model for anterior cruciate ligament injury. *Sports Med.* 2006;36:411-428.
- 104 Hunt MA, Birmingham TB, Giffin JR, Jenkyn TR. Associations among knee adduction moment, frontal plane ground reaction force, and lever arm during walking in patients with knee osteoarthritis. *J Biomech.* 2006;39:2213-2220.
- 105 Huston LJ, Greenfield ML, Wojtys EM. Anterior cruciate ligament injuries in the female athlete. Potential risk factors. *Clin Orthop Relat Res.* 2000;372:50-63.
- 106 Inman VT, Saunders JB. Referred pain from skeletal structures. *J Nerv Ment Dis.* 1944;99:660-667.
- 107 Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Hip strength in females with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2003;33:671-676.
- 108 Isaac DL, Beard DJ, Price AJ, et al. In-vivo sagittal plane knee kinematics: ACL intact, deficient and reconstructed knees. *Knee.* 2005;12:25-31.
- 109 Ishii Y, Terajima K, Terashima S, Koga Y. Three-dimensional kinematics of the human knee with intracortical pin fixation. *Clin Orthop Relat Res.* 1997;343:144-150.
- 110 Janousek AT, Jones DG, Clatworthy M, et al. Posterior cruciate ligament injuries of the knee joint. *Sports Med.* 1999;28:429-441.
- 111 Johnson F, Leitz S, Waugh W. The distribution of load across the knee. A comparison of static and dynamic measurements. *J Bone Joint Surg Br.* 1980;62:346-349.
- 112 Johnston LB, Gross MT. Effects of foot orthoses on quality of life for individuals with patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2004;34:440-448.
- 113 Jordaan G, Schweltnus MP. The incidence of overuse injuries in

- military recruits during basic military training. *Mil Med.* 1994;159:421-426.
- 114 Jordan SS, DeFrate LE, Nha KW, et al. The in vivo kinematics of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament during weightbearing knee flexion. *Am J Sports Med.* 2007;35:547-554.
- 115 Kan JH, Heemskerk AM, Ding Z, et al. DTI-based muscle fiber tracking of the quadriceps mechanism in lateral patellar dislocation. *J Magn Reson Imaging.* 2009;29:663-670.
- 116 Katchburian MV, Bull AM, Shih YF, et al. Measurement of patellar tracking: assessment and analysis of the literature. *Clin Orthop Relat Res.* 2003;412:241-259.
- 117 Kaufer H. Mechanical function of the patella. *J Bone Joint Surg Am.* 1971;53:1551-1560.
- 118 Kellis E, Baltzopoulos V. In vivo determination of the patella tendon and hamstrings moment arms in adult males using videofluoroscopy during submaximal knee extension and flexion. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1999;14:118-124.
- 119 Kennedy JC, Alexander IJ, Hayes KC. Nerve supply of the human knee and its functional importance. *Am J Sports Med.* 1982;10:329-335.
- 120 Kernozek TW, Ragan RJ. Estimation of anterior cruciate ligament tension from inverse dynamics data and electromyography in females during drop landing. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2008;23:1279-1286.
- 121 Kernozek TW, Torry MR, Iwasaki M. Gender differences in lower extremity landing mechanics caused by neuromuscular fatigue. *Am J Sports Med.* 2008;36:554-565.
- 122 Kerrigan DC, Lelas JL, Goggins J, et al. Effectiveness of a lateral-wedge insole on knee varus torque in patients with knee osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002;83:889-893.
- 123 Kessler MA, Glaser C, Tittel S, et al. Volume changes in the menisci and

- articular cartilage of runners: an in vivo investigation based on 3-D magnetic resonance imaging. *Am J Sports Med.* 2006;34:832-836.
- 124 Kim YC, Yoo WK, Chung IH, et al. Tendinous insertion of semimembranosus muscle into the lateral meniscus. *Surg Radiol Anat.* 1997;19:365-369.
- 125 Kiriyaama S, Sato H, Takahira N. Gender differences in rotation of the shank during single-legged drop landing and its relation to rotational muscle strength of the knee. *Am J Sports Med.* 2009;37:168-174.
- 126 Koh TJ, Grabiner MD, De Swart RJ. In vivo tracking of the human patella. *J Biomech.* 1992;25:637-643.
- 127 Krevolin JL, Pandy MG, Pearce JC. Moment arm of the patellar tendon in the human knee. *J Biomech.* 2004;37:785-788.
- 128 Krosshaug T, Nakamae A, Boden BP, et al. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: video analysis of 39 cases. *Am J Sports Med.* 2007;35:359-367.
- 129 Kubo K, Ohgo K, Takeishi R, et al. Effects of series elasticity on the human knee extension torque-angle relationship in vivo. *Res Q Exerc Sport.* 2006;77:408-416.
- 130 Kulig K, Andrews JG, Hay JG. Human strength curves. *Exert Sport Sci Rev.* 1984;12:417-466.
- 131 Kumagai M, Mizuno Y, Mattessich SM, et al. Posterior cruciate ligament rupture alters in vitro knee kinematics. *Clin Orthop Relat Res.* 2002;395:241-248.
- 132 Kuroda R, Kambic H, Valdevit A, Andrich JT. Articular cartilage contact pressure after tibial tuberosity transfer. A cadaveric study. *Am J Sports Med.* 2001;29:403-409.
- 133 Lafortune MA, Cavanagh PR, Sommer HJ3rd, Kalenak A. Three-dimensional kinematics of the human knee during walking. *J Biomech.* 1992;25:347-357.
- 134 Laprade J, Lee R. Real-time measurement of patellofemoral kinematics

in asymptomatic subjects. *Knee*. 2005;12:63-72.

- 135 LaPrade RF, Tso A, Wentorf FA. Force measurements on the fibular collateral ligament, popliteofibular ligament, and popliteus tendon to applied loads. *Am J Sports Med*. 2004;32:1695-1701.
- 136 Lautamies R, Harilainen A, Kettunen J, et al. Isokinetic quadriceps and hamstring muscle strength and knee function 5 years after anterior cruciate ligament reconstruction: comparison between bone-patellar, tendon-bone, and hamstring tendon autografts. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2008;16:1009-1016.
- 137 Lee SJ, Aadalen KJ, Malaviya P, et al. Tibiofemoral contact mechanics after serial medial meniscectomies in the human cadaveric knee. *Am J Sports Med*. 2006;34:1334-1344.
- 138 Lee TQ, Anzel SH, Bennett KA, et al. The influence of fixed rotational deformities of the femur on the patellofemoral contact pressures in human cadaver knees. *Clin Orthop Relat Res*. 1994;302:69-74.
- 139 Lee TQ, Morris G, Csintalan RP. The influence of tibial and femoral rotation on patellofemoral contact area and pressure. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2003;33:686-693.
- 140 Leshner JD, Sutlive TG, Miller GA, et al. Development of a clinical prediction rule for classifying patients with patellofemoral pain syndrome who respond to patellar taping. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2006;36:854-866.
- 141 Li G, Most E, DeFrate LE, et al. Effect of the posterior cruciate ligament on posterior stability of the knee in high flexion. *J Biomech*. 2004;37:779-783.
- 142 Li G, Rudy TW, Sakane M, et al. The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. *J Biomech*. 1999;32:395-400.
- 143 Li G, Zayontz S, Most E, et al. In situ forces of the anterior and posterior cruciate ligaments in high knee flexion: an in vitro

- investigation. *J Orthop Res.* 2004;22:293-297.
- 144 Lieb FJ, Perry J. Quadriceps function. An anatomical and mechanical study using amputated limbs. *J Bone Joint Surg Am.* 1968;50:1535-1548.
- 145 Lohmander LS, Englund PM, Dahl LL, Roos EM. The long-term consequence of anterior cruciate ligament and meniscus injuries: osteoarthritis. *Am J Sports Med.* 2007;35:1756-1769.
- 146 Lowry CD, Cleland JA, Dyke K. Management of patients with patellofemoral pain syndrome using a multimodal approach: a case series. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38:691-702.
- 147 Lu TW, O'Connor JJ. Lines of action and moment arms of the major force-bearing structures crossing the human knee joint: comparison between theory and experiment. *J Anat.* 1996;189:575-585.
- 148 Luyckx T, Didden K, Vandenuecker H, et al. Is there a biomechanical explanation for anterior knee pain in patients with patella alta? Influence of patellar height on patellofemoral contact force, contact area and contact pressure. *J Bone Joint Surg Br.* 2009;91:344-350.
- 149 Lyu SR. Relationship of medial plica and medial femoral condyle during flexion. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2007;22:1013-1016.
- 150 MacIntyre NJ, Hill NA, Fellows RA, et al. Patellofemoral joint kinematics in individuals with and without patellofemoral pain syndrome. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88:2596-2605.
- 151 MacIntyre NJ, McKnight EK, Day A, Wilson DR. Consistency of patellar spin, tilt and lateral translation side-to-side and over a 1 year period in healthy young males. *J Biomech.* 2008;41:3094-3096.
- 152 Maffulli N, Binfield PM, King JB, Good CJ. Acute haemarthrosis of the knee in athletes. A prospective study of 106 cases. *J Bone Joint Surg Br.* 1993;75:945-949.
- 153 Malghem J, Maldague B. Depth insufficiency of the proximal trochlear groove on lateral radiographs of the knee: relation to patellar

- dislocation. *Radiology*. 1989;170:507-510.
- 154 Malinzak RA, Colby SM, Kirkendall DT, et al. A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2001;16:438-445.
- 155 Mandelbaum BR, Silvers HJ, Watanabe DS, et al. Effectiveness of a neuromuscular and proprioceptive training program in preventing anterior cruciate ligament injuries in female athletes: 2-year follow-up. *Am J Sports Med*. 2005;33:1003-1010.
- 156 Margheritini F, Rihn J, Musahl V, et al. Posterior cruciate ligament injuries in the athlete: an anatomical, biomechanical and clinical review. *Sports Med*. 2002;32:393-408.
- 157 Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, et al. Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *J Orthop Res*. 1995;13:930-935.
- 158 Markolf KL, Feeley BT, Jackson SR, et al. Biomechanical studies of double-bundle posterior cruciate ligament reconstructions. *J Bone Joint Surg Am*. 2006;88:1788-1794.
- 159 Markolf KL, Graff-Radford A, Amstutz HC. In vivo knee stability. A quantitative assessment using an instrumented clinical testing apparatus. *J Bone Joint Surg Am*. 1978;60:664-674.
- 160 Markolf KL, O'Neill G, Jackson SR, McAllister DR. Effects of applied quadriceps and hamstrings muscle loads on forces in the anterior and posterior cruciate ligaments. *Am J Sports Med*. 2004;32:1144-1149.
- 161 Marzo JM, Gurske-DePerio J. Effects of medial meniscus posterior horn avulsion and repair on tibiofemoral contact area and peak contact pressure with clinical implications. *Am J Sports Med*. 2009;37:124-129.
- 162 Mascal CL, Landel R, Powers C. Management of patellofemoral pain targeting hip, pelvis, and trunk muscle function: 2 case reports. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2003;33:647-660.
- 163 McDermott ID, Amis AA. The consequences of meniscectomy. *J Bone*

*Joint Surg Br.* 2006;88:1549-1556.

- 164 McLean SG, Walker KB, Van Den Bogert AJ. Effect of gender on lower extremity kinematics during rapid direction changes: an integrated analysis of three sports movements. *J Sci Med Sport.* 2005;8:411-422.
- 165 McNair PJ, Marshall RN, Maguire K. Swelling of the knee joint: effects of exercise on quadriceps muscle strength. *Arch Phys Med Rehabil.* 1996;77:896-899.
- 166 Mesfar W, Shirazi-Adl A. Biomechanics of changes in ACL and PCL material properties or prestrains in flexion under muscle force—implications in ligament reconstruction. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2006;9:201-209.
- 167 Mesfar W, Shirazi-Adl A. Biomechanics of the knee joint in flexion under various quadriceps forces. *Knee.* 2005;12:424-434.
- 168 Mesfar W, Shirazi-Adl A. Knee joint mechanics under quadriceps—hamstrings muscle forces are influenced by tibial restraint. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2006;21:841-848.
- 169 Messier SP, Davis SE, Curl WW, et al. Etiologic factors associated with patellofemoral pain in runners. *Med Sci Sports Exerc.* 1991;23:1008-1015.
- 170 Messina DF, Farney WC, DeLee JC. The incidence of injury in Texas high school basketball. A prospective study among male and female athletes. *Am J Sports Med.* 1999;27:294-299.
- 171 Mihata LC, Beutler AI, Boden BP. Comparing the incidence of anterior cruciate ligament injury in collegiate lacrosse, soccer, and basketball players: implications for anterior cruciate ligament mechanism and prevention. *Am J Sports Med.* 2006;34:899-904.
- 172 Miyazaki T, Wada M, Kawahara H, et al. Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis.* 2002;61:617-622.
- 173 Mizuno Y, Kumagai M, Mattessich SM, et al. Q-angle influences

- tibiofemoral and patellofemoral kinematics. *J Orthop Res.* 2001;19:834-840.
- 174 Mochizuki T, Akita K, Muneta T, Sato T. Pes anserinus: layered supportive structure on the medial side of the knee. *Clin Anat.* 2004;17:50-54.
- 175 Moran CJ, Poynton AR, Moran R, Brien MO. Analysis of meniscofemoral ligament tension during knee motion. *Arthroscopy.* 2006;22:362-366.
- 176 Morrison JB. The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *J Biomech.* 1970;3:51-61.
- 177 Morrissey MC, Drechsler WI, Morrissey D, et al. Effects of distally fixated versus nondistally fixated leg extensor resistance training on knee pain in the early period after anterior cruciate ligament reconstruction. *Physical Therapy.* 2002;82:35-43.
- 178 Mossber KA, Smith LK. Axial rotation of the knee in women. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1983;4:236-240.
- 179 Mountcastle SB, Posner M, Kragh JFJr, Taylor DC. Gender differences in anterior cruciate ligament injury vary with activity: epidemiology of anterior cruciate ligament injuries in a young, athletic population. *Am J Sports Med.* 2007;35:1635-1642.
- 180 Mundermann A, Dyrby CO, Hurwitz DE, et al. Potential strategies to reduce medial compartment loading in patients with knee osteoarthritis of varying severity: reduced walking speed. *Arthritis Rheum.* 2004;50:1172-1178.
- 181 Muneta T, Yamamoto H, Sakai H, et al. Relationship between changes in length and force in in vitro reconstructed anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med.* 1993;21:299-304.
- 182 Myer GD, Ford KR, Paterno MV, et al. The effects of generalized joint laxity on risk of anterior cruciate ligament injury in young female athletes. *Am J Sports Med.* 2008;36:1073-1080.



- 183 Myklebust G, Bahr R. Return to play guidelines after anterior cruciate ligament surgery. *Br J Sports Med.* 2005;39:127-131.
- 184 Myklebust G, Engebretsen L, Braekken IH, et al. Prevention of anterior cruciate ligament injuries in female team handball players: a prospective intervention study over three seasons. *Clin J Sport Med.* 2003;13:71-78.
- 185 Nebelung W, Wuschech H. Thirty-five years of follow-up of anterior cruciate ligament-deficient knees in high-level athletes. *Arthroscopy.* 2005;21:696-702.
- 186 Nha KW, Papannagari R, Gill TJ, et al. In vivo patellar tracking: clinical motions and patellofemoral indices. *J Orthop Res.* 2008;26:1067-1074.
- 187 Nielsen AB, Yde J. Epidemiology of acute knee injuries: a prospective hospital investigation. *J Trauma.* 1991;31:1644-1648.
- 188 Noyes FR, Bassett RW, Grood ES, Butler DL. Arthroscopy in acute traumatic hemarthrosis of the knee. Incidence of anterior cruciate tears and other injuries. *J Bone Joint Surg Am.* 1980;62:687-695.
- 189 Ostermeier S, Holst M, Hurschler C, et al. Dynamic measurement of patellofemoral kinematics and contact pressure after lateral retinacular release: an in vitro study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2007;15:547-554.
- 190 Osternig LR, Bates BT, James SL. Patterns of tibial rotary torque in knees of healthy subjects. *Med Sci Sports Exerc.* 1980;12:195-199.
- 191 Pal S, Langenderfer JE, Stowe JQ, et al. Probabilistic modeling of knee muscle moment arms: effects of methods, origin-insertion, and kinematic variability. *Ann Biomed Eng.* 2007;35:1632-1642.
- 192 Paletta GAJr, Manning T, Snell E, et al. The effect of allograft meniscal replacement on intraarticular contact area and pressures in the human knee. A biomechanical study. *Am J Sports Med.* 1997;25:692-698.
- 193 Palmieri-Smith RM, Kreinbrink J, Ashton-Miller JA, Wojtys EM. Quadriceps inhibition induced by an experimental knee joint effusion

- affects knee joint mechanics during a single-legged drop landing. *Am J Sports Med.* 2007;35:1269-1275.
- 194 Pandy MG, Shelburne KB. Dependence of cruciate-ligament loading on muscle forces and external load. *J Biomech.* 1997;30:1015-1024.
- 195 Pantano KJ, White SC, Gilchrist LA, Leddy J. Differences in peak knee valgus angles between individuals with high and low Q-angles during a single limb squat. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2005;20:966-972.
- 196 Papannagari R, DeFrate LE, Nha KW, et al. Function of posterior cruciate ligament bundles during in vivo knee flexion. *Am J Sports Med.* 2007;35:1507-1512.
- 197 Park SE, DeFrate LE, Suggs JF, et al. The change in length of the medial and lateral collateral ligaments during in vivo knee flexion. *Knee.* 2005;12:377-382.
- 198 Parolie JM, Bergfeld JA. Long-term results of nonoperative treatment of isolated posterior cruciate ligament injuries in the athlete. *Am J Sports Med.* 1986;14:35-38.
- 199 Patel D. Arthroscopy of the plicae—synovial folds and their significance. *Am J Sports Med.* 1978;6:217-225.
- 200 Patel VV, Hall K, Ries M, et al. A three-dimensional MRI analysis of knee kinematics. *J Orthop Res.* 2004;22:283-292.
- 201 Peeler J, Anderson JE. Structural parameters of the vastus medialis muscle and its relationship to patellofemoral joint deterioration. *Clin Anat.* 2007;20:307-314.
- 202 Perry MC, Morrissey MC, King JB, et al. Effects of closed versus open kinetic chain knee extensor resistance training on knee laxity and leg function in patients during the 8- to 14-week post-operative period after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2005;13:357-369.
- 203 Petersen W, Loerch S, Schanz S, et al. The role of the posterior oblique ligament in controlling posterior tibial translation in the posterior

- cruciate ligament-deficient knee. *Am J Sports Med.* 2008;36:495-501.
- 204 Petrigliano FA, McAllister DR. Isolated posterior cruciate ligament injuries of the knee. *Sports Med Arthrosc Rev.* 2006;14:206-212.
- 205 Pincivero DM, Salfetnikov Y, Campy RM, Coelho AJ. Angle- and gender-specific quadriceps femoris muscle recruitment and knee extensor torque. *J Biomech.* 2004;37:1689-1697.
- 206 Pinskerova V, Johal P, Nakagawa S, et al. Does the femur roll-back with flexion? *J Bone Joint Surg Br.* 2004;86:925-931.
- 207 Pombo MW, Shen W, Fu FH. Anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: where are we today? *Arthroscopy.* 2008;24:1168-1177.
- 208 Powers CM. Patellar kinematics, part I: the influence of vastus muscle activity in subjects with and without patellofemoral pain. *Phys Ther.* 2000;80:956-964.
- 209 Powers CM. Patellar kinematics, part II: the influence of the depth of the trochlear groove in subjects with and without patellofemoral pain. *Phys Ther.* 2000;80:965-978.
- 210 Powers CM. Rehabilitation of patellofemoral joint disorders: a critical review. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1998;28:345-354.
- 211 Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2003;33:639-646.
- 212 Powers CM, Chen PY, Reischl SF, Perry J. Comparison of foot pronation and lower extremity rotation in persons with and without patellofemoral pain. *Foot Ankle Int.* 2002;23:634-640.
- 213 Powers CM, Landel R, Perry J. Timing and intensity of vastus muscle activity during functional activities in subjects with and without patellofemoral pain. *Phys Ther.* 1996;76:946-955.
- 214 Powers CM, Ward SR, Chen YJ, et al. The effect of bracing on patellofemoral joint stress during free and fast walking. *Am J Sports*

*Med.* 2004;32:224-231.

- 215 Powers CM, Ward SR, Fredericson M, et al. Patellofemoral kinematics during weight-bearing and non-weight-bearing knee extension in persons with lateral subluxation of the patella: a preliminary study. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2003;33:677-685.
- 216 Pujol N, Bianchi MP, Chambat P. The incidence of anterior cruciate ligament injuries among competitive Alpine skiers: a 25-year investigation. *Am J Sports Med.* 2007;35:1070-1074.
- 217 Race A, Amis AA. Loading of the two bundles of the posterior cruciate ligament: an analysis of bundle function in a-P drawer. *J Biomech.* 1996;29:873-879.
- 218 Raimondo RA, Ahmad CS, Blankevoort L, et al. Patellar stabilization: a quantitative evaluation of the vastus medialis obliquus muscle. *Orthopedics.* 1998;21:791-795.
- 219 Rajala GM, Neumann DA, Foster C. Quadriceps muscle performance in male speed skaters. *J Strength Cond Res.* 1994;8:48-52.
- 220 Ramappa AJ, Apreleva M, Harrold FR, et al. The effects of medialization and anteromedialization of the tibial tubercle on patellofemoral mechanics and kinematics. *Am J Sports Med.* 2006;34:749-756.
- 221 Reilly DT, Martens M. Experimental analysis of the quadriceps muscle force and patello-femoral joint reaction force for various activities. *Acta Orthop Scand.* 1972;43:126-137.
- 222 Reischl SF, Powers CM, Rao S, Perry J. Relationship between foot pronation and rotation of the tibia and femur during walking. *Foot Ankle Int.* 1999;20:513-520.
- 223 Richter M, Kiefer H, Hehl G, Kinzl L. Primary repair for posterior cruciate ligament injuries. An eight-year followup of fifty-three patients. *Am J Sports Med.* 1996;24:298-305.
- 224 Roach KE, Miles TP. Normal hip and knee active range of motion: the

- relationship to age. *Phys Ther.* 1991;71:656-665.
- 225 Robinson JR, Bull AM, Thomas RR, Amis AA. The role of the medial collateral ligament and posteromedial capsule in controlling knee laxity. *Am J Sports Med.* 2006;34:1815-1823.
- 226 Robinson JR, Sanchez-Ballester J, Bull AM, et al. The posteromedial corner revisited. An anatomical description of the passive restraining structures of the medial aspect of the human knee. *J Bone Joint Surg Br.* 2004;86:674-681.
- 227 Robinson RL, Nee RJ. Analysis of hip strength in females seeking physical therapy treatment for unilateral patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007;37:232-238.
- 228 Roe J, Pinczewski LA, Russell VJ, et al. A 7-year follow-up of patellar tendon and hamstring tendon grafts for arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction: differences and similarities. *Am J Sports Med.* 2005;33:1337-1345.
- 229 Rue JP, Yanke AB, Busam ML, et al. Prospective evaluation of concurrent meniscus transplantation and articular cartilage repair: minimum 2-year follow-up. *Am J Sports Med.* 2008;36:1770-1778.
- 230 Salsich GB, Brechter JH, Farwell D, Powers CM. The effects of patellar taping on knee kinetics, kinematics, and vastus lateralis muscle activity during stair ambulation in individuals with patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2002;32:3-10.
- 231 Salsich GB, Perman WH. Patellofemoral joint contact area is influenced by tibiofemoral rotation alignment in individuals who have patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007;37:521-528.
- 232 Sanchez AR<sup>2nd</sup>, Sugalski MT, LaPrade RF. Anatomy and biomechanics of the lateral side of the knee. *Sports Med Arthrosc.* 2006;14:2-11.
- 233 Schöttle PB, Fucentese SF, Pfirrmann C, et al. Trochleaplasty for patellar instability due to trochlear dysplasia: a minimum 2-year clinical and radiological follow-up of 19 knees. *Acta Orthop.*

2005;76:693-698.

- 234 Schultz RA, Miller DC, Kerr CS, Micheli L. Mechanoreceptors in human cruciate ligaments. A histological study. *J Bone Joint Surg Am.* 1984;66:1072-1076.
- 235 Schulz MS, Russe K, Weiler A, et al. Epidemiology of posterior cruciate ligament injuries. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2003;123:186-191.
- 236 Schutte MJ, Dabezies EJ, Zimny ML, Happel LT. Neural anatomy of the human anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am.* 1987;69:243-247.
- 237 Seering WP, Piziali RL, Nagel DA, Schurman DJ. The function of the primary ligaments of the knee in varus-valgus and axial rotation. *J Biomech.* 1980;13:785-794.
- 238 Senavongse W, Amis AA. The effects of articular, retinacular, or muscular deficiencies on patellofemoral joint stability. *J Bone Joint Surg Br.* 2005;87:577-582.
- 239 Sharma L, Song J, Felson DT, et al. The role of knee alignment in disease progression and functional decline in knee osteoarthritis. *JAMA.* 2001;286:188-195.
- 240 Shelbourne KD, Davis TJ, Patel DV. The natural history of acute, isolated, nonoperatively treated posterior cruciate ligament injuries. A prospective study. *Am J Sports Med.* 1999;27:276-283.
- 241 Shelburne KB, Pandy MG, Anderson FC, et al. Pattern of anterior cruciate ligament force in normal walking. *J Biomech.* 2004;37:797-805.
- 242 Shelburne KB, Pandy MG, Torry MR. Comparison of shear forces and ligament loading in the healthy and ACL-deficient knee during gait. *J Biomech.* 2004;37:313-319.
- 243 Shelburne KB, Torry MR, Pandy MG. Muscle, ligament, and joint-contact forces at the knee during walking. *Med Sci Sports Exerc.* 2005;37:1948-1956.

- 244 Shelburne KB, Torry MR, Steadman JR, Pandy MG. Effects of foot orthoses and valgus bracing on the knee adduction moment and medial joint load during gait. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2008;23:814-821.
- 245 Shetty VD, Vowler SL, Krishnamurthy S, Halliday AE. Clinical diagnosis of medial plica syndrome of the knee: a prospective study. *J Knee Surg*. 2007;20:277-280.
- 246 Shimokochi Y, Shultz SJ. Mechanisms of noncontact anterior cruciate ligament injury. *J Athl Train*. 2008;43:396-408.
- 247 Shin CS, Chaudhari AM, Andriacchi TP. The influence of deceleration forces on ACL strain during single-leg landing: a simulation study. *J Biomech*. 2007;40:1145-1152.
- 248 Shrive NG, O'Connor JJ, Goodfellow JW. Load-bearing in the knee joint. *Clin Orthop Relat Res*. 1978;131:279-287.
- 249 Slaughterbeck JR, Hickox JR, Beynon B, Hardy DM. Anterior cruciate ligament biology and its relationship to injury forces. *Orthop Clin North Am*. 2006;37:585-591.
- 250 Slocum DB, Larson RL. Rotatory instability of the knee: its pathogenesis and a clinical test to demonstrate its presence. 1968. *Clin Orthop Relat Res*. 2007;454:5-13.
- 251 Smidt GL. Biomechanical analysis of knee flexion and extension. *J Biomech*. 1973;6:79-92.
- 252 Smith TO, Walker J, Russell N. Outcomes of medial patellofemoral ligament reconstruction for patellar instability: a systematic review. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2007;15:1301-1314.
- 253 Solomonow M, Baratta R, Zhou BH, et al. The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. *Am J Sports Med*. 1987;15:207-213.
- 254 Song CY, Lin YF, Wei TC, et al. Surplus value of hip adduction in leg-press exercise in patients with patellofemoral pain syndrome: a

- randomized controlled trial. *Phys Ther.* 2009;89:409-418.
- 255 Souza RB, Powers CM. Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2009;39:12-19.
- 256 Speer KP, Spritzer CE, Bassett FH3rd, et al. Osseous injury associated with acute tears of the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med.* 1992;20:382-389.
- 257 Spoor CW, van Leeuwen JL. Knee muscle moment arms from MRI and from tendon travel. *J Biomech.* 1992;25:201-206.
- 258 Standring S. Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice, ed 40. St Louis: Elsevier, 2009.
- 259 Steinkamp LA, Dillingham MF, Markel MD, et al. Biomechanical considerations in patellofemoral joint rehabilitation. *Am J Sports Med.* 1993;21:438-444.
- 260 Stensdotter AK, Hodges P, Ohberg F, Häger-Ross C. Quadriceps EMG in open and closed kinetic chain tasks in women with patellofemoral pain. *J Mot Behav.* 2007;39:194-202.
- 261 Tagesson S, Oberg B, Good L, Kvist J. A comprehensive rehabilitation program with quadriceps strengthening in closed versus open kinetic chain exercise in patients with anterior cruciate ligament deficiency: a randomized clinical trial evaluating dynamic tibial translation and muscle function. *Am J Sports Med.* 2008;36:298-307.
- 262 Tashman S, Kolowich P, Collon D, et al. Dynamic function of the ACL-reconstructed knee during running. *Clin Orthop Relat Res.* 2007;454:66-73.
- 263 Taunton JE, Ryan MB, Clement DB, et al. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br J Sports Med.* 2002;36:95-101.
- 264 Thomeé R, Renström P, Karlsson J, Grimby G. Patellofemoral pain syndrome in young women. II. Muscle function in patients and healthy controls. *Scand J Med Sci Sports.* 1995;5:245-251.



- 265 Tipton CM, Vailas AC, Matthes RD. Experimental studies on the influences of physical activity on ligaments, tendons and joints: a brief review. *Acta Med Scand Suppl.* 1986;711:157-168.
- 266 Tsuda E, Okamura Y, Otsuka H, et al. Direct evidence of the anterior cruciate ligament-hamstring reflex arc in humans. *Am J Sports Med.* 2001;29:83-87.
- 267 Uhorchak JM, Scoville CR, Williams GN, et al. Risk factors associated with noncontact injury of the anterior cruciate ligament: a prospective four-year evaluation of 859 West Point cadets. *Am J Sports Med.* 2003;31:831-842.
- 268 Van de Velde SK, DeFrate LE, Gill TJ, et al. The effect of anterior cruciate ligament deficiency on the in vivo elongation of the medial and lateral collateral ligaments. *Am J Sports Med.* 2007;35:294-300.
- 269 Van de Velde SK, Gill TJ, Li G. Evaluation of kinematics of anterior cruciate ligament-deficient knees with use of advanced imaging techniques, three-dimensional modeling techniques, and robotics. *J Bone Joint Surg Am.* 2009;91(Suppl 1):108-114.
- 270 Wang CJ, Walker PS. The effects of flexion and rotation on the length patterns of the ligaments of the knee. *J Biomech.* 1973;6:587-596.
- 271 Wexler G, Hurwitz DE, Bush-Joseph CA, et al. Functional gait adaptations in patients with anterior cruciate ligament deficiency over time. *Clin Orthop Relat Res.* 1998;348:166-175.
- 272 White KK, Lee SS, Cutuk A, et al. EMG power spectra of intercollegiate athletes and anterior cruciate ligament injury risk in females. *Med Sci Sports Exerc.* 2003;35:371-376.
- 273 Wilk KE, Davies GJ, Mangine RE, Malone TR. Patellofemoral disorders: a classification system and clinical guidelines for nonoperative rehabilitation. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1998;28:307-322.
- 274 Williams GN, Snyder-Mackler L, Barrance PJ, et al. Muscle and tendon morphology after reconstruction of the anterior cruciate ligament with

autologous semitendinosus-gracilis graft. *J Bone Joint Surg Am*. 2004;86:1936-1946.

- 275 Willson JD, Davis IS. Lower extremity strength and mechanics during jumping in women with patellofemoral pain. *J Sport Rehabil*. 2009;18:76-90.
- 276 Wilson NA, Press JM, Koh JL, et al. In vivo noninvasive evaluation of abnormal patellar tracking during squatting in patients with patellofemoral pain. *J Bone Joint Surg Am*. 2009;91:558-566.
- 277 Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, 2005.
- 278 Withrow TJ, Huston LJ, Wojtys EM, Ashton-Miller JA. The effect of an impulsive knee valgus moment on in vitro relative ACL strain during a simulated jump landing. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2006;21:977-983.
- 279 Witvrouw E, Danneels L, Van TD, et al. Open versus closed kinetic chain exercises in patellofemoral pain: a 5-year prospective randomized study. *Am J Sports Med*. 2004;32:1122-1130.
- 280 Wood L, Ferrell WR, Baxendale RH. Pressures in normal and acutely distended human knee joints and effects on quadriceps maximal voluntary contractions. *Q J Exp Physiol*. 1988;73:305-314.
- 281 Yu B, Lin CF, Garrett WE. Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2006;21:297-305.
- 282 Zakaria D, Harburn KL, Kramer JF. Preferential activation of the vastus medialis oblique, vastus lateralis, and hip adductor muscles during isometric exercises in females. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1997;26:23-28.
- 283 Zhao D, Banks SA, Mitchell KH, et al. Correlation between the knee adduction torque and medial contact force for a variety of gait patterns. *J Orthop Res*. 2007;25:789-797.

## QUESTÕES PARA ESTUDO

- 1 Conforme descrito neste capítulo, os torques máximos de esforço produzidos pelos músculos rotadores mediais e laterais do joelho (quando testados em 90 graus de flexão) estão sobre magnitudes aproximadamente iguais. Como esse fato pode ser justificado dada a disparidade no número de músculos rotadores mediais e laterais?
- 2 Como uma severa hiperextensão do joelho pode produzir lesão tanto no LCA como no LCP?
- 3 Explique por que a articulação patelofemoral é menos estável nos últimos 20 a 30 graus de extensão do joelho.
- 4 Por que algumas pessoas possuem uma amplitude de movimento de flexão ativa do joelho ligeiramente maior com o quadril completamente flexionado comparado ao quadril em extensão completa?
- 5 Liste os músculos e ligamentos capazes de resistir à rotação lateral do joelho. Por que essa função seria especialmente importante de uma perspectiva do fêmur em relação à tíbia (descarga de peso)?
- 6 Qual é o mecanismo primário no qual os meniscos reduzem a pressão através das superfícies articulares do joelho?
- 7 Qual das seguintes atividades produz menos estresse de compressão (pressão) sobre as superfícies articulares da articulação patelofemoral: (a) manter um agachamento parcial

com os joelhos flexionados de 10 a 20 graus ou (b) manter um agachamento profundo com os joelhos flexionados de 60 a 90 graus? Por quê?

8 Por que o ligamento colateral medial e o menisco medial com frequência tornam-se traumatizados através de um mecanismo similar de lesão?

9 Descreva como a contração do músculo quadríceps pode estirar o ligamento cruzado anterior? Como é o estresse sobre o ligamento afetado (a) pelo ângulo da articulação do joelho e (b) pela magnitude da coativação muscular do quadríceps e os isquiossurais?

10 Descreva a cronometragem e o tipo de atividade muscular do quadríceps durante a parte inicial da fase de apoio da marcha.

11 Em que arco de movimento do joelho o músculo quadríceps produz seu maior torque medial? Que(ais) fator(es) mais provavelmente contribui(em) para isso?

12 Justifique (a) por que o poplíteo é denominado “a chave do joelho” e (b) como o poplíteo pode proporcionar estabilidades medial e lateral ao joelho.

13 Descreva o tipo de ativação muscular do quadríceps e dos isquiossurais (*i. e.*, contração excêntrica, concêntrica etc.) que ocorre através do quadril e do joelho durante a ação de se sentar *lentamente* em uma cadeira.

14 A poliomielite que afeta as raízes dos nervos espinais L<sub>2</sub> – L<sub>4</sub> causaria, teoricamente, uma paralisia de qual grupamento muscular do joelho? (Dica: Consulte o Apêndice IV, Parte A.)

15 Liste três fatores que poderiam limitar a extensão completa do joelho.

*As respostas a essas questões para estudo podem ser encontradas no final do livro.*

---

\* Ao longo deste capítulo os termos *estresse* e *pressão* são utilizados como intercambiáveis; ambos são similarmente definidos como uma força (ou tensão) dividida pela área.

\* Referências 14, 37, 59, 90, 196, 246.

\* Referências 16, 34, 58, 160, 243, 247, 278.

\*\* Referências 45, 91, 128, 160, 164, 246.

† Referências 45, 63, 91, 92, 128, 246, 278.

‡ Como definido anteriormente na Figura 13-14, a partir de uma perspectiva do fêmur em relação à tíbia (com descarga de peso), a rotação medial do joelho ocorre pela rotação do fêmur lateralmente em relação à tíbia fixada.

\* Referências 4, 10, 126, 133, 134, 186, 189.

\* Referências 36, 146, 201, 208, 218, 254, 282.

---

# CAPÍTULO 14

## Tornozelo e Pé

DONALD A. NEUMANN, PT, PhD,  
FAPTA

### VISÃO GERAL DO CAPÍTULO

#### **OSTEOLOGIA,**

##### **Termos e Conceitos Básicos,**

Nome das Articulações e Regiões,  
Semelhanças Osteológicas entre a Extremidade  
Distal da Perna e a Extremidade Distal do  
Antebraço,

##### **Ossos Individuais,**

Fíbula,  
Tíbia Distal,  
Ossos do Tarso,  
Raios do Pé,

#### **ARTROLOGIA,**

##### **Terminologia Utilizada para Descrever os Movimentos,**

**Estrutura e Função das Articulações Associadas ao  
Tornozelo,**  
Articulação Tibiofibular Proximal,

Articulação Tibiofibular Distal,  
Articulação Talocrural,

**Estrutura e Função das Articulações Associadas ao Pé,**

Articulação Subtalar,  
Articulação Transversa do Tarso (Articulações  
Talonavicular e Calcaneocuboidea),

Ação Conjunta das Articulações Subtalar e  
Transversa do Tarso,

Articulações Intertársicas Distais,

Articulações Tarsometatársicas,

Articulações Intermetatársicas,

Articulações Metatarsofalangeanas,

Articulações Interfalangeanas,

Ação das Articulações no Antepé durante a Fase de  
Apoio Terminal da Marcha,

**INTERAÇÕES MUSCULAR E ARTICULAR,**

**Inervação dos Músculos e das Articulações,**

Inervação dos Músculos,

Inervação Sensorial das Articulações,

**Anatomia e Função dos Músculos,**

Músculos Extrínsecos,

Paralisia Muscular após Lesão do Nervo Fibular ou  
Tibial,

Músculos Intrínsecos,

**RESUMO,**

**CONEXÕES CLÍNICAS ADICIONAIS,**

**REFERÊNCIAS,**

**QUESTÕES PARA ESTUDO,**

O ato de andar e correr exige que o pé seja suficientemente flexível para absorver o estresse de acordo com as inúmeras configurações espaciais entre ele e o chão. Além disso, andar e correr exige que o pé seja relativamente rígido para resistir potencialmente a grandes forças propulsoras. O pé saudável satisfaz aos requisitos aparentemente paradoxais de absorção de choque, flexibilidade e força, através de uma complexa interação estrutural e funcional entre suas articulações, tecidos conjuntivos e músculos. Apesar de não ser suficientemente enfatizada neste capítulo, a sensação normal do pé saudável também fornece importantes medidas de proteção e de “*feedback*” para os músculos dos membros inferiores.

Este capítulo estabelece uma base sólida para a compreensão da avaliação e tratamento de várias doenças que afetam o tornozelo e o pé, muitas das quais são cinesiologicamente relacionadas com a circulação de toda a extremidade inferior. Várias questões cinesiológicas abordadas neste capítulo são relacionadas, especificamente, com o processo de caminhar ou andar, tema abordado em detalhes no Capítulo 15. A Figura 15-12 deve ser consultada como referência para a terminologia utilizada em todo o Capítulo 14 e para descrever as diferentes fases do ciclo da marcha.

## **OSTEOLOGIA**

### **Termos e Conceitos Básicos**

### **NOME DAS ARTICULAÇÕES E REGIÕES**

A Figura 14-1 mostra uma visão geral sobre a terminologia



que descreve as regiões do tornozelo e do pé. O termo *tornozelo* refere-se principalmente à articulação talocrural: a articulação entre a tíbia, a fíbula e o tálus. O termo *pé* refere-se a todos os ossos do tarso e articulações distais até o tornozelo. No pé existem três regiões, cada uma composta de um conjunto de ossos e uma ou mais articulações. O *retopé* é constituído pelo tálus, pelo calcâneo e pela articulação subtalar; o *mediopé* composto dos ossos restantes do tarso, incluindo a articulação transversa do tarso e as pequenas articulações intertársicas distais; e o *antepé* que consiste nos metatarsos e falanges, incluindo todas as articulações distais e a tarsometatarsal. A Tabela 14-1 apresenta um resumo da organização dos ossos e articulações do tornozelo e do pé.

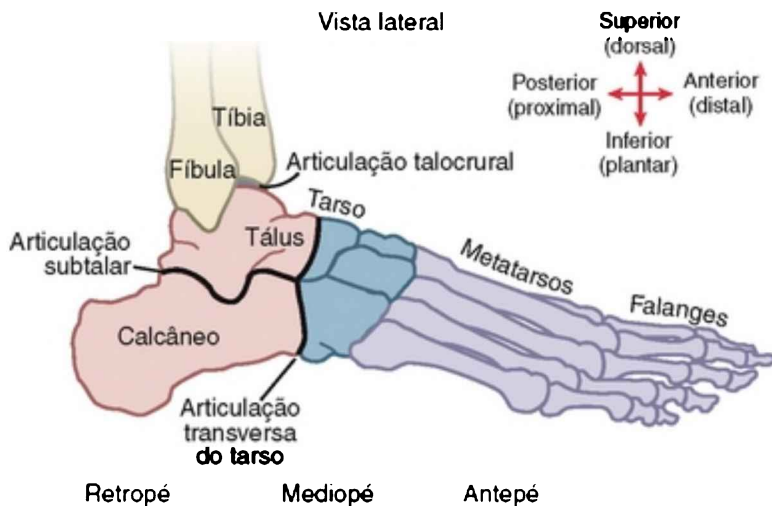


FIGURA 14-1 Organização geral dos ossos, das grandes articulações e das regiões do tornozelo e pé.

TABELA 14-1 Organização Estrutural dos Ossos e Articulações do

## Tornozelo e do Pé

	Tornozelo	Pé
Ossos	Tíbia Fíbula Tálus	<i>Retropé:</i> Calcâneo e tálus* <i>Mediopé:</i> Navicular, cuboide e cuneiformes <i>Antepé:</i> Metatarsos e falanges
Articulações	Articulação talocrural Articulação tibiofibular proximal Articulação tibiofibular distal	<i>Retropé:</i> Articulação subtalar <i>Mediopé:</i> Articulação transversa do tarso: talonavicular e calcaneocuboidea; articulação intertársica distal: cuneonavicular, cuboideonavicular, intercuneiforme e complexo cuneocuboideo <i>Antepé:</i> Articulações tarsometatársica, intermetatársica, metatarsofalangeana e interfalangeana

\* O tálus é incluído como um osso do tornozelo e do pé.

Os termos *anterior* e *posterior* têm seus significados convencionais, com referência à tíbia e à fíbula (ou seja, a perna). Ao descrever o tornozelo e o pé, no entanto, esses termos são frequentemente usados alternadamente como

*distal* e *proximal*, respectivamente. Os termos *dorsal* e *plantar* descrevem os aspectos superior e inferior do pé, respectivamente.

### **SEMELHANÇAS OSTEOLÓGICAS ENTRE A EXTREMIDADE DISTAL DA PERNA E A EXTREMIDADE DISTAL DO ANTEBRAÇO**

O tornozelo e o pé têm várias características que são estruturalmente similares para o punho e a mão. O rádio no antebraço e a tíbia na perna articulam-se com um conjunto de pequenos ossos - o carpo e tarso, respectivamente. Quando o pisiforme é considerado um osso sesamoide (ao contrário de um osso do carpo separado), o carpo e o tarso, cada um, têm sete ossos. A estrutura geral do metatarso e metacarpo, bem como das falanges mais distais, é muito semelhante. Uma exceção notável é que o primeiro dedo do pé (hálux) não é tão funcionalmente desenvolvido como o polegar da mão.

Conforme descrito no Capítulo 12, todo membro inferior roda progressivamente, interna ou medialmente, durante o desenvolvimento embriológico. Como resultado, o hálux é posicionado medialmente e na porção superior do pé, que é na verdade sua superfície dorsal. Esta orientação é semelhante à da mão quando o antebraço está completamente pronado (Fig. 14-2). Esta posição plantígrada do pé é necessária para caminhar e ficar em pé. Com o antebraço em pronação, a flexão e a extensão do punho são semelhantes à flexão plantar e à dorsiflexão do tornozelo, respectivamente.



**FIGURA 14-2** Similaridades topográficas entre um antebraço pronado e o tornozelo e o pé. Observe que o polegar e o hálux estão localizados no lado medial de suas respectivas extremidades.

## **Ossos Individuais**

## FÍBULA

A fíbula, longa e fina, está localizada lateral e paralelamente à tíbia (Fig. 13-3). A *cabeça* da fíbula pode ser palpada, imediatamente lateral ao côndilo lateral da tíbia. O delgado eixo estrutural da fíbula transfere somente cerca de 10% do peso corporal através da perna; a maioria do peso é transferida pela espessa tíbia. O eixo da fíbula continua distalmente e forma o *maléolo lateral* (a partir da raiz latina *malleus*, martelo) facilmente palpável. O maléolo lateral funciona como uma roldana para os tendões dos fibulares longo e curto. Sobre a superfície medial do maléolo lateral está a *faceta articular para o tálus* (Fig. 14-11). Essa faceta faz parte da articulação talocrural (Fig. 14-3).

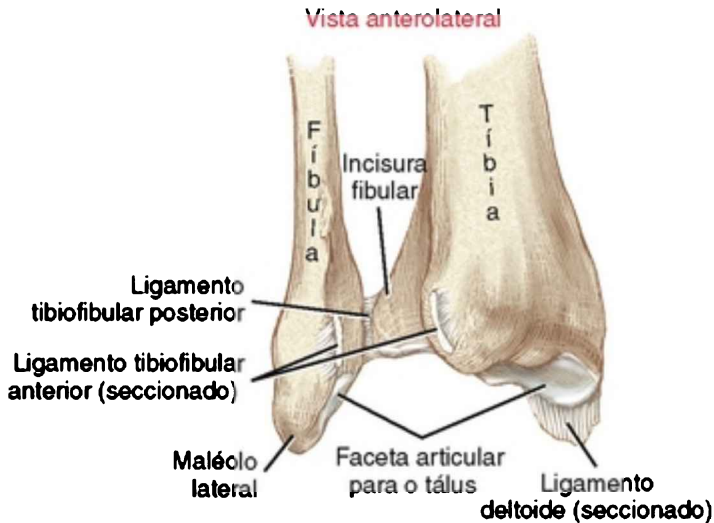


FIGURA 14-11 Uma vista anterolateral da articulação tibiofibular distal direita com a fíbula refletida para mostrar as superfícies articulares.



FIGURA 14-3 Uma vista anterior da extremidade distal da tíbia, da fíbula e do tálus direitos. A articulação desses três ossos forma a articulação talocrural (tornozelo). A linha tracejada mostra a fixação proximal da cápsula da articulação do tornozelo.

## TÍBIA DISTAL

A extremidade distal da tíbia se expande para acomodar o peso transferido através do tornozelo. No seu lado medial localiza-se o proeminente *maléolo medial*. Sobre a superfície lateral do maléolo medial localiza-se a *faceta articular para o tálus* (Fig. 14-11). No tornozelo articulado, essa faceta forma uma pequena parte da articulação talocrural. Sobre a região distal da tíbia, lateralmente, localiza-se a *incisura fibular*, uma concavidade triangular que recebe a extremidade distal da fíbula na articulação tibiofibular distal (Fig. 14-11).

No adulto, a extremidade distal da tíbia é rodada externamente em torno de seu eixo longitudinal cerca de 20 ou 30 graus em relação à sua extremidade proximal.<sup>141</sup> Essa torção natural é evidenciada pela posição ligeiramente externa do pé durante a posição em pé. Essa torção da perna é referida como a *torção tibial lateral*, com base na orientação da extremidade distal do osso em relação à sua extremidade proximal.

### Características Osteológicas da Fíbula e da Tíbia Distal

#### Fíbula

- Faceta articular Cabeça
- Maléolo lateral
- Faceta articular (para o tálus)

#### Tíbia Distal

- Maléolo medial
- Faceta articular (para o tálus)
- Incisura fibular

## OSSOS DO TARSO

Os sete ossos do tarso são apresentados em quatro perspectivas diferentes através das Figuras 14-4 e 14-7.

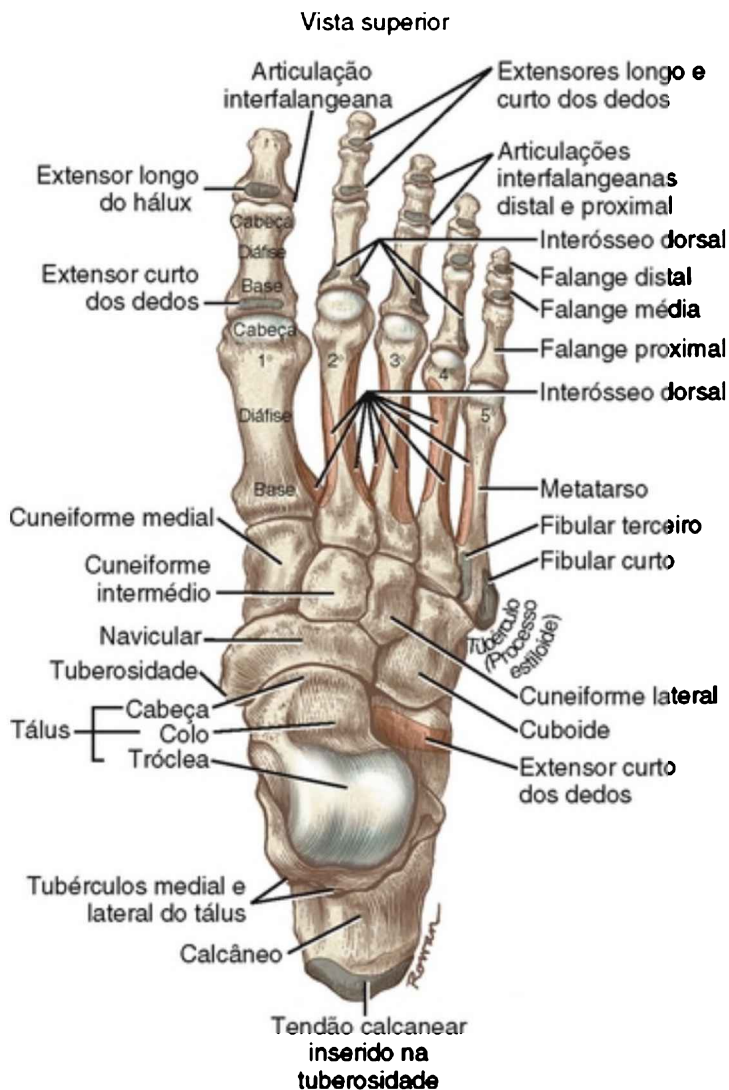


FIGURA 14-4 Uma vista superior (dorsal) dos ossos do pé direito. As fixações proximais dos músculos estão indicadas em ocre, as fixações distais em cinza.



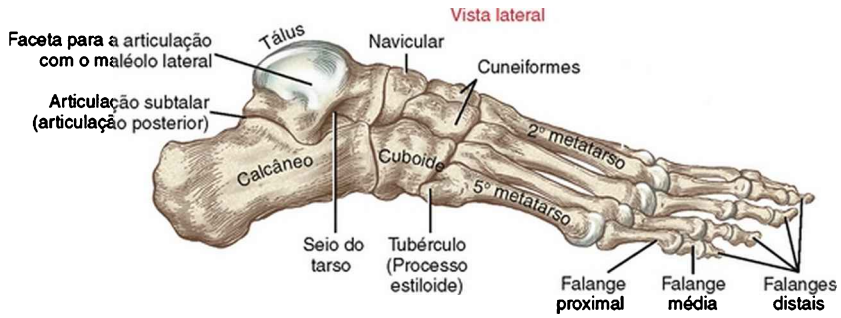


FIGURA 14-7 Uma vista lateral dos ossos do pé direito.

## Características Osteológicas dos Ossos do Tarso

### Tálus

- Superfície troclear
- Cabeça
- Colo
- Facetas anterior, média e posterior
- Sulco talar
- Tubérculos lateral e medial

### Calcâneo

- Tuberosidade
- Processos lateral e medial
- Facetas anterior, média e posterior
- Sulco calcaneanar
- Sustentáculo do tálus

### Navicular

- Superfície côncava proximal (articular)

- Tuberosidade

### **Cuneiformes Medial, Intermédio e Lateral**

- Arco transverso

### **Cuboide**

- Sulco (para o tendão do fibular longo)

## **Tálus**

O tálus é o osso do pé localizado mais superiormente. Sua superfície dorsal ou *trocLEAR* é uma cúpula arredondada: convexa anteroposterior e ligeiramente côncava lateromedialmente (Figs. 14-4 e 14-6). A cartilagem cobre a superfície trocLEAR e seus lados adjacentes, proporcionando superfícies articulares lisas para a articulação talocrural.<sup>120</sup> A *cabeça* proeminente do tálus projeta-se anterior e ligeiramente medial para o navicular. No adulto, o eixo longo do *colo* do tálus posiciona a cabeça desse osso cerca de 30 graus em relação ao plano medial para o sagital. Nas crianças pequenas, a cabeça é projetada medialmente cerca de 40 a 50 graus, parcialmente responsável pela aparência de seus pés muitas vezes invertidos.

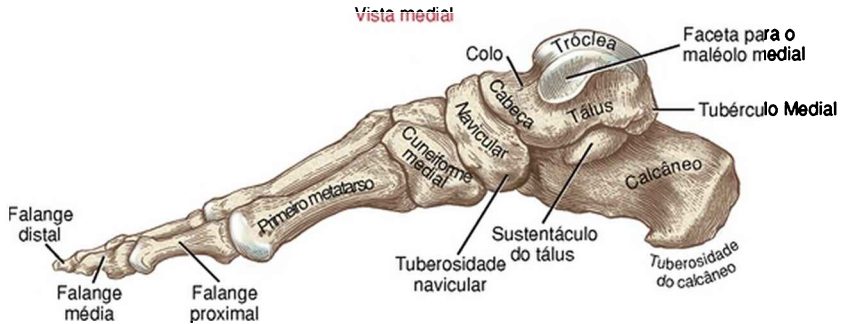
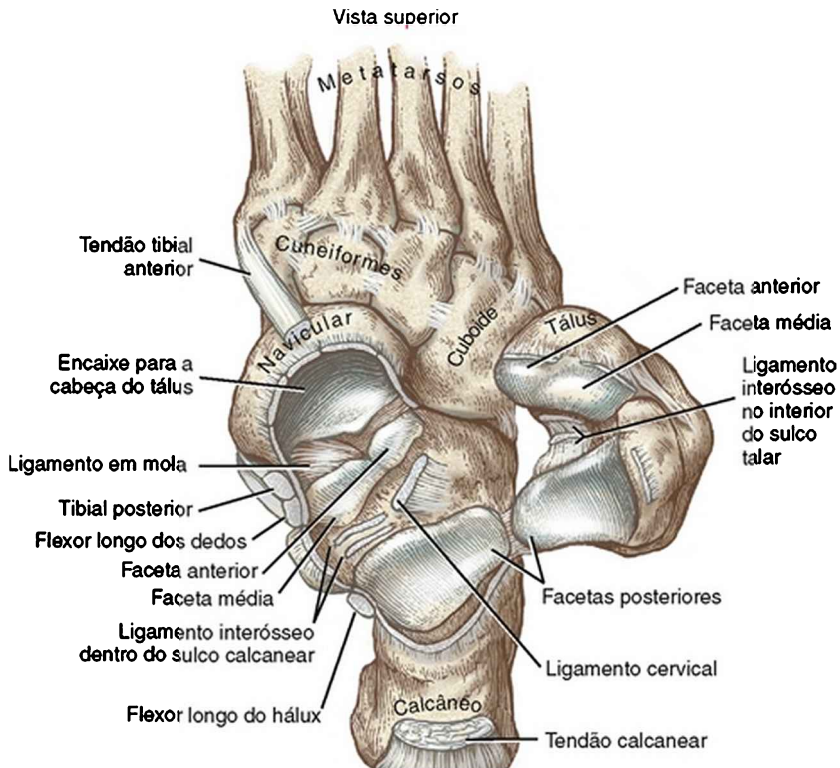


FIGURA 14-6 Uma vista medial dos ossos do pé direito.

A Figura 14-8 mostra três facetas articulares sobre a superfície plantar (inferior) do tálus. As *facetas anterior e média* são ligeiramente curvas e muitas vezes contínuas, uma com a outra. A cartilagem articular que cobre essas facetas também recobre parte adjacente à cabeça do tálus. A *faceta posterior*, oval, côncava, e é a maior faceta. Como um conjunto funcional, as três facetas inferiores se articulam com as três facetas sobre a superfície dorsal (superior) do calcâneo e formam a articulação subtalar. O *sulco talar* é um sulco que corre obliquamente entre as facetas anterior, média e posterior.



**FIGURA 14-8** Uma vista superior do tálus rebatido lateralmente para expor sua superfície plantar, bem como a superfície dorsal do calcâneo. Com o tálus removido é possível observar as três facetas articulares localizadas no tálus e no calcâneo. Observe também a concavidade profunda contínua formada pela face proximal do navicular e o ligamento em mola. Esta concavidade aceita a cabeça do tálus, formando a articulação talonavicular. (O ligamento cervical e interósseo e os múltiplos tendões foram seccionados.)

Os *tubérculos lateral* e *medial* estão localizados na superfície posteromedial do tálus (Fig. 14-4). Um sulco formado entre esses tubérculos serve como uma roldana para o tendão do flexor longo do hálux (Fig. 14-12).

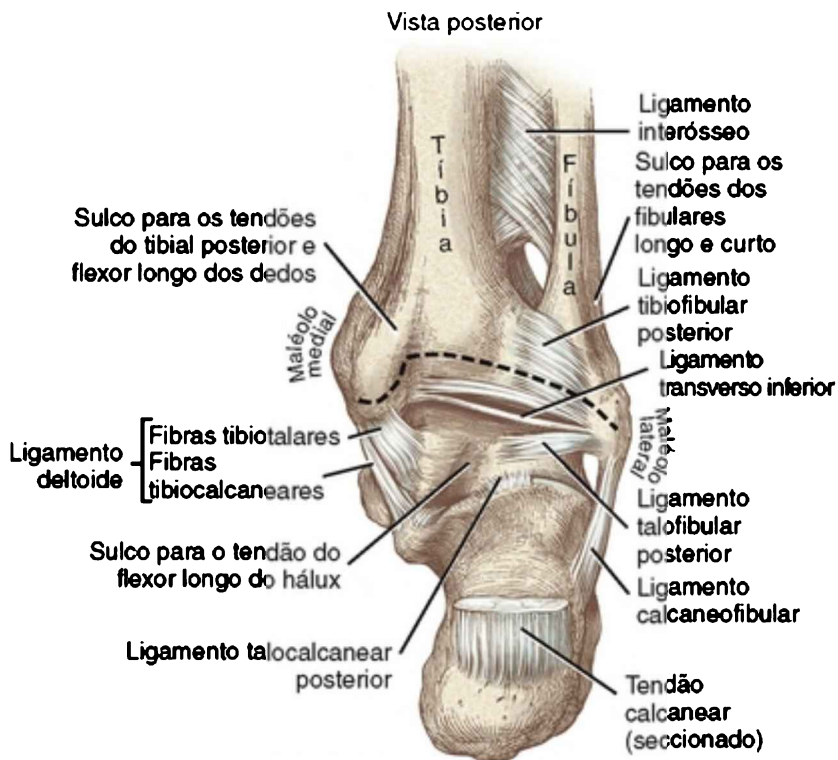


FIGURA 14-12 Vista posterior da região do tornozelo direito mostra vários ligamentos das articulações tibiofibular distal, talocrural e subtalar. A linha tracejada indica as inserções proximais da cápsula talocrural (tornozelo).

## Calcâneo

O calcâneo, o maior osso do tarso, está bem adaptado para aceitar o impacto do calcanhar batendo no chão durante a marcha. A grande e áspera *tuberosidade* do calcâneo recebe a inserção do tendão calcanear. A superfície plantar da tuberosidade tem os *processos lateral e medial*, que servem como fixação para muitos dos músculos intrínsecos e da fáscia plantar profunda do pé (Fig. 14-5).



FIGURA 14-5 Uma vista inferior (plantar) dos ossos do pé direito. As fixações proximais dos músculos estão indicadas em ocre e as fixações distais, em cinza.

O calcâneo articula-se com outros ossos do tarso em suas superfícies anterior e dorsal. A relativamente pequena superfície anterior curva do calcâneo compõe a articulação

calcaneocuboidea (Fig. 14-7). A superfície dorsal, mais extensa, contém três facetas que se articulam com as superfícies correspondentes sobre o tálus (Fig. 14-8). A *faceta anterior* e a *média* são relativamente pequenas e quase planas. A *faceta posterior* é grande e convexa, conforme o formato côncavo da faceta posterior igualmente grande sobre o tálus. Entre as facetas posterior e medial localiza-se um grande sulco oblíquo chamado *sulco calcanear*. Dentro desse sulco localizam-se as inserções de vários fortes ligamentos que unem a articulação subtalar. Com a articulação subtalar articulada, os sulcos do calcâneo e do tálus formam um canal dentro da articulação subtalar, conhecido como o *seio do tarso* (Fig. 14-7).

O *sustentáculo do tálus* projeta-se medialmente como uma prateleira horizontal da superfície dorsal do calcâneo (Fig. 14-6). O sustentáculo do tálus encontra-se inferiormente e apoia a faceta média do tálus. (Sustentáculo é literalmente uma “plataforma para o tálus”.)

### **Navicular**

O navicular é assim chamado pela sua semelhança com um navio (*i. e.*, refere-se a “barco”). Sua *superfície proximal* (côncava) recebe a cabeça do tálus na articulação talonavicular (Fig. 14-4). A superfície distal do navicular contém três facetas relativamente planas que se articulam com os três ossos cuneiformes.

A superfície medial do navicular tem uma *tuberosidade* proeminente, palpável no adulto cerca de 2,5 cm inferior e distalmente (anterior) à ponta do maléolo medial (Fig. 14-

6). Essa tuberosidade serve como uma das várias fixações distais do músculo tibial posterior.

### **Cuneiformes Medial, Intermédio e Lateral**

Os ossos cuneiformes (a partir da raiz latina que significa “cunhas”) agem como um espaçador entre o navicular e as bases dos três metatarsos mediais (Fig. 14-4). Os cuneiformes contribuem para o *arco transverso* do pé e adicionam, em parte, a convexidade transversa do dorso do mediopé.

### **Cuboide**

Como o próprio nome indica, o cuboide tem seis faces, três das quais se articulam com os ossos do tarso adjacente (Figs. 14-4, 14-5 e 14-7). A superfície distal articula-se com as bases do quarto e quinto metatarsos. Portanto, o cuboide é homólogo ao osso hamato.

A superfície curva proximal do cuboide articula-se com o calcâneo (Fig. 14-4). A superfície medial tem uma faceta oval para a articulação com o cuneiforme lateral e uma pequena faceta para a articulação com o navicular. Um *sulco* distinto corre através da superfície plantar do cuboide, ocupada pelo tendão do músculo fibular longo (Fig. 14-5).

## **RAIOS DO PÉ**

Um *raio* do antepé é funcionalmente definido como um metatarso e seu conjunto associado de falanges.

### **Metatarsos**

Os cinco ossos metatarsos unem a fileira distal dos ossos do



tarso com as falanges proximais (Fig. 14-4). Os metatarsos são numerados de 1 a 5, a partir do osso medial. O primeiro metatarso é curto e grosso, e o segundo é geralmente mais longo. O segundo e o terceiro metatarsos são os mais firmemente ligados à fileira distal dos ossos do tarso. Estas características morfológicas normalmente refletem as forças maiores que passam por esta região do antepé durante a fase de impulso da marcha. Cada metatarso tem uma *base* em sua extremidade proximal, uma *diáfise* e uma *cabeça* convexa em sua extremidade distal (Fig. 14-4, primeiro metatarso). As bases dos metatarsos possuem pequenas *facetar articulares* que marcam o local de articulação com as bases dos metatarsos adjacentes.

Longitudinalmente, os eixos dos metatarsos são ligeiramente côncavos na face plantar (Fig. 14-6). Esta forma arqueada aumenta a capacidade de os metatarsos suportarem carga e fornece espaço para os músculos e os tendões. A superfície plantar da cabeça do primeiro metatarso tem duas pequenas facetar para a articulação com os dois *ossos sesamoides* inseridos dentro do tendão flexor curto do hálux (Fig. 14-5). O quinto metatarso tem uma tuberosidade proeminente (*processo estiloide*) apenas lateralmente na sua base, marcando a inserção do músculo fibular curto (Fig. 14-7).

### Característica Osteológicas do Metatarso

- Base (com facetar articulares para articulação com as bases dos metatarsos adjacentes)
- Diáfise

- Cabeça
- Processo estiloide (exclusivamente no quinto metatarso)

## Falanges

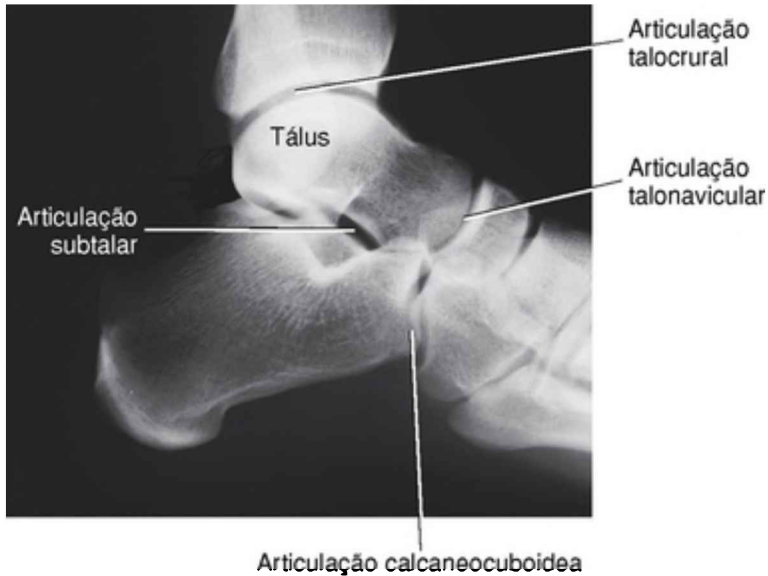
Como na mão, o pé tem 14 falanges. Cada um dos quatro dedos laterais contém uma falange proximal, uma média e uma distal (Fig. 14-4). O primeiro dedo do pé - ou *hálux* - tem duas falanges, denominadas proximal e distal. Em geral, cada falange tem uma *base* côncava em sua extremidade proximal, uma *diáfise* e uma *cabeça* convexa em sua extremidade distal.

### Características Osteológicas de uma Falange

- Base
- Diáfise
- Cabeça

## ARTROLOGIA

As principais articulações do tornozelo e do pé são *talocrural*, *subtalar* e *transversa do tarso* (Fig. 14-9). Assim como será descrito, o tálus é mecanicamente envolvido com todas as três articulações. As múltiplas articulações feitas pelo tálus ajudam a explicar a complexa forma do osso, com cerca de 70% de sua superfície coberta por cartilagem articular. *A compreensão da forma do tálus é crucial para a compreensão da cinesiologia do tornozelo e do pé.*

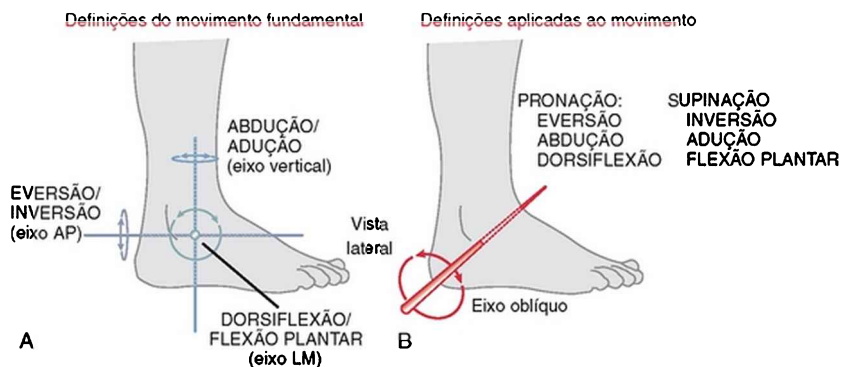


**FIGURA 14-9** A radiografia de uma pessoa saudável mostra as grandes articulações do tornozelo e do pé: talocrural, subtalar, talonavicular e calcaneocuboidea. As articulações talonavicular e calcaneocuboidea fazem parte da maior articulação transversa do tarso. Observe a localização central do tálus.

## Terminologia Utilizada para Descrever os Movimentos

A terminologia utilizada para descrever os movimentos do tornozelo e do pé incorpora dois conjuntos de definições: fundamental e aplicado. A *terminologia fundamental* define o movimento do pé ou do tornozelo como o que ocorre em ângulo reto para três eixos padrões de rotação (Fig. 14-10, A). A *dorsiflexão* (extensão) e a *flexão plantar* descrevem o movimento que é paralelo ao plano sagital, em torno de um eixo de rotação lateromedial. A *eversão* e a *inversão* descrevem o movimento que é paralelo ao plano frontal e

em torno de um eixo anteroposterior da rotação. A *abdução* e a *adução* descrevem o movimento que é paralelo ao plano horizontal (transverso), em torno de um eixo vertical (superoinferior) de rotação. Para as três maiores articulações do tornozelo e do pé, essas definições fundamentais são inadequadas, uma vez que a maioria dos movimentos nessas articulações ocorre ao redor de um eixo *oblíquo*, em vez dos três eixos ortogonais de rotação descritos na Figura 14-10, A.



**FIGURA 14-10** A, As *definições do movimento fundamental* são baseadas no movimento de qualquer parte do tornozelo ou do pé em um plano perpendicular aos três eixos de rotação padrão: vertical, anteroposterior (AP) e lateromedial (LM). B, As *definições do movimento aplicado* têm por base os movimentos que ocorrem perpendicularmente a um dos vários eixos de rotação oblíquo do pé e do tornozelo. Os dois principais movimentos são definidos como pronação ou supinação.

Uma segunda e mais *aplicada terminologia* evoluiu, portanto, na tentativa de definir os movimentos que ocorrem perpendiculares aos eixos oblíquos de rotação predominantes no tornozelo e no pé (Fig. 14-10, B). A

*pronação* é definida como um movimento que tem elementos de eversão, abdução e dorsiflexão. A *supinação*, ao contrário, é definida como um movimento que tem elementos de inversão, adução e flexão plantar. A orientação do eixo de rotação oblíqua representado na Figura 14-10, *B* varia através das principais articulações, mas, em geral, tem um grau de inclinação semelhante ao ilustrado. O grau de inclinação exato de cada eixo articular de rotação principal é descrito nas seções subsequentes.

Os movimentos de pronação e supinação são chamados “triplanares”. Infelizmente, esta descrição é enganosa. O termo *triplanar* implica somente que os movimentos “cortam através” de cada um dos três planos cardinais, não que a articulação que exhibe esses movimentos possua três graus de liberdade. *A pronação e a supinação ocorrem em um plano.* A Tabela 14-2 resume a terminologia usada para descrever os movimentos do tornozelo e do pé, incluindo a terminologia que descreve uma postura anormal ou deformidade.

**TABELA 14-2** Termos que Descrevem o Movimento e as Deformidades do Tornozelo e do Pé

Movimento	Eixo de Rotação	Plano do Movimento	Exemplo de Deformidade Fixa ou Postura Anormal
Flexão plantar } Dorsiflexão }	Lateromedial	Sagital	Pé equino Pé calcâneo
Inversão } Eversão }			Anteroposterior
Abdução } Adução }	Vertical	Horizontal	Abduto Aduto
Supinação } Pronação }			Obliquo (varia por articulação)

## Estrutura e Função das Articulações Associadas ao Tornozelo

Do ponto de vista anatômico, o tornozelo inclui uma articulação: a *articulação talocrural*. Um componente estrutural importante dessa articulação é a articulação formada entre a tíbia e a fíbula - uma articulação reforçada pelas *articulações tibiofibular proximal e distal* e a *membrana interóssea* da perna (Fig. 13-3). Por causa desta associação funcional, as articulações tibiofibular proximal e distal são incluídas no tema do “tornozelo”.

### **ARTICULAÇÃO TIBIOFIBULAR PROXIMAL**

A articulação tibiofibular proximal é uma articulação sinovial localizada lateral e imediatamente inferior ao joelho. A articulação é formada entre a cabeça da fíbula e a face posterolateral do côndilo lateral da tíbia (Fig. 13-4). As superfícies articulares são geralmente planas ou levemente ovais, cobertas por cartilagem articular.<sup>120</sup>

Uma cápsula reforçada pelos ligamentos anterior e posterior inclui o conjunto tibiofibular proximal (Figs. 13-7 e 13-9). O tendão do músculo poplíteo fornece estabilização adicional à medida que atravessa a articulação posteriormente. Muito pouco movimento de deslizamento ocorre nesta articulação; uma articulação firme é necessária para assegurar que as forças dentro do bíceps femoral e do ligamento colateral lateral do joelho sejam transferidas de forma eficaz a partir da fíbula para a tíbia.

### **ARTICULAÇÃO TIBIOFIBULAR DISTAL**

A articulação tibiofibular distal é formada pela articulação entre a superfície medial da fíbula distal e a incisura fibular da tíbia (Fig. 14-11).<sup>6</sup> Os anatomistas

frequentemente se referem à articulação tibiofibular distal como uma *sindesmose*, que é um tipo de articulação fibrosa sinartrodial intimamente vinculada a uma membrana.<sup>120</sup> Um movimento relativamente pequeno é permitido entre a tíbia distal e a fíbula distalmente.

O *ligamento interósseo* fornece um vínculo mais forte entre a extremidade distal da tíbia e a fíbula (Fig. 14-3).<sup>120</sup> Este ligamento é uma extensão da *membrana interóssea* entre a tíbia e a fíbula. Os *ligamentos tibiofibular (distal) anterior* e *posterior* também estabilizam a articulação (Figs. 14-11 e 14-12). Uma união estável entre a tíbia e a fíbula distal é essencial para a estabilidade e função da articulação talocrural.

### Ligamentos da Articulação Tibiofibular Distal

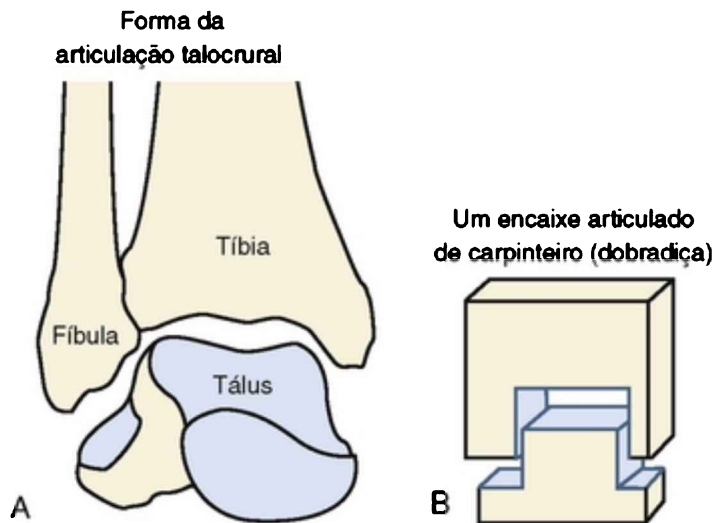
- Ligamento interósseo
- Ligamento tibiofibular anterior
- Ligamento tibiofibular posterior

## ARTICULAÇÃO TALOCRURAL

### Estrutura Articular

A articulação talocrural é a articulação formada entre a tróclea e a face medial e lateral do tálus com a cavidade retangular formada pela extremidade distal da tíbia (face tarsal da tíbia) e os maléolos (Figs. 14-3 e 14-9). A articulação talocrural é muitas vezes referida como o “encaixe”, por assemelhar-se a uma articulação de madeira utilizada por carpinteiros (Fig. 14-13). A forma côncava do

lado proximal do encaixe é mantida por tecidos conjuntivos que ligam a tíbia à fíbula. A forma de confinamento da articulação talocrural fornece uma fonte importante de estabilidade natural ao tornozelo.<sup>128</sup>



**FIGURA 14-13** A semelhança na forma da articulação talocrural (A) e de um encaixe articulado de carpinteiro (dobradiça) (B) é demonstrada. Observe a extensa área do tálus que é revestida com cartilagem articular (*azul*).

A estrutura do encaixe deve ser suficientemente estável para aceitar as dissipação de forças entre a perna e o pé. Embora variável, cerca de 90 a 95% das forças de compressão passam pelo tálus e pela tíbia; enquanto os restantes 5 a 10% passam pela região lateral do tálus e da fíbula.<sup>18</sup> A articulação talocrural está alinhada com cerca de 3 mm de cartilagem articular, que pode ser comprimidas de 30 a 40% em resposta ao pico fisiológico de carga.<sup>135</sup> Este mecanismo de absorção de carga protege



o osso subcondral do estresse prejudicial.

## Ligamentos

Uma fina *cápsula* envolve a articulação talocrural. Externamente, a cápsula é reforçada pelos ligamentos colaterais que ajudam a manter a estabilidade entre o tálus e a “cavidade” retangular do encaixe.

Os ligamentos mediais da articulação talocrural são chamados de *ligamento deltoide*, com base na sua forma triangular. Este ligamento é amplo e extenso (Fig. 14-4). Seu ápice está fixado ao maléolo medial, com sua base distribuída dentro de três conjuntos de fibras superficiais (ver quadro a seguir). As fibras profundas tibiotalares misturam-se com a cápsula medial e reforçam a articulação talocrural.

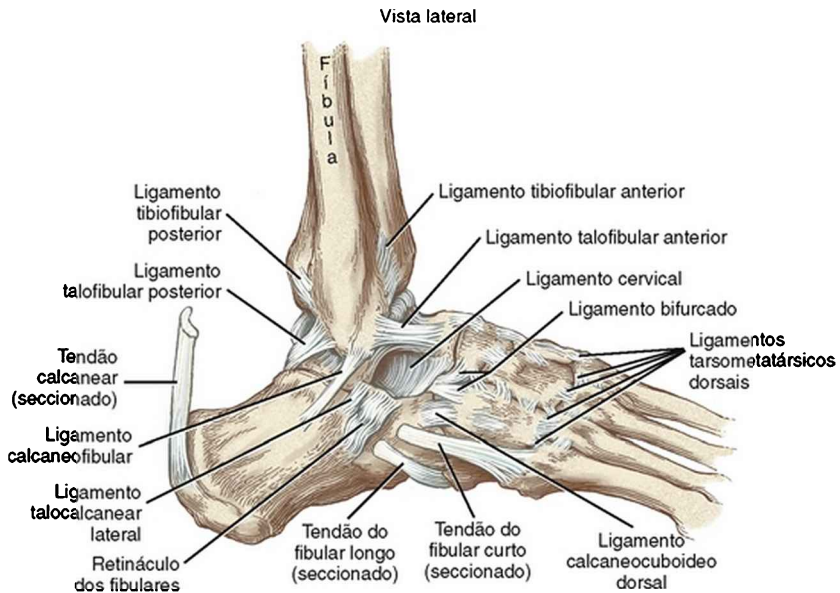
### Inserções Distais dos Três Conjuntos Superficiais de Fibras do Ligamento Deltoide

- Fibras *tibionaviculares* fixadas no navicular, próximo à tuberosidade.
- Fibras *tibiocalcaneares* fixadas no sustentáculo do tálus.
- Fibras *tibiotalares* fixadas no tubérculo medial e em uma parte adjacente do tálus.

A principal função do ligamento deltoide é limitar a eversão através das articulações talocrural, subtalar e talonavicular. As entorses do ligamento deltoide são relativamente raras, em parte por causa da força do ligamento e porque o maléolo lateral serve como um fator limitante ósseo contra uma eversão excessiva.

Os *ligamentos colaterais laterais do tornozelo* incluem os ligamentos talofibular anterior e posterior e calcaneofibular. Em virtude da incapacidade relativa do maléolo medial para bloquear o lado medial do encaixe, a esmagadora maioria das entorses do tornozelo envolve uma inversão excessiva, que muitas vezes envolve a lesão dos ligamentos colaterais laterais.<sup>8</sup>

O *ligamento talofibular anterior* está fixo à face anterior do maléolo lateral e, em seguida, percorre anterior e medialmente o colo do tálus (Fig. 14-15). Este ligamento é o mais frequentemente lesionado dos ligamentos laterais. A lesão é geralmente causada por inversão excessiva ou (no plano horizontal) adução do tornozelo, especialmente quando combinada com flexão plantar - por exemplo, quando inadvertidamente se pisa em um buraco ou sobre o pé de alguém, enquanto se aterrissa de um salto.<sup>115</sup> O *ligamento calcaneofibular* percorre inferior e posteriormente do ápice do maléolo lateral à superfície lateral do calcâneo (Fig. 14-15). Este ligamento resiste à inversão de toda a articulação talocrural (especialmente quando a articulação está em total dorsiflexão) e da articulação subtalar. Como um par, os ligamentos calcaneofibular e talofibular anterior limitam a inversão durante a maior parte da amplitude da dorsiflexão do tornozelo e da flexão plantar.<sup>21</sup> Cerca de dois terços de todas as lesões do ligamento lateral do tornozelo envolvem ambos os ligamentos.<sup>36,54</sup>



**FIGURA 14-15** Vista lateral da região do tornozelo direito com destaque para os ligamentos colaterais laterais.

### Três Componentes Principais dos Ligamentos Colaterais Laterais do Tornozelo

- Ligamento talofibular anterior
- Ligamento calcaneofibular
- Ligamento talofibular posterior

O *ligamento talofibular posterior* origina-se no lado posteromedial do maléolo lateral e se insere no tubérculo lateral do tálus (Figs. 14-12 e 14-15). Suas fibras passam horizontalmente, através da face posterior da articulação talocrural, em uma direção oblíqua anterolateral à posteromedial (Fig. 14-16). A principal função do

ligamento talofibular posterior é a estabilização do tálus dentro do encaixe. Em particular, limita a abdução excessiva do tálus, especialmente quando o tornozelo é totalmente dorsifletido.<sup>21</sup>

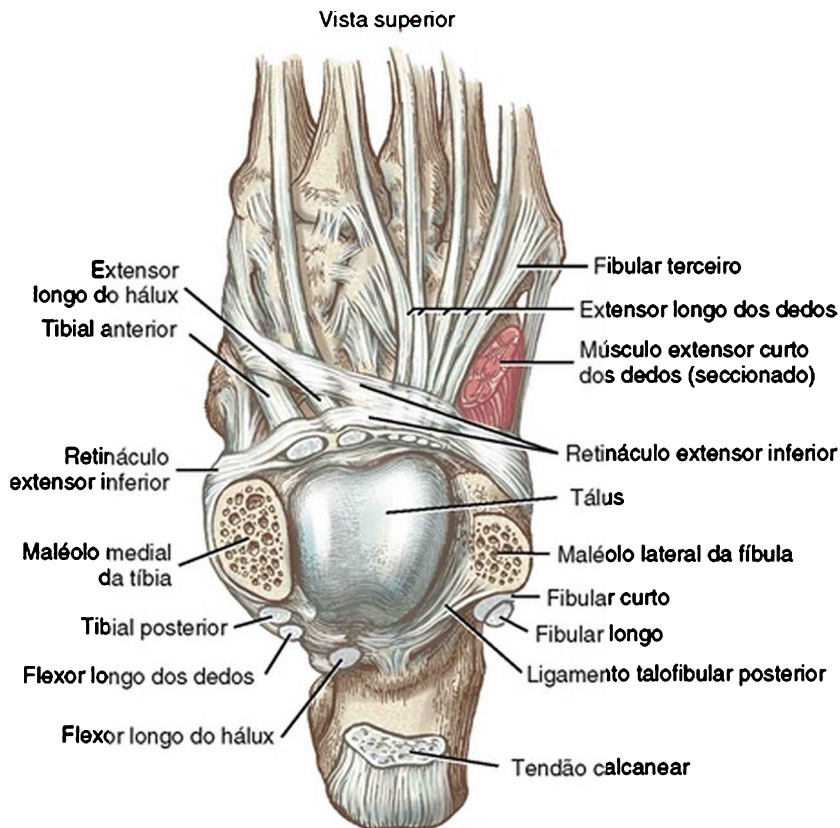


FIGURA 14-16 Uma vista superior apresenta um corte transversal através da articulação talocrural direita. O tálus permanece, mas os maléolos lateral e medial e todos os tendões foram seccionados.

*O ligamento transversal inferior* é uma pequena cadeia de fibras consideradas parte do ligamento talofibular posterior

(Fig. 14-12). As fibras continuam medialmente na face posterior do maléolo medial e formam parte da parede posterior da articulação talocrural.

Em resumo, os ligamentos mediais e laterais do tornozelo limitam a eversão e a inversão excessivas, respectivamente, em toda articulação em que essas fibras cruzam. Por causa do curso da maioria dos ligamentos, que varia em graus de anterior para posterior, eles também limitam a translação anterior para posterior do tálus dentro do encaixe. Conforme descrito na seção sobre artrocinemática, os movimentos de flexão plantar e dorsiflexão são cinematicamente ligados às translações anterior e posterior do tálus, respectivamente. Por essas razões, vários dos ligamentos colaterais são alongados nos extremos da dorsiflexão ou flexão plantar da articulação talocrural.

Vários dos principais ligamentos que cruzam a articulação talocrural também passam por outras articulações do pé, tais como as articulações subtalar e talonavicular. Esses ligamentos, portanto, asseguram a estabilidade através de múltiplas articulações. A Tabela 14-3 apresenta um resumo dos movimentos que estendem os principais ligamentos do tornozelo. Essa informação ajuda a explicar os mecanismos que frequentemente acometem esses ligamentos, bem como a lógica por trás dos testes manuais de estresse realizados para avaliar a integridade estrutural dos ligamentos após a lesão.

**TABELA 14-3** Movimentos que Estiram os Principais Ligamentos do Tornozelo\*

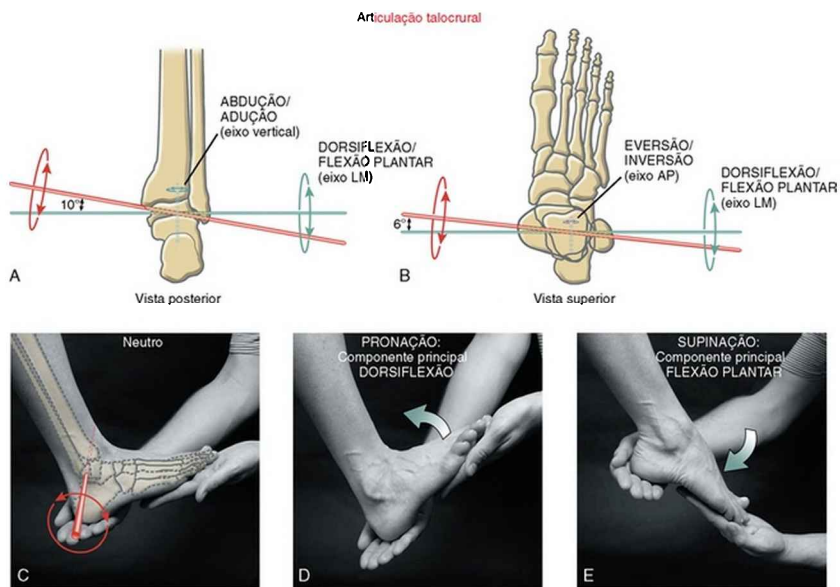
Ligamentos	Articulações Cruzadas	Movimentos que Esticam ou Alongam os Ligamentos
Ligamento deltoide (fibras tibiotalares)	Articulação talocrural	Eversão, dorsiflexão com deslizamento posterior do tálus associado ao encaixe
Ligamento deltoide (fibras tibionaviculares)	Articulação talocrural	Eversão, flexão plantar com deslizamento anterior do tálus associado ao encaixe
Ligamento deltoide (fibras tibiocalcaneares)	Articulação talonavicular	Eversão, abdução
Ligamento talofibular anterior	Articulações talocrural e subtalar	Eversão
Ligamento calcaneofibular	Articulação talocrural	Flexão plantar com deslizamento anterior do tálus associado ao encaixe, à inversão, à adução
Ligamento talofibular posterior	Articulação subtalar	Dorsiflexão com deslizamento posterior do tálus associado ao encaixe, à inversão
	Articulação talocrural	Inversão
		Dorsiflexão com deslizamento posterior do tálus associado ao encaixe, à abdução, à inversão

\*A informação é baseada nos movimentos sem descarga de peso relativa no pé com o segmento estático.

## Osteocinemática

A articulação talocrural possui um grau de liberdade. O movimento ocorre em torno de um eixo de rotação que passa através do corpo do tálus e as pontas dos dois maléolos. Em virtude de o maléolo lateral estar inferior e posteriormente ao maléolo medial (que deve ser verificado pela palpação), o eixo de rotação se afasta um pouco a partir de um eixo simples lateromedial. Como descrito na Figura 14-17, *A* e *B*, o eixo de rotação (em vermelho) é ligeiramente inclinado anterossuperiormente e à medida que passa de lateral para medial através do tálus e de ambos os maléolos.<sup>78</sup> O eixo desvia de um eixo simples lateromedial cerca de 10 graus no plano frontal (Fig. 14-17, *A*) e seis graus no plano horizontal (Fig. 14-17, *B*). Por causa do afastamento do eixo de rotação, a dorsiflexão está associada à ligeira abdução e eversão e à flexão plantar com uma ligeira adução e inversão.<sup>118</sup> Assim, por definição, a articulação talocrural produz um movimento de pronação e supinação. Pelo fato de o eixo de rotação desviar somente minimamente do eixo lateromedial simples, os principais componentes de pronação e supinação na articulação talocrural são a *dorsiflexão* e a *flexão plantar* (Fig. 14-17, *D* e *E*).<sup>76,119</sup> Os componentes

dos planos horizontal e frontal de pronação e supinação são realmente pequenos,<sup>88</sup> e geralmente ignorados na maioria das situações clínicas.



**FIGURA 14-17** O eixo de rotação e a osteocinemática na articulação talocrural. O eixo de rotação levemente oblíquo (*vermelho*) é apresentado na vista posterior (**A**) e superior (**B**); novamente esse eixo é apresentado em **C**. Os componentes dos eixos e a osteocinemática associada também estão representados em **A** e **B**. Observe que, embora sutil, a dorsiflexão (**D**) é combinada com discreta abdução e eversão, que são componentes de pronação; a flexão plantar (**E**) é combinada com leve adução e inversão, que são componentes de supinação.

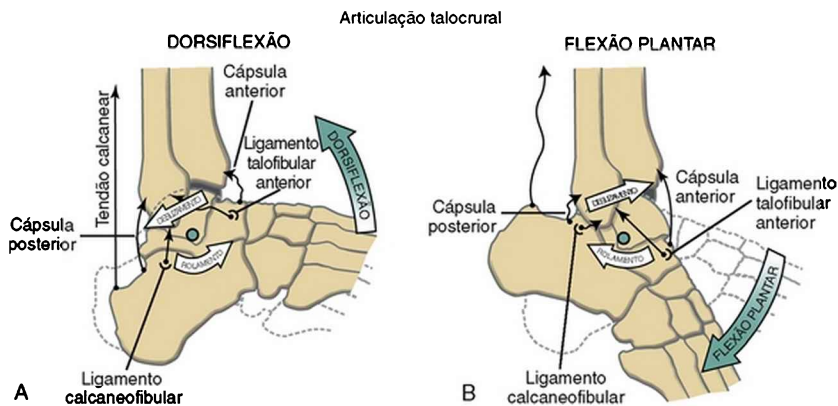
A posição zero grau (neutro) na articulação talocrural é definida pelo pé mantido em 90 graus em relação à perna. A partir desta posição, a articulação talocrural permite cerca de 15 a 25 graus de dorsiflexão e de 40 a 55

graus de flexão plantar, embora relatado valores que diferem consideravelmente com base no tipo e no método de medição.<sup>10,40,118</sup> Os movimentos acessórios na proximidade da articulação subtalar podem contribuir para cerca de 20% da amplitude total de movimento.<sup>40</sup> A dorsiflexão e a flexão plantar na articulação talocrural necessitam ser visualizadas quando o pé está no chão e livre para girar, e quando o pé está fixo no chão à medida que a perna gira para a frente, tal como durante a fase de apoio da marcha.

### **Artrocinemática**

A discussão a seguir supõe que o pé esteja sem carga e livre para girar. Durante a *dorsiflexão*, o tálus rola para a frente em relação à perna, uma vez que, simultaneamente, desliza *posteriormente* (Fig. 14-18, A). O deslizamento posterior simultâneo permite que o tálus role para a frente com apenas uma translação anterior limitada.<sup>22,134</sup> A Figura 14-18, A mostra que o ligamento calcaneofibular tornar-se tenso, em resposta à tendência de deslizamento posterior do segmento talocalcanear. Geralmente, *qualquer ligamento colateral que se torna cada vez mais tenso na translação posterior do tálus também se torna cada vez mais tenso durante a dorsiflexão*. A dorsiflexão máxima alonga a cápsula posterior e todos os tecidos capazes de transmitir torque de flexão plantar, como o tendão calcanear.





**FIGURA 14-18** Uma vista lateral representa a artrocinemática na articulação talocrural durante a dorsiflexão passiva (A) e a flexão plantar (B). As estruturas estiradas (tensas) são mostradas como setas finas alongadas; estruturas frouxas são mostradas como setas onduladas.

A dorsiflexão total do tornozelo é frequentemente limitada, após uma entorse lateral do tornozelo. Uma abordagem terapêutica que visa o aumento da dorsiflexão envolve a mobilização articular passiva da articulação talocrural. Especificamente, o clínico aplica uma translação posterior dirigida do tálus e do pé em relação à perna.<sup>38,134</sup> Um deslizamento posterior apropriadamente aplicado é projetado para imitar a artrocinemática natural de dorsiflexão na articulação talocrural.

Durante a flexão plantar, o tálus rola posteriormente, assim como o osso desliza anterior e simultaneamente (Fig. 14-18, B). Geralmente, *qualquer ligamento colateral que se torna mais tenso na translação anterior do tálus também se torna cada vez mais tenso durante a flexão plantar*. Conforme descrito na Figura 14-18, B, o ligamento talofibular anterior é alongado em toda flexão plantar. (Embora não

seja representado, as fibras tibionaviculares do ligamento deltoide também ficam tensas em toda flexão plantar [Tabela 14-3].) A flexão plantar também alonga os músculos dorsiflexores e a cápsula anterior da articulação.

### **Estabilização Progressiva da Articulação Talocrural durante a Fase de Apoio da Marcha**

No contato inicial do calcanhar durante a marcha, o tornozelo realiza a flexão plantar rapidamente, a fim de abaixar o pé no chão (Fig. 14-19, de zero a 5% do ciclo da marcha). Tão logo a fase do apoio total do pé da marcha é alcançada, a perna começa a ser projetada anteriormente (dorsiflexão) sobre o pé fixo no chão.<sup>68</sup> A dorsiflexão continua até logo depois da fase do desprendimento do calcanhar. Neste ponto do ciclo da marcha, o tornozelo torna-se estável, em função do crescente aumento da tensão em muitos ligamentos colaterais estirados e os músculos flexores plantares (Fig. 14-20, A). O tornozelo em dorsiflexão ainda está estabilizado como a maior parte da cunhas anteriores do tálus no componente tibiofibular do encaixe (Fig. 14-20, B).<sup>18</sup> O efeito do encaixe causa uma ligeira separação nas porções distais da tíbia e da fíbula. Esta ação é resistida pela tensão nos ligamentos tibiofibular distal e a membrana interóssea.<sup>6</sup> No início da fase de impulso da marcha (logo após de cerca de 40% do ciclo da marcha; Figura 14-19), a articulação talocrural é totalmente dorsifletida, bem como estabilizada para aceitar forças de compressão que podem alcançar mais de quatro vezes o peso corporal.<sup>121</sup> Esta estabilidade inerente pode parcialmente explicar a frequência relativamente baixa de artrose idiopática na articulação talocrural.<sup>18,81</sup> A artrite

pós-traumática na articulação talocrural é, contudo, relativamente comum. A incongruência residual no encaixe após trauma pode aumentar o estresse intra-articular em níveis deletéricos.

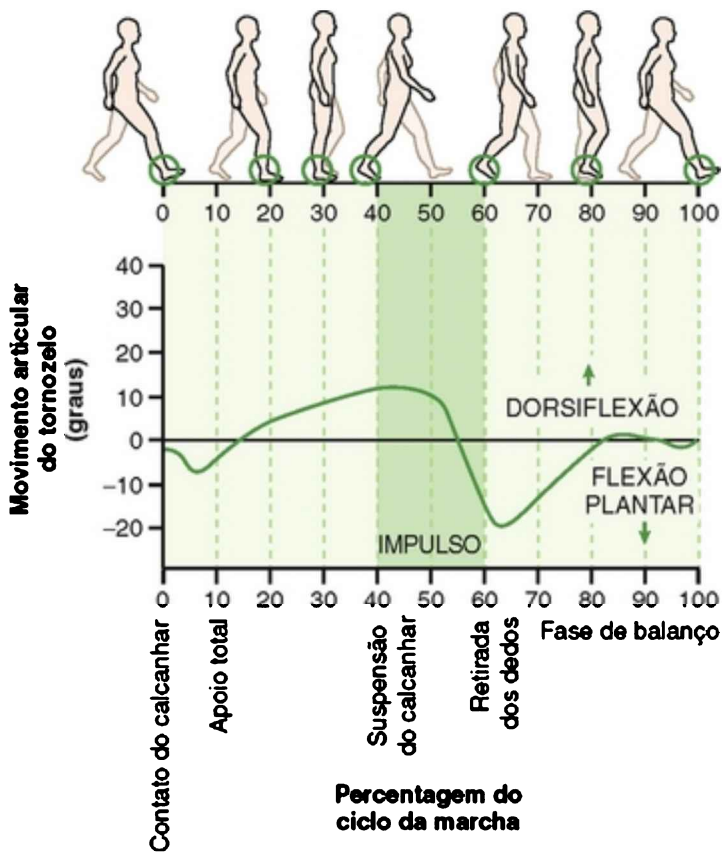
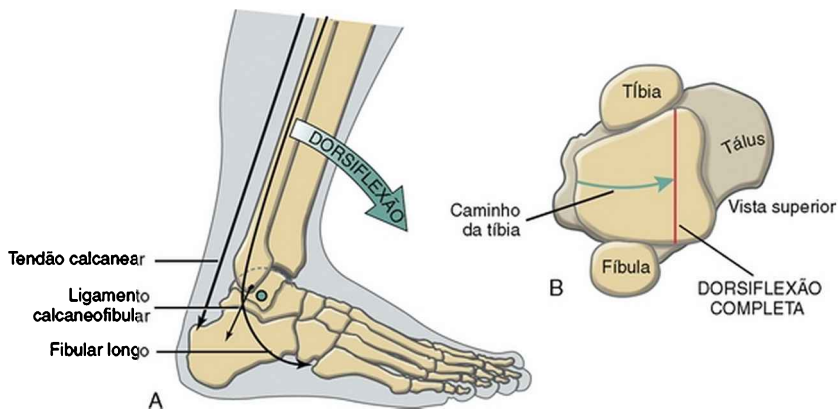


FIGURA 14-19 A amplitude de movimento da articulação do tornozelo direito (talocrural) está representada durante as principais fases do ciclo da marcha. A fase do impulso (propulsão) (cerca de 40 a 60% do ciclo da marcha) é indicada no tom mais escuro de verde.



**FIGURA 14-20** Representação dos fatores que aumentam a estabilidade mecânica da articulação talocrural em total dorsiflexão. **A**, O aumento da tensão passiva em vários tecidos conjuntivos e músculos é demonstrado. **B**, A superfície troclear do tálus é mais larga anterior do que posteriormente (linha vermelha). O trajeto da dorsiflexão coloca o segmento côncavo tibiofibular do encaixe em contato com a maior dimensão anterior do tálus e causa um efeito de cunha no interior da articulação talocrural.

A ligeira propagação natural do encaixe na dorsiflexão máxima causa leve translação da fíbula.<sup>13</sup> A linha de força dos ligamentos tibiofibular anterior e posterior (distal) estirados e a membrana interóssea produz uma ligeira translação superior da fíbula que é transferida proximalmente para a articulação tibiofibular proximal. Por esta razão, a articulação tibiofibular proximal está mais relacionada funcionalmente ao tornozelo (articulação talocrural) do que ao joelho.

## Estrutura e Função das Articulações Associadas ao Pé

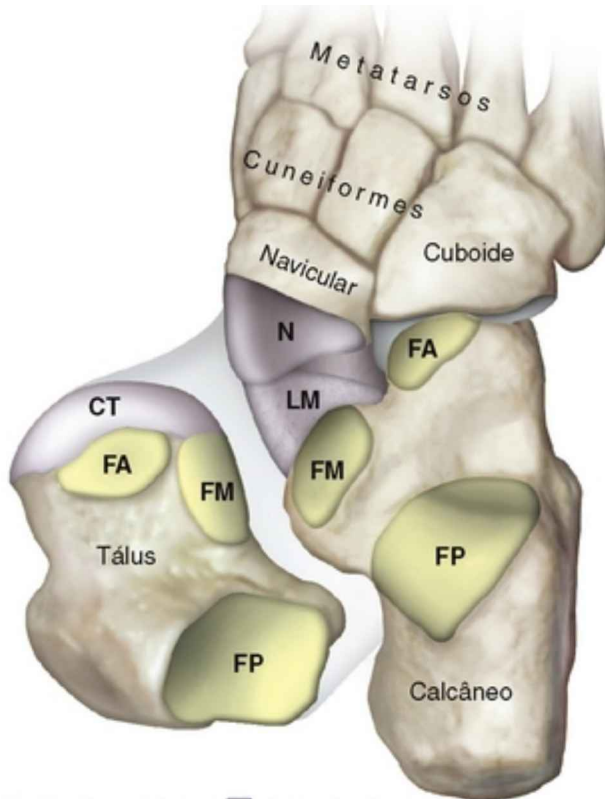
## ARTICULAÇÃO SUBTALAR

A articulação subtalar, como o próprio nome indica, reside no tálus (Fig. 14-9). Para avaliar o grau de movimento articular subtalar, precisamos somente apertar firmemente o calcâneo e girá-lo de um lado ao outro. Durante este movimento, o tálus permanece essencialmente estacionário dentro da articulação talocrural apertada. A pronação e a supinação durante as atividades sem nenhum apoio do peso ocorrem à medida que o calcâneo move-se em relação ao tálus fixo. Na distribuição do peso durante a fase de apoio da caminhada, por exemplo, ocorrem pronação e supinação enquanto o calcâneo ainda permanece relativamente estacionário. Esta situação requer cinemática complexa, que envolve a perna e o tálus (como uma unidade comum) girando *sobre* o calcâneo estável. Esta mobilidade na articulação subtalar permite que o pé assuma posições independentes da orientação do tornozelo e na perna sobrepostos. Esta função é essencial para atividades como andar em uma ladeira íngreme, em posição ortostática com os pés afastados, mudar rapidamente de direção enquanto caminha ou corre e manter seu equilíbrio sobre um barco em balanço.

### Estrutura Articular

A grande e complexa articulação subtalar consiste em três articulações formadas entre as facetas posterior, média e anterior do calcâneo e do tálus. Essas articulações são representadas em amarelo na Figura 14-21.

Vista superior



- |   |                             |   |                                  |
|---|-----------------------------|---|----------------------------------|
| □ | <b>Articulação subtalar</b> | ■ | <b>Articulação talonavicular</b> |
|   | <b>FA</b> Faceta anterior   |   | <b>CT</b> Cabeça do tálus        |
|   | <b>FM</b> Faceta média      |   | <b>N</b> Navicular               |
|   | <b>FP</b> Faceta posterior  |   | <b>LM</b> Ligamento em mola      |

FIGURA 14-21 Uma visão superior do pé direito é apresentada com um tálus rodado medialmente, expondo a maioria de sua superfície plantar. As superfícies articulares da *articulação subtalar* são apresentadas em amarelo; as superfícies articulares nas proximidades da *articulação talonavicular* são apresentadas em lilás. Recolocar o tálus na sua posição natural juntaria os três conjuntos de facetas articulares dentro da articulação subtalar – faceta anterior (*FA*), faceta média (*FM*) e faceta posterior (*FP*). Recolocar o tálus também rearticula a

articulação talonavicular ao se juntar a cabeça do tálus (CT) na concavidade formada pelas superfícies côncavas do navicular (N) e do ligamento em mola (LM).

### ENFOQUE ESPECIAL 14-1 Lesões do Tornozelo Resultantes da Dorsiflexão ou Flexão Plantar Excessiva

As articulações proximal e distal tibiofibular e a membrana interóssea são funcional e estruturalmente relacionadas à articulação talocrural. Essa relação é evidente após uma lesão relacionada à dorsiflexão exagerada – por exemplo, a aterrissagem, a partir de um salto. Uma dorsiflexão excessiva e violenta do tornozelo (perna sobre o pé) pode fazer o encaixe “explodir” externamente, lesionando muitos dos ligamentos colaterais. O alargamento traumático do encaixe também pode prejudicar os ligamentos que sustentam a articulação tibiofibular distal e a membrana interóssea – chamada de *entorse sindesmótica*.<sup>6</sup> Este tipo de lesão ocorre menos frequentemente do que a entorse comum por inversão do tornozelo, mas geralmente requer um tempo de recuperação mais prolongado.<sup>12</sup>

Na flexão plantar completa – a posição final de liberação da articulação talocrural – afrouxa mais os ligamentos colaterais do tornozelo e todos os músculos flexores plantares. Além disso, a flexão plantar coloca a parte mais estreita do tálus entre os maléolos, liberando assim a tensão dentro do encaixe. Como consequência, a flexão plantar completa faz com que a tíbia distal e a fíbula “afrouxem sua união” sobre o tálus. O tornozelo completamente fletido e que suporta o peso corporal coloca, conseqüentemente, a articulação talocrural em uma posição relativamente instável. Ao calçar saltos altos ou

aterrissar de um salto em flexão plantar (e geralmente invertido), o risco de desestabilizar o encaixe aumenta potencialmente, prejudicando os ligamentos laterais do tornozelo.<sup>35</sup>

A *articulação posterior* proeminente da articulação subtalar ocupa cerca de 70% da área total da superfície articular. (Alguns textos sobre anatomia limitam a descrição da articulação subtalar para as facetas proeminentes apenas referindo-se como *articulação talocalcanear*.<sup>120</sup>) A faceta côncava posterior do tálus repousa sobre a faceta convexa posterior do calcâneo. A articulação é mantida firmemente contra sua forma de bloqueio, ligamentos, peso corporal e músculo ativado. As *articulações alinhadas anterior* e *média* consistem em superfícies articulares menores, quase planas. Embora todas as três articulações contribuam para o movimento da articulação subtalar, os clínicos normalmente focalizam sobre a articulação posterior, mais proeminente, quando realizam técnicas de mobilização para aumentar a flexibilidade do retropé.

### Ligamentos

As articulações posterior e anteromedial dentro da articulação subtalar são envoltas por uma cápsula separada. A grande, cápsula posterior é reforçada por três delgados espessamentos: *ligamentos talocalcanear lateral*, *medial* e *posterior* (Figs. 14-12, 14-14 e 14-15). Esses ligamentos são muitas vezes indistinguíveis da cápsula e servem como estabilizadores secundários da articulação. Outros ligamentos, mais importantes, fornecem a fonte primária de estabilização para o conjunto articular em um



todo (Tabela 14-4). O *ligamento calcaneofibular* limita a inversão excessiva e o *ligamento deltoide* (*fibras tibiocalcaneares*) limita a eversão excessiva. (A anatomia desses ligamentos foi descrita anteriormente com a articulação talocrural.)

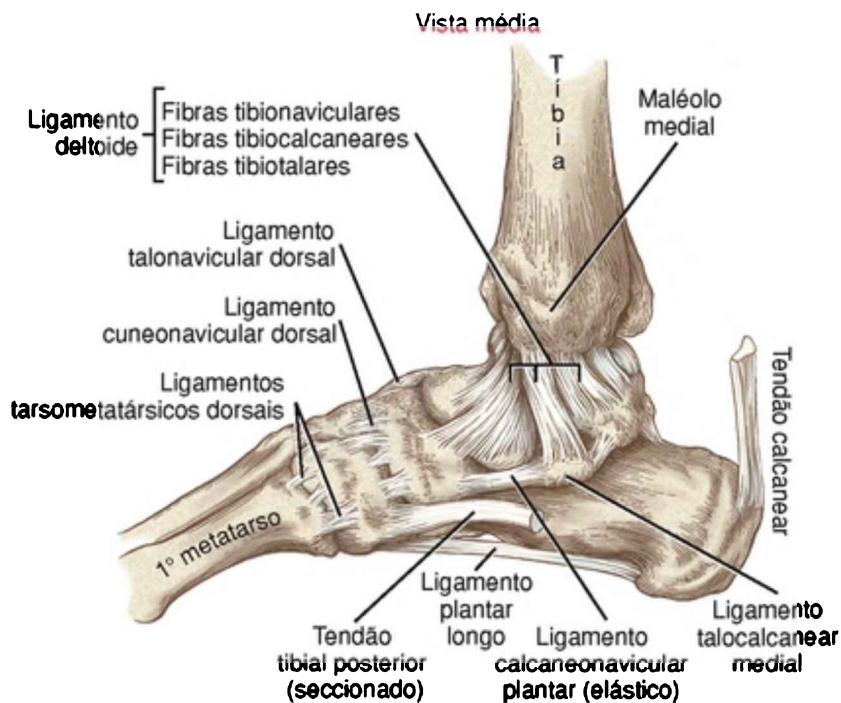


FIGURA 14-14 Vista medial da região do tornozelo direito com destaque para o ligamento colateral medial (deltoide).

TABELA 14-4 Principais Funções dos Principais Ligamentos da Articulação Subtalar

Ligamento	Principais Funções da Articulação Subtalar

Calcaneofibular	Limita a inversão excessiva
Fibras tibiocalcaneares do ligamento deltoide	Limitam a eversão excessiva
Interósseos (talocalcanear)	Ambos os ligamentos ligam o tálus ao calcâneo; limitam os extremos de todos os movimentos, especialmente a inversão
Cervical	

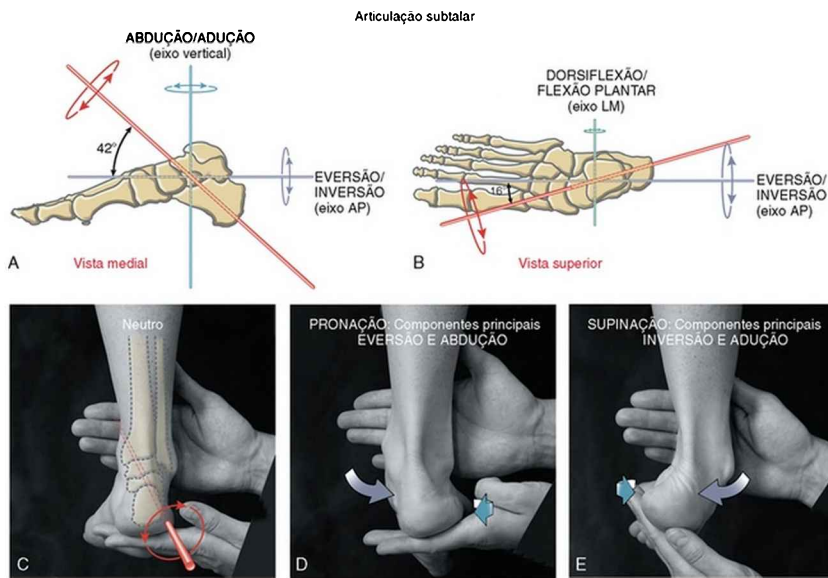
Os ligamentos interósseos (talocalcanear) e cervical se inserem diretamente entre o tálus e o calcâneo<sup>120</sup> e, portanto, proporcionam uma maior estabilidade não muscular à articulação subtalar. Esses ligamentos largos e achatados cruzam obliquamente dentro do seio do tarso e, portanto, são difíceis de visualizar, a menos que o conjunto seja desarticulado, como descrito anteriormente na Figura 14-8. O *ligamento interósseo (talocalcanear)* possui duas bandas distintas, achatadas, anterior e posterior. Essas bandas surgem a partir do sulco calcanear e cursa superiormente para se fixar no sulco talar e nas regiões adjacentes. O maior *ligamento cervical* possui um arranjo de fibras oblíquas semelhante ao ligamento interósseo, mas se fixa mais lateralmente no sulco calcanear. A partir desta fixação, o ligamento cervical tem um trajeto superomedial para se anexar principalmente na superfície inferolateral do colo do tálus (daí o nome “cervical”) (Fig. 14-15). Os ligamentos interósseo e cervical limitam os extremos de todos os movimentos - principalmente a inversão.<sup>61,120,127</sup>

Embora os ligamentos dentro do seio do tarso sejam reconhecidos como estabilizadores primários da

articulação subtalar, uma descrição anatômica precisa e um entendimento pleno das suas funções não são claros.<sup>53,127</sup> A falta de conhecimento tem limitado o desenvolvimento do padrão clínico dos “testes de estresse” para auxiliar no diagnóstico da lesão ligamentar. Um estudo em cadáveres sugere que uma força translacional lateral para medial aplicada no calcâneo estressa especificamente o ligamento interósseo.<sup>127</sup> Esse achado é consistente com a função proposta do ligamento de resistir à inversão da articulação subtalar.

### **Cinemática**

O artrocinemática na articulação subtalar envolve um movimento de deslizamento entre os três conjuntos de facetas e produz um arco curvilíneo de movimento entre o calcâneo e o tálus. Embora exista uma variação considerável de uma pessoa para outra,<sup>71</sup> o eixo de rotação é geralmente descrito como uma linha que atravessa o calcânhar posterolateralmente e passa através da articulação subtalar nas direções anterior, medial e superior (Fig. 14-22, A a C, em vermelho).<sup>51,80,103</sup> O eixo de rotação é posicionado a 42 graus em relação ao plano horizontal (Fig. 14-22, A) e 16 graus em relação ao plano sagital (Fig. 14-22, B).<sup>80</sup>



**FIGURA 14-22** Eixo de rotação e osteocinématica na articulação subtalar. O eixo de rotação (*vermelho*) é apresentado de lado (**A**) e por cima (**B**); este eixo é apresentado novamente em (**C**). Os componentes dos eixos e a osteocinématica associada também estão representados em **A** e **B**. O movimento de pronação, com os principais componentes de eversão e abdução, é demonstrado em **D**. O movimento de supinação, com os principais componentes de inversão e adução, é demonstrado em **E**. Em **D** e **E**, as setas azuis indicam abdução e adução, e as setas roxas indicam eversão e inversão.

A pronação e a supinação da articulação subtalar ocorrem quando o calcâneo se move em relação ao tálus (ou vice-versa, quando o pé está fixo) em um arco que é perpendicular ao eixo de rotação (observe as setas vermelhas circulares na Figura 14-22, **A** a **C**). Dado o afastamento geral do eixo, apenas dois dos três componentes principais de pronação e supinação são fortemente evidentes: a inversão e eversão, a abdução e a

adução (Fig. 14-22, A e B). A *pronação*, portanto, tem componentes principais de *eversão* e *abdução* (Fig. 14-22, D); a *supinação* tem componentes principais de *inversão* e *adução* (Fig. 14-22, E). O calcâneo realiza dorsiflexão e flexão plantar ligeiramente em relação ao tálus; no entanto, estes movimentos são pequenos e geralmente ignorados clinicamente. De forma global, o padrão cinemático expressado na articulação subtalar é muito maior do que na articulação talocrural.<sup>76</sup>

Para simplificar, a osteocinemática da articulação subtalar foi ilustrada pelo calcâneo se movendo em relação a um tálus fixo e essencialmente imóvel. No entanto, durante a marcha, quando o calcâneo está relativamente imóvel por causa da descarga do peso corporal, uma parcela significativa de pronação e supinação ocorre pela *rotação do tálus e da perna no plano horizontal*. Em virtude da estabilidade inerente e do ajuste previsto pelo encaixe, a maioria da rotação do tálus no plano horizontal está acoplada mecanicamente à rotação da perna. Pequenos movimentos acessórios no plano horizontal dentro da articulação talocrural absorvem um pequeno componente dessa rotação.<sup>96</sup>

### **Amplitude de Movimento**

Grimston *et al.* relataram a amplitude ativa de movimentos de inversão e eversão ao nível da articulação subtalar em 120 indivíduos saudáveis (com idade entre nove e 79 anos).<sup>40</sup> Os resultados mostraram que a inversão superava a eversão por quase o dobro: inversão, 22,6 graus; eversão, 12,5 graus. Embora estes dados incluam rotações acessórios na articulação talocrural, é típica uma proporção

muito maior de inversão para eversão do que o relatado para a articulação subtalar isolada.<sup>5,125</sup> Os estudos que medem a amplitude de movimento *passiva* geralmente relatam grandes magnitudes de movimento, com a proporção de inversão para eversão aproximadamente de 3:1.<sup>142</sup> Independentemente do movimento ativo ou passivo, a projeção distal do maléolo lateral e o ligamento deltoide relativamente espessado limitam naturalmente a eversão.

### **ARTICULAÇÃO TRANSVERSA DO TARSO (ARTICULAÇÕES TALONAVICULAR E CALCANEOCUBOIDEA)**

A articulação transversa do tarso, também conhecida como a *articulação mediotarsal*, consiste em duas distintas articulações antomicamente distintas: a *articulação talonavicular* e a *articulação calcaneocuboidea*. Essas articulações conectam o retropé ao mediopé (consulte a organização das articulações ilustradas na Fig. 14-23).

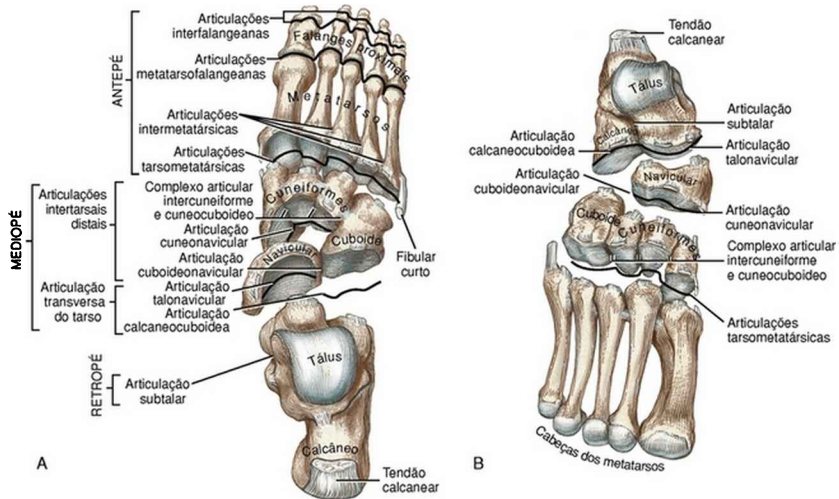


FIGURA 14-23 A, Os ossos e as articulações desarticuladas do pé direito são apresentados sob duas perspectivas: posterossuperior (A) e anterossuperior (B). A organização global das articulações está destacada em A.

Neste ponto particular do capítulo pode ser instrutivo considerar as características funcionais da articulação transversa do tarso dentro do contexto das outras principais articulações do tornozelo e do pé. Conforme descrito anteriormente, a articulação talocrural (tornozelo) permite movimentos principalmente no plano sagital: dorsiflexão e flexão plantar. Entretanto, a articulação subtalar permite um trajeto mais oblíquo do movimento que consiste em dois componentes principais: inversão-eversão e abdução-adição. Esta seção descreve como a articulação transversa do tarso, a mais versátil articulação do pé, move-se através de um caminho mais oblíquo do movimento e corta quase *igualmente através de todos os três planos cardinais*. Entre outras funções importantes, a trajetória de pronação e supinação na articulação

transversa do tarso permite a transferência de peso sobre o pé para adaptá-lo a uma variedade de contornos de superfície (Fig. 14-24).



FIGURA 14-24 A articulação transversa do tarso permite a pronação e a supinação do mediopé enquanto se está sobre superfícies irregulares.

### **ENFOQUE ESPECIAL 14-2** Medidas Clínicas Padronizadas da Amplitude de Movimento da Articulação Subtalar

Medir com precisão a pronação e a supinação na articulação subtalar através de uma goniometria padrão é muito difícil. O erro de medição reflete a incapacidade de um padrão rígido de medida para seguir o arco oblíquo de pronação e supinação, agravada por movimentos simultâneos em torno das articulações. Como um método de melhorar a utilidade desta mensuração, os clínicos geralmente relatam o movimento subtalar como um movimento mais simples no plano frontal de inversão e eversão do retropé (calcâneo).



A terminologia pouco rigorosa descrita para o movimento subtalar nem sempre é respeitada na clínica e na pesquisa. Os “atalhos” que evoluíram na terminologia, infelizmente, limitam a capacidade de se transmitir eficazmente os detalhes precisos da cinesiologia do pé e do tornozelo. A pronação e a supinação na articulação subtalar são muitas vezes referidos, simplesmente, como *eversão* e *inversão* do calcâneo, respectivamente. A *eversão*, por exemplo, é apenas um componente, em vez de um sinônimo de pronação. As comparações de amplitude de movimento de dados entre os estudos são muitas vezes difíceis, a menos que os movimentos sejam explicitamente definidos.

Clinicamente, a expressão “articulação subtalar neutra” é frequentemente utilizada para estabelecer uma base ou referência para a avaliação do pé antes da fabricação de uma órtese.<sup>47</sup> A posição neutra da articulação subtalar é alcançada através da colocação do calcâneo do indivíduo em uma posição que permite que as faces medial e lateral do tálus sejam igualmente expostas por palpação no encaixe. Nesta posição “neutra”, a articulação é geralmente um terço a distância da *eversão* completa e dois terços da distância de *inversão* completa.

A articulação transversa do tarso tem uma forte relação funcional com a articulação subtalar. Como será descrito, essas duas articulações funcionam cooperativamente para controlar a maioria das posturas de pronação e supinação do pé.

## **Estrutura Articular e Suporte Ligamentar**

### **Articulação Talonavicular**

A articulação talonavicular (compartimento medial da articulação transversa do tarso) assemelha-se a uma articulação em soquete (esferoide) e proporciona mobilidade substancial para a coluna (longitudinal) média do pé. Grande parte dessa mobilidade é expressa como uma torção (inverter e everter) do mediopé em relação ao retropé.<sup>74</sup> A articulação talonavicular consiste na articulação entre a cabeça convexa do tálus e a concavidade profunda contínua formada pela parte proximal do navicular e do “ligamento em mola” (Fig. 14-8). A relação côncavo-convexa da articulação talonavicular é evidente na Figura 14-21. O *ligamento mola* (rotulado como LM na Figura 14-21) é uma banda espessa e larga de tecido conjuntivo (colágeno), que preenche a lacuna entre o sustentáculo do tálus e o calcâneo e a superfície medial plantar do osso navicular.<sup>87</sup> Uma vez que se apoia diretamente na convexidade medial e plantar da cabeça do tálus, o ligamento em mola forma o “ piso estrutural e parede medial ” da articulação talonavicular. É necessário um apoio considerável nesta região durante a postura em pé porque o peso corporal tende a deprimir a cabeça do tálus no sentido plantar e medial - em direção ao solo. A superfície do ligamento em mola contata diretamente a cabeça do tálus alinhada com a fibrocartilagem lisa.<sup>120</sup> (O nome mais formal e preciso do ligamento em mola é *ligamento calcaneonavicular plantar*. O termo “mola” é atualmente um nome impróprio, pois tem pouca, ou nenhuma, elasticidade; a sua alta natureza colágena oferece força considerável e resistência ao estiramento. No entanto, o termo *mola* continua bem estabelecido na literatura clínica e na pesquisa.<sup>87</sup>)

Uma cápsula de forma irregular circunda a articulação talonavicular. Os ligamentos que reforçam esta cápsula estão resumidos no quadro a seguir.

### Resumo dos Ligamentos que Reforçam a Articulação Talonavicular

- Ligamento interósseo (da articulação subtalar) reforça a cápsula *posteriormente* (Fig. 14-8).
- Ligamento talonavicular dorsal reforça a cápsula *dorsalmente* (Fig. 14-14).
- Ligamento bifurcado (fibras calcaneonaviculares) reforça a cápsula *lateralmente* (Fig. 14-15).
- Fibras anteriores (tibionavicular) do ligamento deltoide reforçam a cápsula *medialmente* (Fig. 14-14).

### Articulação Calcaneocuboidea

A articulação calcaneocuboidea é o componente lateral da articulação transversa do tarso, formada pela junção da superfície anterior (distal) do calcâneo com a superfície proximal do cuboide (Fig. 14-23). Cada superfície articular tem uma curvatura côncava e convexa. As superfícies da articulação formam uma cunha de bloqueio que resiste ao deslizamento. A articulação calcaneocuboidea permite menos movimento que a articulação talonavicular, especialmente nos planos frontal e horizontal.<sup>76</sup> A rigidez relativa da articulação calcaneocuboidea provavelmente fornece estabilidade à coluna lateral (longitudinal) do pé.

As porções dorsal e lateral da cápsula articular calcaneocuboidea são reforçadas pelo *ligamento*

*calcaneocuboideo dorsal* (Fig. 14-15).<sup>102</sup> Três ligamentos adicionais ainda estabilizam a articulação. O *ligamento bifurcado* é uma banda em forma de “Y” de tecido com uma barra inserida no calcâneo, imediatamente proximal à superfície dorsal da articulação calcaneocuboidea. A faixa do ligamento se sobressai dentro dos feixes de fibras lateral e medial. As fibras mediais mencionadas anteriormente (calcaneonavicular) reforçam o face lateral da articulação talonavicular. As fibras laterais (calcaneocuboideas) cruzam a face dorsal da articulação calcaneocuboidea, e formam o elo principal entre os dois ossos.<sup>120</sup>

Os ligamentos plantares longos e curtos reforçam o lado plantar da articulação calcaneocuboidea (Fig. 14-25). O *ligamento plantar longo*, o mais longo dos ligamentos do pé, surge a partir da superfície plantar do calcâneo, imediatamente anterior à tuberosidade do calcâneo. O ligamento se insere sobre a superfície plantar das bases de três ou quatro ossos laterais metatarsais. O *ligamento plantar curto*, também chamado de *ligamento calcaneocuboideo plantar*, surge imediatamente anterior e profundo ao ligamento plantar longo e se insere na superfície plantar do osso cuboide. Ao passar perpendicularmente à articulação calcaneocuboidea, o ligamento plantar proporciona estabilidade estrutural excelente para a coluna lateral do pé.<sup>70</sup>

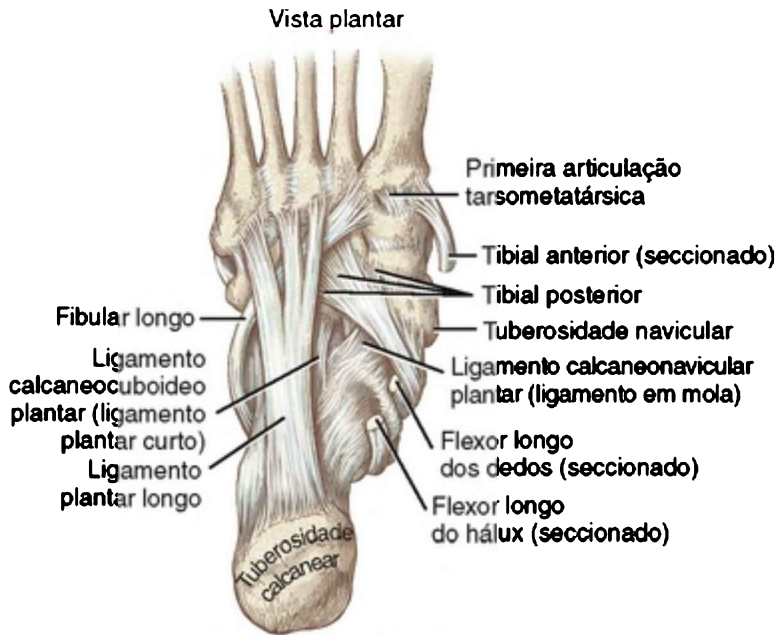


FIGURA 14-25 Ligamentos e tendões profundos, vista plantar do pé direito. Observe os trajetos dos tendões do fibular longo e tibial posterior.

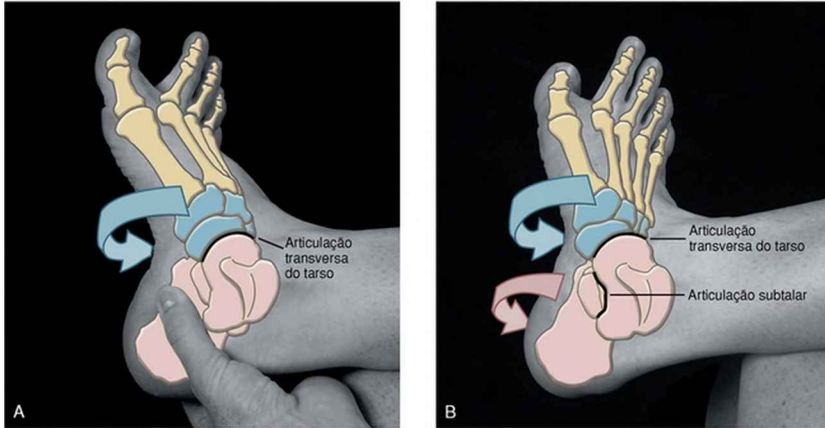
### Resumo dos Ligamentos que Reforçam a Articulação Calcaneocuboidea

- Ligamento calcaneocuboideo dorsal reforça a cápsula *dorsolateralmente* (Fig. 14-15).
- Ligamento bifurcado (fibras calcaneocuboideas) reforça a articulação calcaneocuboidea *dorsalmente* (Fig. 14-15).
- Ligamentos plantar longo e curto (Fig. 14-25) reforçam o *compartimento plantar* da articulação calcaneocuboidea.

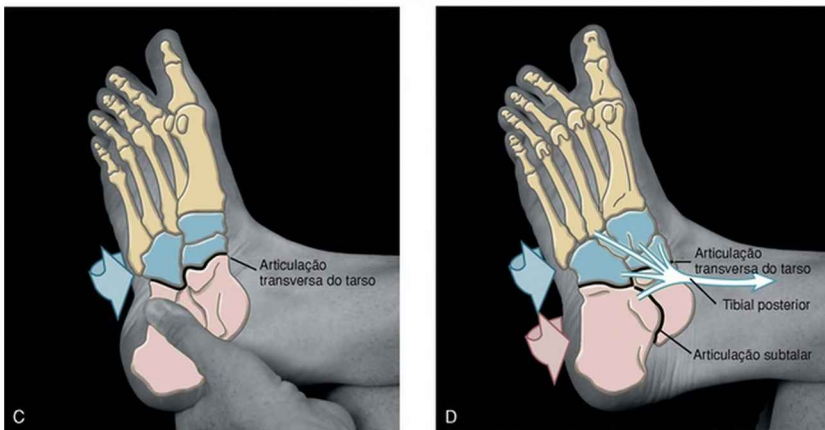
### Cinemática

A articulação transversa do tarso raramente move-se sem os movimentos associados nas proximidades articulares, especialmente na articulação do subtalar. Para avaliar a mobilidade que ocorre primariamente na articulação transversa do tarso, mantenha o calcâneo firmemente enquanto prona e supina, na amplitude máxima, o mediopé (Fig. 14-26, A e C, respectivamente). Durante esses movimentos o navicular gira no interior da articulação talonavicular.<sup>74</sup> A combinação de movimentos através de *ambas* as articulações subtalar e transversa do tarso justifica a maior parte da pronação e supinação do pé (Fig. 14-26, B e D, respectivamente). Como é evidente em toda a Figura 14-26, a mobilidade do antepé contribui para a pronação e supinação de todo pé.

PRONAÇÃO do pé (vista medial do dorso)



SUPINAÇÃO do pé (vista medial da planta)



**FIGURA 14-26** A pronação e a supinação do pé direito, sem carga, demonstram a interação das articulações subtalar e transversa do tarso. Com o calcâneo mantido fixo, a pronação e a supinação ocorrem principalmente no mediopé (A e C). Quando o calcâneo está livre, a pronação e a supinação ocorrem como uma somatória entre o retropé e o mediopé (B e D). O movimento do retropé é indicado por setas rosas; o movimento do mediopé é indicado por setas azuis. A tração do músculo tibial posterior é apresentada em D, uma vez que direciona a supinação ativa no retropé e no mediopé.

Três pontos notáveis devem ser feitos antes da cinemática detalhada da articulação transversa do tarso ser abordada: *primeiro*, dois eixos separados de rotação são identificados. *Segundo*, a amplitude e a direção de movimento é tipicamente diferente durante a sustentação do peso em comparação com as atividades sem a sustentação de peso. *Terceiro*, a capacidade da articulação transversa do tarso para estabilizar o mediopé depende fortemente da posição da articulação subtalar. As próximas seções discutem cada um desses fatores.

#### *Eixos de Rotação e Movimentos Correspondentes*

Manter originalmente descritos os dois eixos de rotação para o movimento na articulação transversa do tarso: *longitudinal* e *oblíquo*.<sup>80</sup> O movimento desta articulação, portanto, ocorre naturalmente em dois planos únicos, cada um orientado perpendicularmente ao eixo específico de rotação. O *eixo longitudinal* é quase coincidente com o eixo reto anteroposterior (Fig. 14-27, de A a C), com o principal componente dos movimentos de *eversão* e *inversão* (Fig. 14-27, D e E). O *eixo oblíquo*, em contrapartida, tem um tom forte grau de inclinação vertical e o lateromedial (Fig. 14-27, F a H). O movimento em torno deste eixo, portanto, ocorre livremente como uma combinação de *abdução e dorsiflexão* (Fig. 14-27, I) e de *abdução e flexão plantar* (Fig. 14-27, J).



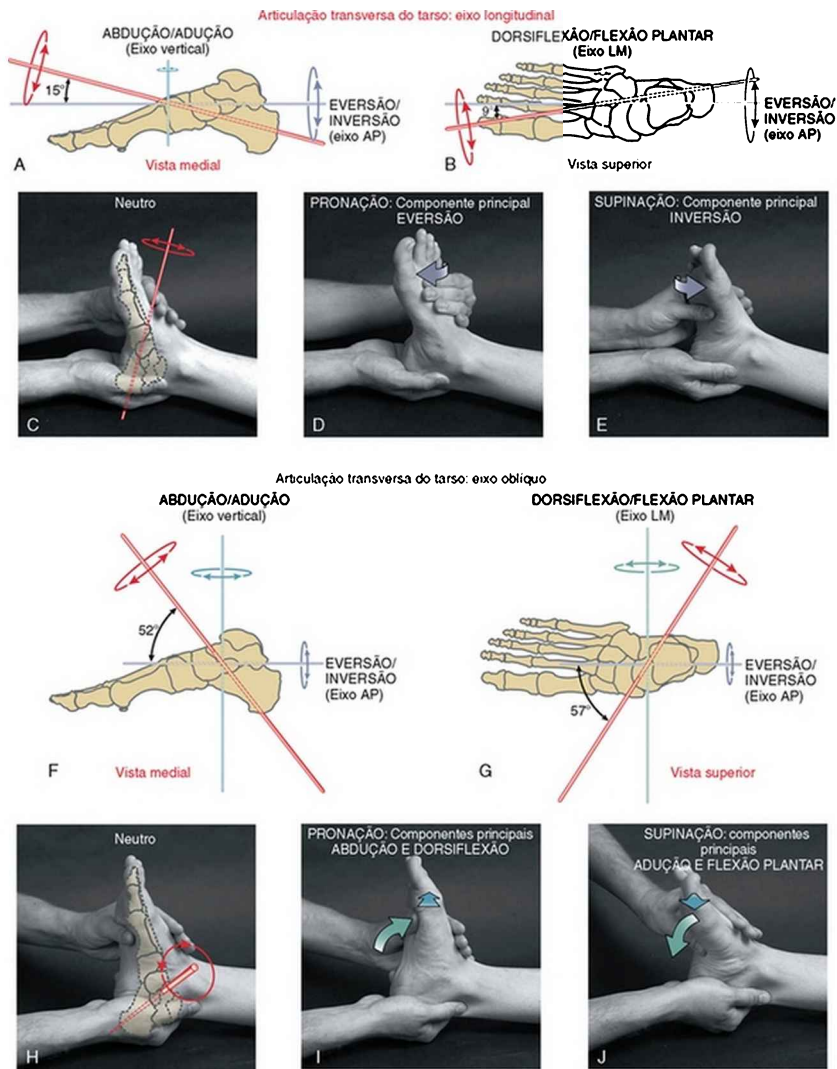


FIGURA 14-27 Os eixos de rotação e a osteocinématica na articulação transversa do tarso. O *eixo de rotação longitudinal* é apresentado em vermelho de lado (A e C) e de cima (B). (Os componentes dos eixos e a osteocinématica associada também estão representados em A e B.) Os movimentos que ocorrem em torno do eixo longitudinal são (D) *pronação* (com o componente

principal de eversão) e (E) *supinação* (com o componente principal de inversão). O *eixo oblíquo* de rotação é apresentado em vermelho de lado (F e H) e de cima (G). (Os componentes dos eixos e a osteocinemática associada também estão representados em F e G.) Os movimentos que ocorrem em torno do eixo oblíquo são: (I) *pronação* (com componentes principais de abdução e dorsiflexão) e (J) *supinação* (com componentes principais de adução e flexão plantar). Em I e J, as setas azuis indicam abdução e adução, e as setas verdes indicam dorsiflexão e flexão plantar.

A articulação transversa do tarso possui dois eixos separados de rotação, e cada um produz um único padrão cinemático. Embora isso possa ser tecnicamente correto, a cinemática funcional associada à maioria das atividades com sustentação de peso ocorre como uma combinação de movimentos através dos *dois* eixos - uma associação que produz a forma mais pura de pronação e supinação (*i. e.*, movimento que exprime ao máximo os componentes de *todos os três* planos cardeais).<sup>76,95</sup> A pronação e supinação na articulação transversa do tarso permite que o mediopé (e em última análise, o antepé) se adapte a muitas formas e contornos variados.

A amplitude de movimento na articulação transversa do tarso é difícil de medir e isolar, das articulações adjacentes. Por inspeção visual e manual, no entanto, é evidente que o mediopé permite cerca de duas vezes tanto a supinação como a pronação. A quantidade de inversão pura e eversão do mediopé ocorrem em um padrão semelhante ao observado na articulação subtalar: cerca de 20 a 25 graus de inversão e 10 a 15 graus de eversão.

## **Artrocinemática**

A artrocinemática na articulação transversa do tarso é mais bem descrita no contexto com movimento através do retro pé e mediopé. Considere o movimento de *supinação* ativa do pé sem carga na Figura 14-26, D. O músculo tibial posterior, com suas várias fixações, é o principal supinador do pé.<sup>64</sup> Em virtude de a articulação calcaneocuboidea ser relativamente rígida, uma inversão e adução do calcâneo atraem a coluna lateral do pé “sob” a coluna medial. O ponto de rotação importante para este movimento é a articulação talonavicular. A tração do tibial posterior contribui para o giro do navicular e para a elevação do arco longitudinal medial (peito) do pé. Durante esse movimento, a superfície côncava proximal do navicular e o ligamento “em mola” giram em torno da cabeça convexa do tálus.

### ENFOQUE ESPECIAL 14-3 Posição da Articulação Subtalar que Afeta a Estabilidade da Articulação Transversa do Tarso

Além de controlar a posição do retro pé, a articulação subtalar também ajusta indiretamente a estabilidade das articulações mais distais, especialmente a articulação transversa do tarso. Embora a relevância deste conceito seja discutida mais adiante neste capítulo, *a supinação completa na articulação subtalar limita a flexibilidade geral do mediopé*. Um modelo de esqueleto frouxamente articulado contribui para demonstrar este princípio. Com uma mão estabilizando o antepé (calcanhar), oscilando ao máximo o calcâneo em inversão completa, observe que a face lateral do mediopé, “cai” em relação ao medial. Como resultado, as articulações talonavicular e calcaneocubóidea (componentes da articulação transversa do

tarso) tornam-se longitudinalmente torcidas, aumentando a rigidez do mediopé. *A pronação completa da articulação subtalar, em contrapartida, aumenta a flexibilidade global do mediopé.* Novamente, voltando a um modelo de esqueleto frouxamente articulado, a eversão máxima do calcâneo reposiciona as faces medial e lateral do mediopé e os coloca em uma posição quase paralela. Como re-sultado, as articulações talonavicular e calcaneocuboidea ajustam-se longitudinalmente, aumentando a flexibilidade do mediopé. Faça um esforço para “sentir” o aumento em conjunto da flexibilidade multiplanar do mediopé (e antepé) enquanto o calcâneo é gradualmente retirado de uma inversão máxima para uma posição de eversão máxima.<sup>9</sup> Conforme descrito nas seções subsequentes, a capacidade do mediopé para mudar a sua flexibilidade tem importantes implicações mecânicas durante a fase de apoio da marcha.

A *pronação* do pé sem carga ocorre por cinemática similar, porém inversa, das descritas anteriormente. A tração do fibular longo ajuda a baixar o lado medial e elevar o lado lateral do pé.

A artrocinemática previamente descrita da supinação e da pronação supõe que o pé está sem carga ou fora do solo. O desafio é entender essa artrocinemática quando o pé está *sobre* o solo, geralmente durante o processo da marcha. Este tema é abordado mais adiante neste capítulo.

### **Arco Longitudinal Medial do Pé**

A Figura 14-28 mostra a localização dos arcos longitudinal medial e transversal do pé. Ambos emprestam muitos elementos importantes de estabilidade e elasticidade ao pé com carga. A articulação talonavicular serve como princípio básico para o arco longitudinal medial. Por esta

razão, a estrutura e a função do arco longitudinal medial é dirigida nesta seção. O arco transverso é descrito mais tarde, durante o estudo das articulações intertársicas distais.



FIGURA 14-28 O lado medial de um pé normal mostra o arco longitudinal medial (*branco*) e o arco transverso (*vermelho*).

O *arco longitudinal medial* é evidente como a característica côncava “peito do pé” do lado medial do pé. Este arco é a principal estrutura de suporte de carga e de absorção de choque do pé.<sup>129</sup> Os ossos que formam o arco medial são: o tálus, o calcâneo, o navicular, os cuneiformes e os três metatarsos mediais associados. Sem esta configuração arqueada, as grandes forças rapidamente produzidas aplicadas contra o pé durante a corrida, por exemplo, provavelmente excederiam a capacidade

fisiológica dos ossos de sustentação de peso. As estruturas complementares que ajudam a absorver as cargas do arco são: o coxim adiposo plantar, os ossos sesamoides localizados na base plantar do hálux e fáschia superficial plantar (que se fixa principalmente à derme de espessura sobrejacente, funcionando principalmente para reduzir as forças de cisalhamento.) Como será descrito, o arco longitudinal medial e os tecidos conjuntivos associados são geralmente adequados para apoiar o pé durante o relativamente baixo estresse ou as condições quase estáticas - por exemplo, na posição cômoda em pé. No entanto, a força da atividade muscular auxilia o arco quando as tensões e as cargas sobre o pé são maiores e mais dinâmicas, tais como durante a posição na ponta dos pés, ao andar, ao pular ou correr. A seção seguinte descreve o mecanismo de apoio passivo fornecido pelo arco longitudinal medial. O papel dos músculos em fornecer um suporte ativo é descrito mais tarde, no estudo dos músculos do tornozelo e do pé.

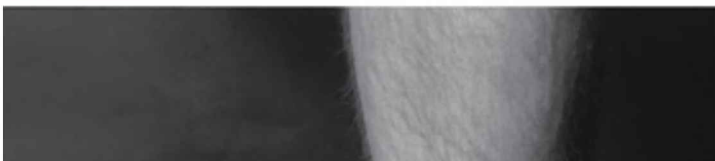
### **Mecanismo Passivo de Apoio do Arco Longitudinal Medial**

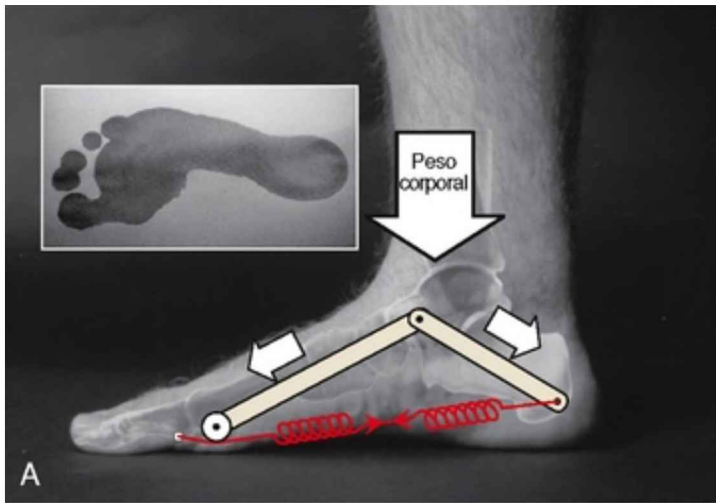
A articulação talonavicular e os tecidos conjuntivos associados formam o *princípio básico* do arco longitudinal medial. As estruturas complementares não musculares responsáveis por manter a altura e a forma geral do arco são: a fáschia plantar, o ligamento em mola e a primeira articulação tarsometársica. A *fáschia plantar* fornece o suporte principal para o arco longitudinal medial.<sup>26,48</sup> Esta fáschia extremamente forte consiste em uma série de bandas longitudinais, espessas e transversas dos tecidos ricos em colágeno.<sup>59</sup> A fáschia plantar cobre a planta e as bordas do pé e é organizada em fibras superficiais e profundas. As

fibras superficiais, introduzidas acima, fixam-se principalmente à densa derme sobrejacente. A fásia plantar profunda mais extensa anexa posteriormente ao processo medial da tuberosidade do calcâneo. A partir desta origem, o conjunto de fibras lateral, medial e central cursa anteriormente, mistura-se e cobre a primeira camada dos músculos íntinsecos do pé. O principal, maior e mais central conjunto de fibras se estende na direção das cabeças metatarsais onde se fixam às placas plantares (ligamentos) das articulações metatarsofalangeanas e às bainhas fibrosas adjacentes aos tendões flexores dos dedos. Portanto, a extensão ativa dos dedos estende-se à banda central da fásia profunda, aumentando a tensão do arco longitudinal medial. Este mecanismo é útil porque aumenta a tensão no arco, quando se fica na ponta do pé, ou durante a fase de impulsão na marcha.

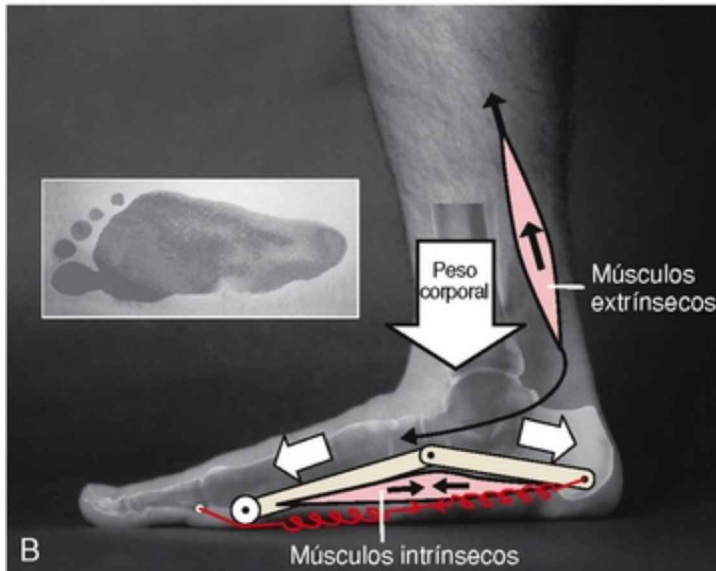
Quando sobre um pé, normalmente, o peso do corpo cai através do pé próximo à região da articulação talonavicular. Essa carga é distribuída anterior e posteriormente ao longo do arco longitudinal medial e finalmente passa para o coxim adiposo e para a derme mais espessa acima do calcanhar e as cabeças metatarsais do pé (Fig. 14-29, A). Normalmente, o retopé recebe cerca de duas vezes a carga de compressão do antepé.<sup>20</sup> A pressão sob o antepé geralmente é maior na região das cabeças do segundo e terceiro ossos metatarsais.

Arco normal





**Queda do Arco**



**FIGURA 14-29** Modelos de pé mostram um mecanismo de aceitação do peso corporal durante a posição de pé. **A**, Com um arco longitudinal medial normal, o peso do corpo é aceito e



dissipado inicialmente através do alongamento da fásia plantar, representado como uma mola vermelha. A impressão plantar ilustra a concavidade do arco normal. **B**, Com a queda anormal do arco longitudinal, a fásia plantar sobrecarregada e enfraquecida, representada como uma mola vermelha excessivamente alongada, não é suficiente para aceitar ou dissipar o peso corporal. Como consequência, vários músculos extrínsecos e intrínsecos estão ativos, como uma fonte secundária de apoio ao arco. A impressão plantar a o arco caído e a perda da característica do dorso do pé.

Durante a postura em pé, o peso corporal tende a deprimir o tálus inferiormente e achatam o arco longitudinal medial. Essa ação aumenta a distância entre o calcâneo e as cabeças metatarsais. A tensão de estiramento dos tecidos conjuntivos, especialmente a fásia plantar profunda, atua como uma viga semielástica, que “dá” um pouco menos de carga e permite apenas uma queda marginal no arco (veja a mola esticada na Fig. 14-29, A). Agindo como uma armação, a viga apoia e absorve o peso corporal. Os estudos experimentais em cadáveres indicam que a fásia plantar profunda é a principal estrutura que mantém a altura do arco longitudinal medial; uma secção da fásia diminui a rigidez do arco em 25%.<sup>48</sup>

Como o arco está deprimido, normalmente o retropé pronam alguns graus. Isso é mais evidente a partir de uma vista posterior quando o calcâneo everte ligeiramente em relação à tibia. Quando o pé está sem descarga, tal como durante o deslocamento do peso corporal no membro contralateral na marcha, o arco naturalmente elástico e flexível retorna à sua altura pré-descarga de peso. O calcâneo inverte um pouco retornando à sua posição neutra, o que permite que o mecanismo repita a sua função

de absorção de choque mais uma vez.

Em pé à vontade sobre os pés saudáveis produz-se pouquíssima atividade dos músculos intrínsecos ou extrínsecos.<sup>4</sup> A altura e a forma do arco longitudinal medial é controlada principalmente pelas restrições passivas dos tecidos conjuntivos representados pela mola na Figura 14-29, A. O suporte muscular ativo durante a posição é geralmente exigido apenas como uma “linha secundária de apoio” - por exemplo, quando uma descarga pesada é realizada, ou quando o arco não tem suporte inerente em função do excesso de estiramento dos tecidos conjuntivos.<sup>126</sup>

*Pé Plano - “Queda Anormal” do Arco Longitudinal Medial*

O pé plano ou “pé chato” descreve uma queda crônica ou arco longitudinal medial.<sup>58,144</sup> Esta condição é muitas vezes o resultado da frouxidão articular no mediopé ou em regiões proximais do antepé, geralmente combinados com um estiramento excessivo ou enfraquecimento da fásia plantar, do ligamento em mola e do tendão do tibial posterior.<sup>97,129</sup> Durante a fase de apoio, da caminhada, a articulação subtalar subseqüentemente prona excessivamente quando o retropé assume uma postura exagerada em valgo (calcâneo excessivamente evertido, longe da linha média).<sup>129</sup> O achatamento do tálus e do navicular muitas vezes causa um calo na pele adjacente.

A Figura 14-29, B mostra o pé de uma pessoa com pé plano. A região do mediopé anormalmente grande, evidente na pegada, é indicativa de flacidez excessiva nas articulações que normalmente suportam o arco.<sup>55</sup> Uma pessoa com pés planos moderados ou graves geralmente tem uma capacidade comprometida para dissipar as cargas

de forma ideal em todo o pé. As forças da atividade dos músculos intrínsecos e extrínsecos são muitas vezes necessárias para compensar a falta de tensão produzida no estiramento excessivo ou enfraquecimento dos tecidos conjuntivos. O aumento da atividade muscular pode ser necessária até mesmo durante a posição confortável, o que pode contribuir para a fadiga e sintomas de uso excessivo, incluindo a dor, a periostite (canelite), os esporões ósseos e o espessamento e a inflamação da fásia plantar.<sup>136</sup>

O pé plano é muitas vezes descrito tanto como uma deformidade rígida quanto flexível. O pé com *pé plano rígido* (como mostrado na Fig. 14-29, B) demonstra um arco caído mesmo em posições de não sustentação de peso. Esta deformidade congênita geralmente é secundária a malformações ósseas ou articulares, como a coalizão tarsal (ou seja, a fusão parcial do calcâneo com o tálus fixo em eversão). O pé plano também pode ocorrer a partir de paralisia espástica e a excessiva tração resultante de certos músculos. Por causa da natureza fixa e do potencial para a produção de sintomas dolorosos, o pé plano rígido pode exigir uma correção cirúrgica durante a infância.

O *pé plano flexível* é a forma mais comum de um arco caído. O arco longitudinal medial parece essencialmente normal quando está sem descarga, mas cai excessivamente com a sustentação do peso. O pé plano flexível adquirido é frequentemente associado à tendinopatia ou disfunção generalizada do músculo tibial posterior, ao aumento da flacidez do local de tecidos conjuntivos a ou anomalias estruturais e/ou mecanismos compensatórios que causam a pronação excessiva do pé. A intervenção cirúrgica raramente é indicada para pé plano flexível. O tratamento é geralmente sob a forma de órteses, calçados

especializados e exercícios.<sup>31,64,66</sup>

## **AÇÃO CONJUNTA DAS ARTICULAÇÕES SUBTALAR E TRANSVERSA DO TARSO**

Quando o pé está *sem carga* (i. e., sem sustentação do peso), a pronação torce a planta externamente, enquanto a supinação gira a planta internamente. Enquanto o pé estiver sob carga durante a fase de balanço da marcha, a pronação e a supinação permitem que a perna e o tálus girem em todos os três planos em relação ao calcâneo relativamente fixo. Este mecanismo importante é orquestrado principalmente por meio de uma interação entre as articulações subtalar e transversa do tarso e o arco longitudinal medial. Ainda há muito a ser aprendido sobre este complexo tópico.<sup>68,76,82</sup>

No pé saudável, o arco longitudinal medial aumenta e diminui ciclicamente no decorrer marcha. Durante a maior parte da fase de apoio, o arco diminui ligeiramente em resposta à descarga progressiva do peso corporal (Fig. 14-31, A).<sup>19,50</sup> As estruturas que resistem à redução do arco ajudam a absorver o estresse local enquanto o pé é progressivamente comprimido pelo peso corporal. Embora nem sempre verificáveis através de ensaios clínicos controlados, esta atenuação do mecanismo de carga provavelmente protege o pé e o membro inferior contra o estresse relacionado à lesão.<sup>27,56,86,138</sup>

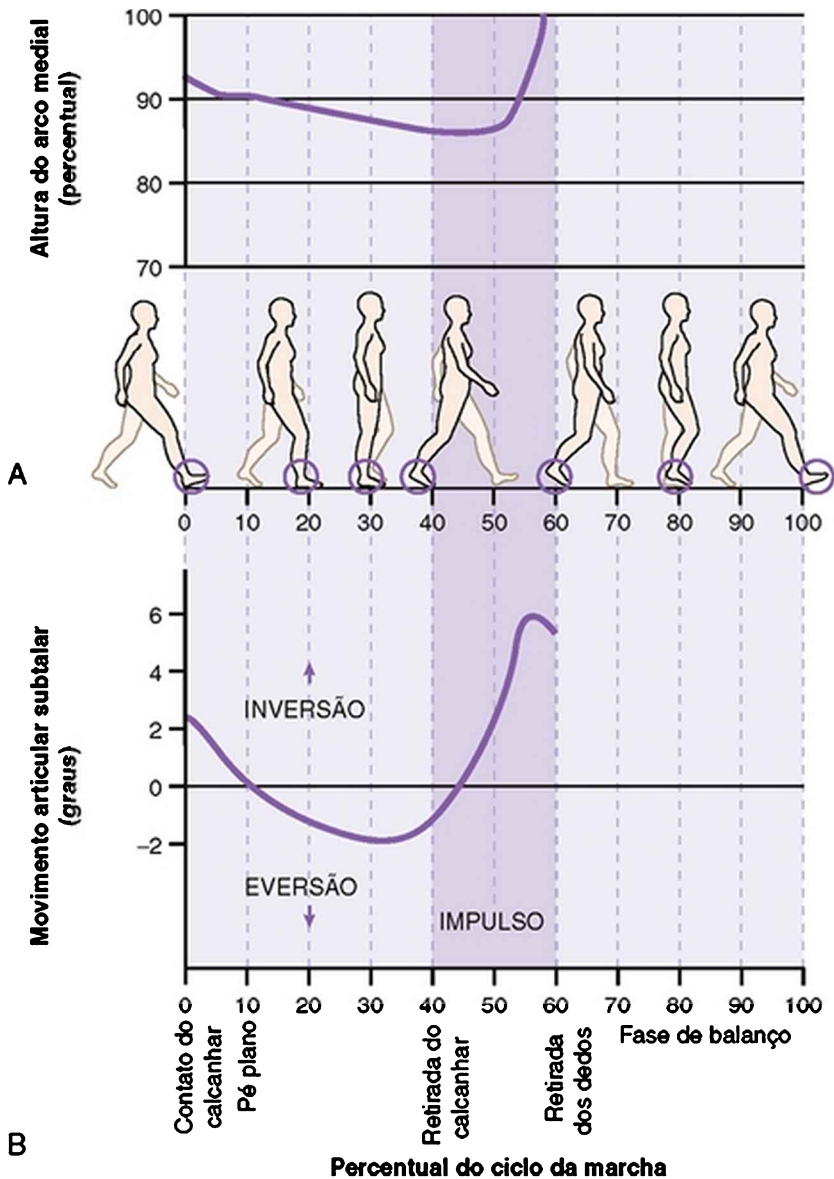


FIGURA 14-31 A, A alteração percentual na altura do arco longitudinal medial durante a fase de apoio (zero a 60%) do ciclo da marcha. No eixo vertical, o valor de 100% é a altura do arco quando o pé está sem carga durante a fase de balanço. B,

Parcela da amplitude de movimento no plano frontal na articulação subtalar (ou seja, inversão e eversão do calcâneo) durante a fase de apoio.<sup>24</sup> A referência de zero grau para os movimentos no plano frontal é definida como a posição do calcâneo (observado posteriormente) enquanto um sujeito está em repouso. A fase de impulso da marcha é indicada pelo tom mais escuro de roxo.

#### ENFOQUE ESPECIAL 14-4 Pé Cavo – Anormalidade na Elevação do Arco Longitudinal Medial

Na sua forma menos complicada, o *pé cavo* descreve um arco longitudinal medial *elevado*, geralmente associado ao varo excessivo do retropé (inversão) (Fig. 14-30). O valgo excessivo do antepé (eversão) também pode estar presente, muitas vezes como um mecanismo de compensação utilizado para manter o antepé medial firmemente em contato com o solo.



FIGURA 14-30 Uma fotografia de um pé direito de um homem

com pé cavo idiopático. Várias articulações chave e pontos de referências ósseos estão indicados.

O pé cavo pode ser fixo ou progressivo e manifesta-se no início da infância ou mais tardiamente. Um arco longitudinal medial anormalmente elevado recebe muito menos atenção clínica do que um arco caído ou baixo (pé plano).<sup>79</sup> Vários fatores podem causar ou estar associados ao o pé cavo. Muitas formas relativamente leves do pé cavo são consideradas *idiopáticas*, com uma forte predisposição genética, como o indivíduo representado na Figura 14-30. As limitações funcionais associadas ao pé cavo leve ou sutil variam de inexistentes a acentuadas; muitas vezes a desordem não é diagnosticada. Independentemente da gravidade, um arco cronicamente elevado altera a biomecânica da caminhada e da corrida. Como claramente mostrado na Figura 14-30, o arco alto coloca os ossos metatarsais em um ângulo maior com o solo. Como resultado, as pressões podem aumentar o contato na região da cabeça dos metatarsos e muitas vezes causar a formação de calos e metatarsalgia. Por outro lado, um pé com um arco severamente elevado (e relativamente rígido) não pode absorver de forma ideal os impactos repetidos da corrida.<sup>138</sup> Um indivíduo com pé cavo é, portanto, mais vulnerável a lesões relacionadas ao estresse, não só no pé, mas também em todo o membro inferior. Esta premissa clinicamente sustentada recebeu apoio associado de diversos estudos de recrutas militares durante seu treinamento básico.<sup>25,27,56,69,89</sup>

Também existem casos mais graves de pé cavo – muitos dos quais estão associados a uma etiologia desconhecida. O pé cavo pode ser *pós-traumático*, causado, por exemplo, por uma fratura grave, lesão por esmagamento ou queimadura. Um “pé

torto” congênito não resolvido na infância pode persistir mais tarde na vida como um pé cavo. Talvez o caso de maior comprometimento do pé cavo tenha origem *neurológica*, como a doença de Charcot-Marie-Tooth, poliomielite, paralisia cerebral, lesão do nervo periférico e várias neuropatias motoras e sensoriais. Embora geralmente, por razões diferentes, esses distúrbios muitas vezes causam desequilíbrios acentuados nos músculos que agem sobre o pé. Ao longo do tempo, um desequilíbrio persistente, em última instância, causa a deformidade do pé cavo. Por exemplo, a espasticidade ou, de outra forma avassaladora, os músculos tibial posterior e fibular longo combinados com um enfraquecimento ou paralisia do músculo tibial anterior, eventualmente, favorecem o desenvolvimento de uma deformidade em varo do retropé e valgo do antepé. O enfraquecimento do músculo tibial anterior também pode permitir que o fibular longo tracione exageradamente o primeiro metatarso em flexão plantar excessiva. Um retropé varo combinado com antepé valgo e o primeiro metatarso excessivamente em flexão plantar, frequentemente são os fatores principais do pé cavo.

O tratamento do pé cavo varia, dependendo da gravidade ou da natureza progressiva da causa subjacente. O tratamento conservador pode incluir alongamento dos músculos encurtados (incluindo o típico encurtamento de gastrocnêmios e do sóleo) e o uso de calçados ortopédicos adaptados ou órteses.<sup>79</sup> Os braces podem ser úteis para o alinhamento articular ou de apoio nos casos de paralisia muscular. Em casos mais graves ou comprometidos, a cirurgia pode ser indicada, incluindo a osteotomia, a transferência tendinosa ou outros procedimentos de alongamento do tendão calcâneo e dos tecidos moles.<sup>143</sup>



Durante os primeiros 30 a 35% do ciclo da marcha, a articulação subtalar prona (everte), adicionando um elemento de flexibilidade para o mediopé (Fig. 14-31, B).<sup>24</sup> Pelo apoio terminal, o aumento do arco como o supinação subtalar acrescenta rigidez ao mediopé. A rigidez prepara o pé para apoiar as grandes descargas produzidas na fase de impulso da marcha. A capacidade de o pé repetidamente transformar-se a partir de uma estrutura flexível e absorvente de choque para uma alavanca mais rígida durante cada ciclo da marcha é uma das mais importantes e clinicamente relevantes ações do pé. Como descrito a seguir, a articulação subtalar é a principal articulação que dirige a pronação e supinação na cinemática do pé.

### **Fase Inicial para o Médio Apoio da Marcha: Cinemática de Pronação na Articulação Subtalar**

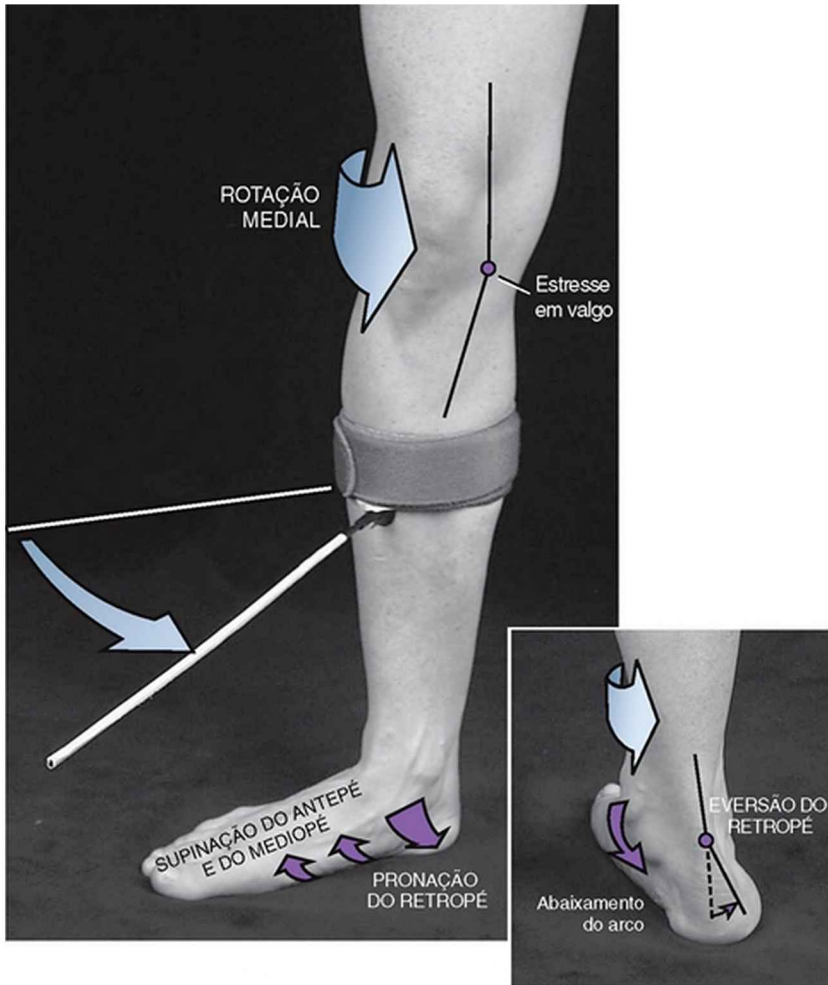
Imediatamente após a fase de contato do calcanhar da marcha, a articulação talocrural em dorsiflexão e a articulação subtalar levemente supinada rapidamente realiza uma flexão plantar e pronação, respectivamente (comparar Figs. 14-19 e 14-31, B). Embora os dados esquematizados na Figura 14-31, B demonstre somente dois graus de média de eversão máxima (para além da postura de repouso),<sup>24</sup> outros pesquisadores usando indivíduos assintomáticos relatam altos valores, no intervalo de cinco a nove graus.<sup>50,129,142</sup> As diferenças na definição da posição de zero grau da articulação subtalar, a amostra de tamanhos diferentes e as técnicas de medidas variadas justificam grande parte dessa inconsistência na literatura.<sup>142</sup> Por esta razão, muitas vezes é difícil definir o que constitui uma eversão “anormal” (pronação) durante a

marcha.

A pronação (eversão) na articulação subtalar durante o apoio ocorre principalmente por dois mecanismos. *Primeiro*, as pontas do calcâneo, em ligeira eversão em resposta à força de reação do solo, passam superior e imediatamente lateral ao ponto médio do calcâneo posterior. O impacto simultâneo do contato do calcanhar também empurra a cabeça do tálus medialmente no plano horizontal e inferiormente no plano sagital. Em relação ao calcâneo, este movimento do tálus faz uma ligeira abdução e dorsiflexão articulação subtalar. Esses movimentos são consistentes com a definição formal de pronação. Um modelo de esqueleto articulado livremente ajuda na visualização deste movimento. *Segundo*, durante a fase de apoio inicial a tíbia, a fíbula e uma menor extensão do fêmur rodam internamente após o contato inicial do calcanhar.<sup>51,105</sup> Por causa da configuração abrangente da articulação talocrural, *a perna gira internamente, dirigindo a articulação subtalar em mais pronação*. Muitas vezes o argumento levantado é de que, com o calcâneo em contato com o solo, ocorre a pronação na articulação subtalar, em vez da rotação medial da perna; outra perspectiva é válida.

A amplitude de pronação na articulação subtalar durante a fase inicial até o médio apoio da marcha é de fato relativamente pequena - cerca de cinco graus, em média - e ocorre apenas um quarto de segundo durante a velocidade média da marcha. A quantidade e a velocidade da pronação, no entanto, influencia a cinemática das articulações mais proximais dos membros inferiores. Estes efeitos podem ser facilmente apreciados, o que exagera e diminui drasticamente a ação de pronação do retropé

durante a fase da descarga inicial da marcha. Considere a demonstração na Figura 14-32. Enquanto em pé sobre um pé com carga e fixo, o membro inferior, vigorosa mas lentamente, roda internamente, observe a pronação associada no retropé (articulação subtalar) e o abaixamento simultâneo do arco longitudinal medial.<sup>95</sup> Se for forte suficientemente, esta ação também tende a girar internamente, fletir ligeiramente, aduzir o quadril e criar um estresse em valgo sobre o joelho (Tabela 14-5). Estes eventos mecânicos são de fato exagerados e não ocorre totalmente neste grau e padrão durante a marcha na velocidade normal. No entanto, por causa das ligações ao longo do membro inferior, uma excessiva ou descontrolada pronação do retropé pode exagerar uma ou mais dessas ações articulares mecanicamente relacionadas.<sup>57</sup> Clinicamente, uma pessoa que prona excessivamente durante a fase inicial de apoio pode se queixar de dor medial no joelho, possivelmente por um estresse excessivo em valgo colocado sobre esta articulação e subsequente estiramento do ligamento colateral medial. Se a pronação excessiva provoca uma tensão exagerada no ligamento colateral medial ou vice-versa nem sempre é óbvio.



**FIGURA 14-32** Com o pé fixo, a rotação medial total do membro inferior é mecanicamente associada à pronação do retropé (eversão), o que diminui o arco longitudinal medial e causa um estresse em valgo no joelho. Observe que o retropé prona, o piso “empurra” o antepé e mediopé para uma posição relativamente supinada.

**TABELA 14-5** Ações Selecionadas que Podem Estar Associadas à

## Pronação Exagerada da Articulação Subtalar durante a Sustentação de Peso

Articulação ou Região	Ação
Quadril	Rotação medial, flexão e adução
Joelho	Aumento do estresse em valgo
Retropé	Pronação (eversão) com o abaixamento do arco longitudinal medial
Mediopé e antepé	Supinação (inversão)

Embora amplamente aceito, uma relação cinemática previsível entre a magnitude e o período de pronação e rotação medial excessiva ao longo do membro inferior não foi bem estabelecida.<sup>105</sup> As medições precisas dessas relações cinemáticas enquanto um indivíduo caminha são tecnicamente difíceis. A cinemática por si própria é altamente variável e mal definida. Alguns estudos relatam à cinemática como uma rotação de um único osso e outros relatam rotações relacionadas entre os ossos. Estudos adicionais são necessários nesta área, antes de definir as relações conhecidas de causa e efeito. Essas relações são importantes, pois servirão de base para muitos exercícios e para o uso de órteses que reduzem as condições dolorosas relacionadas à pronação excessiva ou mal controladas.

### **Benefícios Biomecânicos da Limitação da Pronação**

*durante a Fase de Apoio*

A pronação controlada da articulação subtalar durante a fase de médio apoio da caminhada tem vários efeitos úteis biomecânicos. A pronação na articulação subtalar permite que o tálus e todo membro inferior rode internamente um pouco *depois* do toque do calcâneo no solo. A forte orientação horizontal das facetas na articulação subtalar certamente facilita esta ação. Sem esse mecanismo articular, a superfície plantar do calcâneo, de outra forma “rodopiaria”, como a cabeça de uma criança contra a superfície de caminhada, juntamente com a rotação interna da perna. A ativação excêntrica dos músculos supinadores, como o tibial posterior, pode ajudar a desacelerar a pronação e resistir à diminuição do arco longitudinal medial. A pronação controlada da articulação subtalar favorece a flexibilidade relativa do mediopé, o que permite que o pé acomode nas variadas formas e contornos das superfícies de caminhada.

#### **ENFOQUE ESPECIAL 14-5** Exemplo da Versatilidade Cinemática do Pé

Anteriormente nesta seção, foi apontado que a pronação do pé sem carga ocorre principalmente pela resultante da pronação, tanto das articulações subtalar, quanto da transversa do tarso (Fig. 14-26, B). No entanto, esta soma do movimento não ocorre necessariamente quando o pé está sob a carga do peso corporal. Com o pé sob carga ou fixo, a pronação do retropé pode causar a regiões do mediopé e antepé, que estão recebendo uma força para cima do solo, uma torção relativa em *supinação* (Fig. 14-32).<sup>96</sup> Este relacionamento cinemático recíproco entre o retropé e a região mais anterior do pé demonstra a versatilidade deste segmento, ao ampliar a ação de outra região quando o pé está sem carga (Fig. 14-26, B), ou

(Fig. 14-32).

### ***Consequências Biomecânicas da Pronação Anormal durante a Fase de Apoio***

Inúmeros exemplos existem de como um alinhamento ruim do pé afeta a cinemática da marcha. Um cenário comum resulta de pronação excessiva, prolongada ou mal controlada na articulação subtalar durante a fase de apoio. Este distúrbio pode ter várias causas, como a fraqueza dos músculos ao longo do membro inferior; a flacidez ou fraqueza dos mecanismos que, normalmente, apoiam e controlam o arco longitudinal medial; a forma anormal ou mobilidade dos ossos do tarso. Independentemente da causa, o retropé cai em excessivo valgo (eversão) após o contato do calcanhar.<sup>83</sup> A pronação subtalar exagerada pode ser uma compensação para o movimento excessivo ou limitado ao longo do membro inferior, particularmente nos planos frontal e horizontal.

Paradoxalmente, uma das deformidades estruturais mais comuns dentro de um pé muito pronado é um *varo do retropé* relativamente fixo. (Varo descreve um segmento do pé que está *invertido* em relação à linha média.) Em resposta ao varo do retropé, a articulação subtalar muitas vezes compensada pela pronação aumentada, em velocidade e/ou magnitude, garante que a face medial do antepé toque o solo durante a fase de apoio.<sup>15,85</sup> Compensações semelhantes podem ocorrer com a deformidade do *antepé varo*. Se a deformidade do antepé varo causa ou resulta da pronação excessiva do retropé, isso nem sempre é claro.

Como descrito anteriormente, a pronação excessiva do

retropé está tipicamente associada à rotação medial aumentada (plano horizontal) do tálus e da perna durante a marcha. Tal movimento pode gerar uma “reação em cadeia” de distúrbios cinemáticos e compensações em todo o membro, tal como descrito na Figura 14-32. De acordo com os pontos abordados no Capítulo 13, a sequência cinemática anormal entre a tíbia e o fêmur pode alterar a área de contato na articulação patelofemoral, o que potencialmente aumenta o estresse nesta articulação. Além disso, a eversão excessiva do retropé pode gerar um aumento do estresse valgo na face medial do joelho.<sup>104</sup> Estas situações podem predispor uma pessoa à síndrome dolorosa ou instabilidade patelofemoral. Por estas razões, os clínicos geralmente notam a posição da articulação subtalar, enquanto o paciente se levanta e anda, como parte de uma avaliação para uma causa mecânica da dor femoropatelar ou outras disfunções relacionadas.<sup>137</sup>

#### **ENFOQUE ESPECIAL 14-6 O Uso de Órtese no Pé**

Os clínicos geralmente concordam que alguma forma de órtese ou calçado especializado para o pé pode proporcionar benefícios terapêuticos em pessoas com pé plano ou outras condições que causam pronação excessiva durante a marcha ou corrida.<sup>32,64,92,98,108</sup> Em geral, uma órtese do pé é um dispositivo inserido no sapato a fim de modificar a mecânica deste segmento. Muitas vezes, uma cunha é colocada na face medial da órtese, “elevando efetivamente o chão até o pé”. Esta modificação, teoricamente, ajuda a controlar a taxa, a quantidade e a sequência temporal de pronação na articulação subtalar. Os mecanismos exatos de como a ortetização afeta a cinemática e a cinética do pé e do membro inferior ainda não



são completamente compreendidos.<sup>29,32,77</sup>

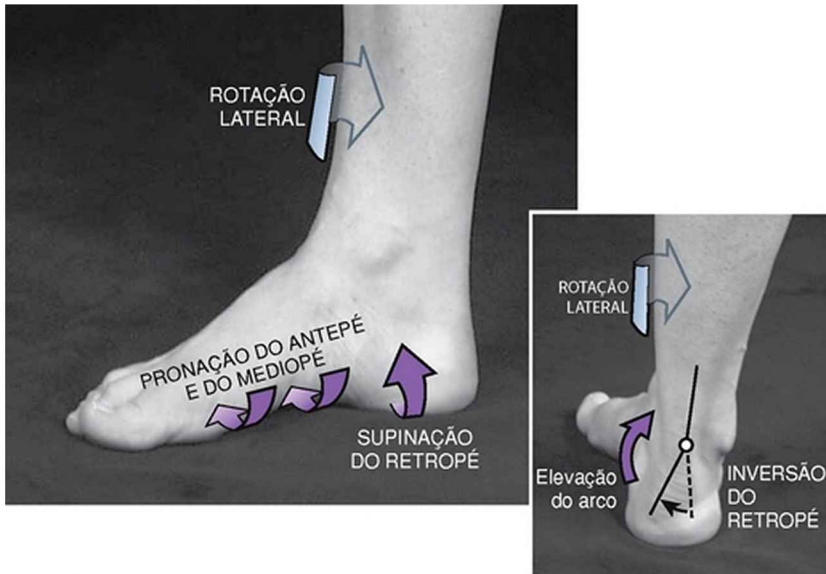
Como adjuvante da órtese, alguns clínicos enfatizam também a necessidade de melhorar o “controle excêntrico” dos músculos que desaceleram a pronação e outros movimentos ligados mecanicamente (tais como os listados na [Tabela 14-5](#)). Estes grupos musculares incluem os supinadores do pé (tibial posterior), os rotadores laterais mais proximais e os abdutores do quadril. Esta abordagem terapêutica se esforça para reduzir a taxa de pronação, bem como a carga sobre o pé.

A patomecânica subjacente de um pé excessivamente pronado é complexa e não totalmente compreendida. A mecânica patológica pode envolver muitos relacionamentos cinemáticos, tanto dentro das articulações do pé e entre o pé restante do membro inferior. A origem da mecânica da patologia pode estar relacionada às interações entre o quadril e o joelho (descrito no Capítulo 13) e distalmente manifestada como deficiências na articulação subtalar. Mesmo que patomecânica seja obviamente localizada no pé, o movimento anormal no antepé pode ser compensado pelo movimento anormal no retopé e vice-versa. Além disso, fatores extrínsecos, como calçado, ortoses, terreno e velocidade de caminhada ou corrida, alteram as relações cinemáticas no pé e membros inferiores. Uma compreensão da complexa cinesiologia de todo o membro inferior é um definido pré-requisito para o tratamento eficaz do pé doloroso ou desalinhado.

### **Fase de Apoio Médio para Terminal da Marcha: Cinemática da Supinação na Articulação Subtalar**

Em cerca de 15 a 20% no ciclo da marcha, todo apoio do membro inverte seu movimento no plano horizontal de

rotação medial para externa.<sup>52,105</sup> A rotação lateral da perna, enquanto o pé permanece no solo, coincide aproximadamente com o início da fase de balanço do membro inferior contralateral. Com o apoio do pé firmemente no solo, a rotação lateral do fêmur, seguida da tíbia, gradualmente inverte o sentido do plano horizontal do tálus de rotação medial para lateral. Como resultado, em cerca de 30% para 35% no ciclo da marcha, a articulação subtalar pronada (evertido) inicia um movimento brusco em direção à supinação (inversão) (Fig. 14-31, *B*). Conforme demonstrado na Figura 14-33, com retropé supinando, o mediopé e o antepé devem girar simultaneamente em pronação relativa para que o pé permaneça em pleno contato com o solo.<sup>75,96</sup> Pelo apoio terminal, a articulação subtalar é supinada e o elevado e tensionado arco longitudinal medial converte o mediopé (e, finalmente, o antepé) em uma alavanca muito rígida.<sup>50,68</sup> Os músculos como o gastrocnêmio e sóleo usam esta estabilidade para transferir forças do tendão calcâneo, através do mediopé, para as cabeças metatarsais durante a fase de impulso da marcha ou corrida.



**FIGURA 14-33** Com o pé fixo ao solo, a *rotação lateral* total do membro inferior é mecanicamente associada à supinação do retopé (inversão) e ao aumento do arco longitudinal medial. Observe que o retopé supina, o antepé e o mediopé pronam para manter o contato com o solo.

Uma pessoa que, por qualquer razão, permaneça relativamente pronada na fase de apoio terminal, muitas vezes tem dificuldade em estabilizar o mediopé no momento em que é naturalmente necessário. Consequentemente, a atividade excessiva pode ser exigida a partir de músculos extrínsecos e intrínsecos do pé para reforçar o arco longitudinal medial. Ao longo do tempo, a hiperatividade pode levar à fadiga muscular generalizada e a síndromes dolorosas por “uso excessivo” de todo o membro inferior e do pé.

## **ARTICULAÇÕES INTERTÁRSICAS DISTAIS**

As articulações intertársicas distais são uma coleção de três articulações ou complexos articulares, cada um ocupando uma parte do mediopé. (consulte a organização das articulações do pé na Figura 14-23). As superfícies articulares das articulações intertársicas distais são expostas e codificadas em cores na Figura 14-34.

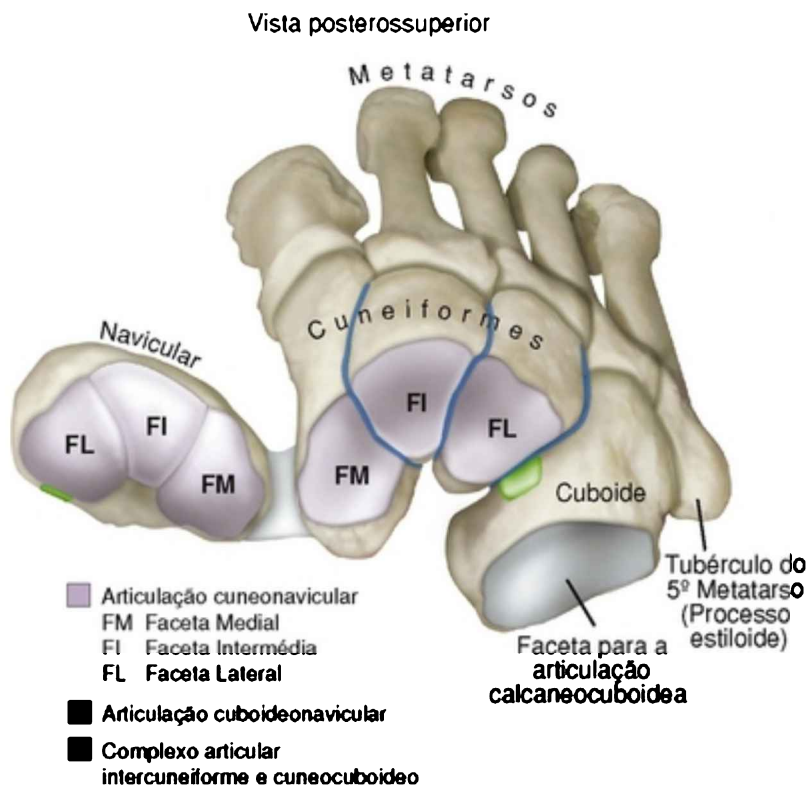


FIGURA 14-34 Uma vista posterossuperior do pé direito é apresentada com o tálus e o calcâneo removidos. O osso navicular foi virado medialmente, expondo a sua superfície anterior e as muitas articulações dentro das *articulações intertársicas distais*. As superfícies articulares são codificadas com a cor como segue: *articulação cuneonavicular em lilás*, a pequena

*articulação cuboideonavicular em verde e o complexo articular intercuneiforme e cuneocuboideo em azul.* Recolocar o osso navicular à sua posição anatômica juntaria os três conjuntos de facetas articulares na articulação cuneonavicular – faceta medial (*FM*), faceta intermédia (*FI*) e faceta lateral (*FL*). Recolocar o osso navicular também rearticulária a articulação cuboideonavicular (*verde*).

### Coleção de Articulações dentro das Articulações Intertársicas Distais

- Articulação cuneonavicular
- Articulação cuboideonavicular
- Complexo articular intercuneiforme e cuneocuboide

### **Estrutura Básica e Função**

Como um grupo, as articulações intertársicas distais (1) auxiliam a articulação transversa do tarso na pronação e na supinação do médiopé e (2) garantem a estabilidade em todo o médiopé, formando o arco transversa do pé. Os movimentos nestas articulações são pequenos e normalmente não são formalmente descritos.

### **Articulação Cuneonavicular**

Três articulações são formadas entre a face anterior do navicular e das superfícies posteriores dos três ossos cuneiformes (Fig. 14-34, lilás). Ao redor dessas articulações localizam-se os ligamentos plantar e dorsal. As facetas ligeiramente côncavas (lateral, intermédia e medial) em cada um dos três ossos cuneiformes se encaixam dentro de uma das três facetas ligeiramente convexas sobre o lado

anterior do navicular. A principal função da articulação cuneonavicular é ajudar a transferência de componentes de pronação e de supinação distalmente em direção ao antepé.<sup>74</sup>

### **Articulação Cuboideonavicular**

A pequena sindesmose (fibrosa) ou algumas vezes articulação cuboideonavicular sinovial está localizada entre a face lateral do navicular e a região proximal do lado medial do cuboide (Fig. 14-34, verde).<sup>120</sup> Essa articulação proporciona um ponto de contato relativamente suave entre as colunas lateral e longitudinal medial do pé. Observações em cadáveres demonstram que as superfícies articulares deslizam levemente entre si durante a maioria dos movimentos do mediopé, principalmente no decorrer da inversão e da eversão.

### **Complexo Articular Intercuneiforme e Cuneocuboide**

O complexo articular intercuneiforme e cuneocuboide é composto por três articulações: duas entre o conjunto de três cuneiformes e uma entre o cuneiforme lateral e a superfície medial do cuboide (Fig. 14-34, azul). As superfícies articulares são essencialmente planas e alinhadas quase paralelas ao eixo longo dos metatarsos. Os ligamentos plantar, dorsal e os interósseos fortalecem esse conjunto de articulações.

O complexo articular intercuneiforme e cuneocuboide forma o *arco transverso* do pé (Fig. 14-35, A). Esse arco proporciona estabilidade transversa ao mediopé. Sob a carga do peso corporal, o arco transverso comprime-se ligeiramente e permite que a sustentação do peso seja

compartilhada por todas as cinco cabeças metatarsais. O arco transversal recebe apoio da musculatura intrínseca; músculos extrínsecos, tais como o tibial posterior e o fibular longo; os tecidos conjuntivos; e o ponto chave do arco transversal: o cuneiforme intermédio (FI) (Fig. 14-34).



**FIGURA 14-35** Características estruturais e funcionais do mediopé e do antepé. **A**, O arco transversal é formado pelo complexo articular intercuneiforme e cuneocubóideo. **B**, A estabilização do segundo raio é reforçada pelo recesso da segunda articulação tarsometatársica. **C**, A flexão plantar e a eversão combinada da articulação tarsometatársica esquerda do primeiro raio permite ao antepé se adaptar melhor à superfície da rocha.

## ARTICULAÇÕES TARSOMETATÁRSICAS

### Considerações Anatômicas

As articulações tarsometatársicas são frequentemente chamadas de *articulações de Lisfranc*, depois que Jacques Lisfranc, um cirurgião francês do exército de Napoleão, descreveu uma amputação nesta região do pé. Como um grupo, as cinco articulações tarsometatársicas separam o mediopé do antepé (consulte a organização das articulações na Figura 14-23). As articulações consistem na articulação entre as bases dos metatarsos e das superfícies distais dos três cuneiformes e cuboide. Especificamente, o primeiro (mais medial) metatarso articula-se com o cuneiforme medial, o segundo com o cuneiforme intermédio e o terceiro com o cuneiforme lateral. As bases do quarto e do quinto metatarsos articulam-se com a superfície distal do cuboide.

As superfícies articulares das articulações tarsometatársicas são geralmente planas, embora o medial mostre duas curvaturas ligeiramente irregulares. Os ligamentos dorsal, plantar e interósseo adicionam estabilidade a essas articulações. Apenas a primeira articulação tarsometatársica tem uma cápsula bem desenvolvida.<sup>120</sup>

### **Considerações Cinemáticas**

As articulações tarsometatársicas servem como base das articulações do antepé. A mobilidade é menor na segunda e na terceira articulações tarsometatársicas, em parte por causa de fortes ligamentos e da posição firmada da base do segundo raio entre os cuneiformes medial e lateral (Fig. 14-35, *B*). Consequentemente, o segundo e o terceiro raios produzem um elemento de estabilidade longitudinal ao longo do pé, semelhante aos segundo e terceiro raios na



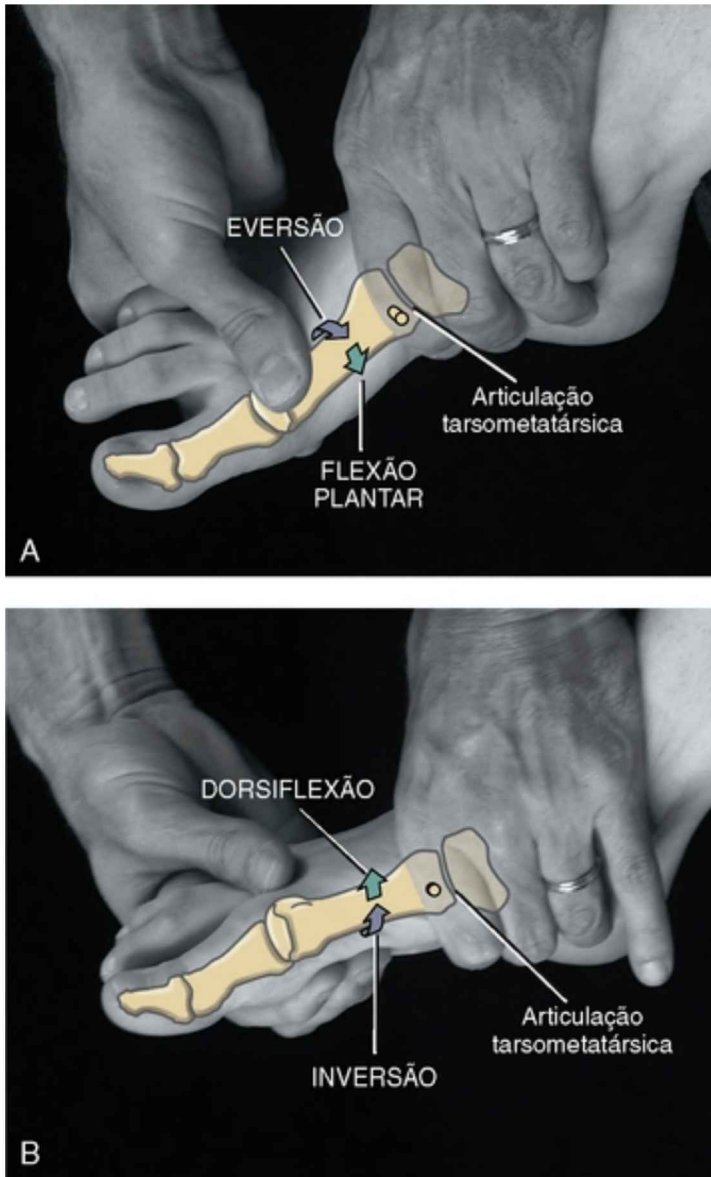
mão.<sup>67</sup> Essa estabilidade é útil no apoio terminal quando o antepé prepara-se para o impulso dinâmico.

A mobilidade é maior na primeira, quarta e quinta articulações tarsometatársicas, principalmente na primeira (mais medial) articulação.<sup>34</sup> Durante a marcha, a primeira articulação tarsometatársica normalmente manifesta cerca de 10 graus de movimento no plano sagital; a mobilidade em outros planos geralmente é leve.<sup>23</sup>

Durante a fase inicial para o médio apoio da marcha, a primeira articulação tarsometatársica faz uma gradual *dorsiflexão* cerca de cinco graus. Esse movimento ocorre quando o peso corporal deprime a região do cuneiforme inferiormente, assim como o solo empurra simultaneamente a extremidade distal do primeiro raio superiormente. Esse movimento está associado a uma redução gradual do arco longitudinal medial<sup>37</sup> - um mecanismo que ajuda a absorver o stress do peso corporal sobre o pé. Na fase de apoio terminal da marcha (impulso), a primeira articulação tarsometatársica rapidamente realiza *flexão plantar* cerca de cinco graus.<sup>23</sup> A flexão plantar do primeiro raio, controlada em parte pela tração do músculo fibular longo, efetivamente “encurta” a coluna medial do pé ligeiramente, e contribui, assim, para aumentar o arco longitudinal medial. Esse mecanismo aumenta a estabilidade do arco (e da coluna medial do pé) em um momento no ciclo da marcha, quando o mediopé e antepé estão sob cargas elevadas.

Embora as descrições sejam relatadas e ainda parcialmente não resolvidas, a maior parte da literatura descreve um acoplamento mecânico natural da cinemática na primeira articulação tarsometatársica: especificamente,

ocorre a flexão plantar com eversão leve e dorsiflexão com ligeira inversão.<sup>37,45,68</sup> Tal mobilidade passiva, de fato, parece ocorrer naturalmente, quando avaliada na condição de não sustentação de peso (Fig. 14-36). No entanto, estas combinações de movimento são atípicas porque eles não se encaixam nas definições padrões de pronação ou supinação. Contudo, a mobilidade única na primeira articulação tarsometatársica pode fornecer funções úteis. A combinação de flexão plantar e eversão, por exemplo, permite à borda medial do pé melhor adaptação em torno das superfícies irregulares no solo (Fig. 14-35, C). (Este movimento do primeiro metatarso é geralmente semelhante ao movimento do hálux, como as tentativas de agarrar um grande objeto esférico com a mão pronada.) Exatamente como essas combinações de movimento atípico se relacionam funcionalmente com a cinemática global do pé durante a marcha continua incerto.



**FIGURA 14-36** A osteocinemática da primeira articulação tarsometatársica. A flexão plantar ocorre com uma leve eversão (A), e a dorsiflexão ocorre com uma leve inversão (B).

## ARTICULAÇÕES INTERMETATÁRSICAS

### Estrutura e Função

Os ligamentos plantar, dorsal e interósseos interligam as bases dos quatro metatarsos laterais. Estes pontos de contato formam três pequenas articulações sinoviais intermetatársicas. Embora interligada por ligamentos, a articulação verdadeira normalmente não se forma entre as bases do primeiro e do segundo metatarsos. Essa falta de articulação aumenta o movimento relativo do primeiro raio, de uma forma semelhante à mão. Ao contrário da mão, porém, os ligamentos metatársicos profundos transversos interligam a extremidade distal de todos os cinco metatarsos. O ligeiro movimento nas articulações intermetatársicas aumenta a flexibilidade nas articulações tarsometatársicas.

## ARTICULAÇÕES METATARSOFALANGEANAS

### Considerações Anatômicas

Cinco articulações metatarsofalangeanas são formadas entre a cabeça convexa de cada metatarso e concavidade rasa da extremidade proximal de cada falange proximal (Fig. 14-23). Essas articulações estão localizadas cerca de 2,5 cm proximalmente aos “espaços” entre os dedos. Com as articulações flexionadas, as cabeças dos metatarsos proeminentes são facilmente palpáveis na porção distal do dorso do pé.

A cartilagem articular recobre a extremidade distal de cada cabeça do metatarso (Fig. 14-37). Um par de *ligamentos colaterais* atravessa cada articulação metatarsofalangeana e se mistura à cápsula reforçada.

Como na mão, cada ligamento colateral passa obliquamente de dorsal-proximal para uma direção plantar-distal e forma uma porção de cordões espessos e uma porção final *fanlike* acessória.

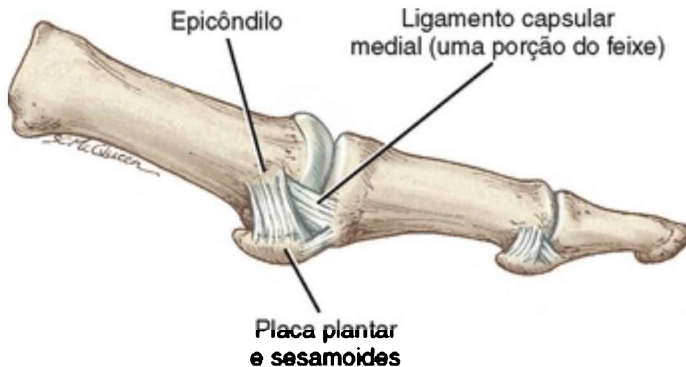


FIGURA 14-37 Uma visão medial da primeira articulação metatarsofalangeana mostra o feixe e as porções acessórias do ligamento capsular medial (colateral). A porção acessória insere-se na placa plantar e nos ossos sesamoides.

(Redesenhado de Haines R, McDougall A: *Anatomy of hallux valgus*, *J Bone Joint Surg Br* 36:272, 1954.)

A porção acessória se fixa à densa e espessa *placa plantar*, localizada sobre face plantar da articulação. A placa, ou ligamento, tem um sulco para a passagem dos tendões flexores. As fibras da fáscia plantar profunda fixam-se às placas plantares e às bainhas dos tendões flexores. Os dois ossos *sesamoides* localizados dentro do tendão do flexor curto do hálux repousam contra a placa plantar da primeira articulação metatarsofalangeana (Fig. 14-38). Embora não representado na Figura 14-38, os quatro *ligamentos metatarsais transversos* profundos misturam-se e articulam-se às placas plantares adjacentes

de todas as cinco articulações metatarsofalangeanas. Pela interconexão de todas as cinco placas, os ligamentos metatarsais transversos ajudam a manter o primeiro raio semelhante ao plano dos raios menores, e assim, adaptar o pé para a propulsão e sustentação de peso em vez de manipulação. Na mão, em contrapartida, o ligamento metacárpico transversal profundo conecta apenas os dedos, liberando o polegar para a oposição.

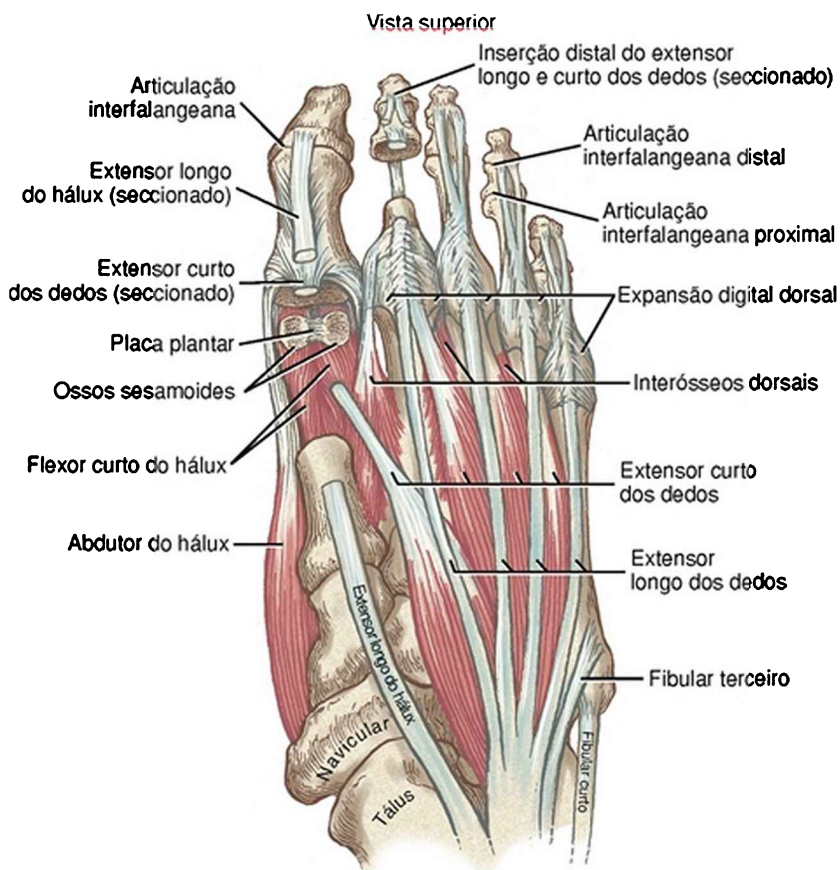


FIGURA 14-38 Músculos e articulações da face dorsal do

antepé direito. A metade distal do primeiro metatarso é removida para expor a superfície côncava da primeira articulação metatarsofalangeana. Um par de ossos sesamoides está localizado profundamente na primeira articulação metatarsofalangeana. A falange proximal do segundo dedo do pé é removida para expor o lado côncavo da articulação interfalangeana proximal.

A *cápsula fibrosa* inclui cada articulação metatarsofalangeana e se mistura aos ligamentos colaterais e placas plantares. Uma *expansão digital dorsal* mal definida cobre a face dorsal de cada articulação metatarsofalangeana. Esta estrutura (análoga ao mecanismo extensor dos dedos da mão) é constituída por uma fina camada de tecido conjuntivo que é, essencialmente, inseparável da porção dorsal da cápsula e dos tendões extensores.

### **Considerações Cinemáticas**

Movimento das articulações metatarsofalangeanas ocorre em dois graus de liberdade. A *extensão* (dorsiflexão) e a *flexão* (flexão plantar) ocorrem aproximadamente no plano sagital sobre um eixo lateromedial; a *abdução* e a *adução* ocorrem no plano horizontal sobre o eixo vertical. O segundo dedo serve como referência para nomear os movimentos de abdução e adução dos dedos. (A referência do dedo para definir a abdução e a adução na mão é o terceiro, ou dedo médio.) Os eixos de rotação para todos os movimentos volitivos das articulações metatarsofalangeanas são através do centro de cada cabeça do metatarso.

A maioria das pessoas demonstra destreza limitada nos

movimentos ativos nas articulações metatarsofalangeanas, especialmente na abdução e na adução. A partir de uma posição neutra, os dedos podem ser passivamente estendidos aproximadamente 65 graus e fletidos de 30 a 40 graus. O hálux geralmente permite uma maior extensão, próximo de 85 graus.<sup>131</sup> Essa magnitude de extensão é facilmente perceptível quando se levanta sobre a “ponta dos dedos”.

### **Deformidades ou Trauma Envolvendo a Articulação Metatarsofalangeana do Hálux (ou 1 Dedo) Hálux Limitus ou Hálux Rígido**

O hálux *limitus*, ou “*rigidus*” em sua forma menos grave, é principalmente uma condição pós-traumática caracterizada por uma acentuada limitação de movimento, degeneração articular e dor na articulação metatarsofalangeana do hálux. Embora qualquer trauma ou entorse do hálux possa evoluir para hálux *limitus*, o mecanismo de lesão envolve frequentemente uma *hiperextensão* forçada da articulação metatarsofalangeana. As lesões mais graves podem envolver ruptura completa ou incompleta dos ligamentos plantar, da cápsula, dos tendões associados, bem como a fratura dos ossos sesamoides.<sup>14</sup>

A lesão causada por hiperextensão forçada do hálux é frequentemente chamada de “dedo do pé do relvado” e ocorre com relativa frequência em jogadores de futebol americano. Historicamente, o termo *dedo do pé do relvado* se originou a partir do aumento desta lesão após a substituição da grama natural pela artificial e de uso de calçados mais leves.<sup>11</sup> Independentemente do trauma inicial, o diagnóstico de hálux *limitus* é muitas vezes feita



se a dor persistir, juntamente com o grau de extensão reduzido, em geral inferior a 55 graus.<sup>131</sup> Em alguns casos, o estado evoluirá para a osteoartrose; formação excessiva de osteófitos pode então limitar o movimento em todas as direções.

Os prejuízos associados ao hálux *limitus* podem ter impacto significativo sobre a marcha.<sup>131</sup> Normalmente, caminhar exige cerca de 65 graus de extensão na primeira articulação metatarsofalangeana com o calcanhar elevado na fase terminal do apoio. Uma pessoa com hálux *limitus* pode tentar evitar a extensão do hálux doloroso durante a fase de apoio terminal da marcha. Muitas vezes isso é realizado ao se caminhar sobre a superfície externa do pé afetado, ou com o pé com desvio lateral, “rolando sobre” o arco medial do pé.

Os afetados podem ser aconselhados a usar sapatos de sola dura (ou palmilhas colocadas dentro do calçado) e evitar planos, inclinações ou declínios. A fisioterapia tem se mostrado eficaz em restaurar a amplitude de movimento e reduzir a dor.<sup>117</sup> A cirurgia é frequentemente recomendada em casos mais graves.

### **Hálux Valgo**

A característica central do *hálux valgo* (ou joanete) é um desvio progressivo lateral do hálux em relação à linha média do corpo. Embora a deformidade pareça envolver principalmente a articulação metatarsofalangeana, a mecânica patológica do hálux valgo geralmente envolve todo o primeiro raio (Fig. 14-39, A e B). Como descrito na radiografia, o hálux valgo é normalmente associado à *adução* excessiva do primeiro metatarso (definida, neste

caso em relação ao corpo e não ao segundo dedo) sobre sua articulação tarsometatársica.<sup>30</sup> A posição aduzida do primeiro metatarso pode eventualmente levar a um deslocamento lateral da articulação metatarsofalangeana, expondo, assim, completamente a cabeça metatarsal como um nódulo ou “joanete”. A articulação metatarsofalangeana com deformidades muitas vezes torna-se inflamada e dolorosa. Se a falange proximal desvia lateralmente para além de 30 graus, ela, muitas vezes, começa a realizar uma eversão sobre seu eixo. A deformidade de joanete é também referida como “hálux valgo”, a fim de explicar os desvios nos planos horizontais e frontais.

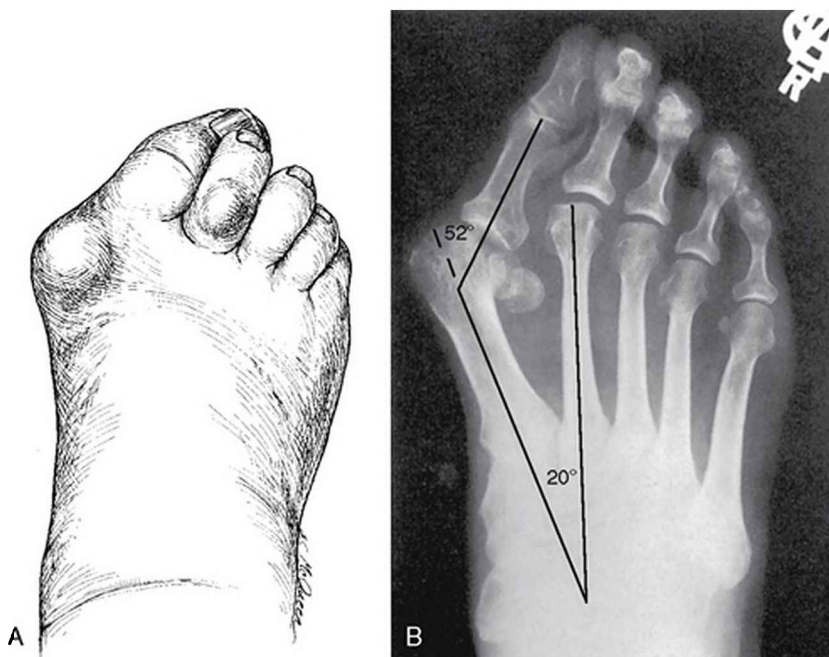


FIGURA 14-39 Hálux valgo. A, Características múltiplas do

hálux valgo (joanete) e deformidades associadas. **B**, A radiografia mostra as seguintes patomecânicas frequentemente associadas ao hálux valgo: (1) adução do primeiro metatarso (em direção à linha média), evidenciada pelo aumento do ângulo entre os ossos do primeiro e segundo metatarso; (2) desvio lateral da falange proximal com luxação ou subluxação da primeira articulação metatarsofalangeana; (3) deslocamento do sesamoide lateral; (4) rotação (eversão) das falanges do dedo grande do pé; e (5) exposição da primeira cabeça do metatarso, formando o chamado “joanete”.

*(De Richardson EG: Disorders of the hallux. In Canale ST, ed: Campbell's operative orthopedics, 4 vol., 9 ed., St. Louis, 1998, Mosby.)*

A rotação axial progressiva do desvio lateral da falange proximal do hálux cria um desequilíbrio muscular nas forças que normalmente alinham a articulação metatarsofalangeana.<sup>2</sup> O músculo abductor do hálux (em geral localizado *medialmente* à primeira articulação metatarsofalangeana) pode mudar gradualmente para o lado plantar da articulação. A subsequente tração soberana do adutor do hálux e da cabeça lateral do flexor curto do hálux progressivamente aumenta a posição de desvio lateral da falange proximal. Com o tempo, o estiramento excessivo do ligamento colateral medial e da cápsula pode enfraquecer-se ou romper-se, eliminando um importante ponto de reforço para a face medial da articulação. Pessoas com hálux valgo acentuado podem evitar transferir o peso sobre a primeira articulação metatarsofalangeana, fazendo com que os ossos metatarsos laterais recebam uma grande proporção da descarga de peso. A patomecânica do hálux valgo acentuado envolve um colapso em zigue-zague, do primeiro raio, semelhante ao desvio “ulnar” da articulação

metacarpofalangeana na mão com artrite reumatoide (Cap. 8).

Embora a etiologia do hálux valgo não seja totalmente clara, a genética, o calçado inadequado, o pé pronado que causa a deformação hálux valgo e a assimetria dos ossos e articulações podem contribuir para a condição. O espectro completo do hálux valgo grave, muitas vezes inclui deslocamento e osteoartrose da articulação metatarsofalangeana, metatarso varo, valgo (desvio lateral) do hálux, formação de joanete (e bursite) sobre a articulação metatarsofalangeana medial, dedo em martelo de segundo dedo, calosidades e metatarsalgia. A intervenção cirúrgica é frequentemente indicada em casos de deformidade e disfunção acentuadas.

## ARTICULAÇÕES INTERFALANGEANAS

Como nos dedos, cada dedo do pé tem uma *articulação interfalangeana proximal* e uma *interfalangeana distal*. O hálux, como é análogo ao polegar, tem apenas uma *articulação interfalangeana*.

Todas as articulações interfalangeanas do pé possuem características anatômicas semelhantes. A articulação consiste em uma cabeça convexa da falange mais proximal que se articula com a base côncava da falange mais distal. A falange proximal do segundo dedo do pé é removida na Figura 14-38 para expor o lado côncavo da articulação interfalangeana proximal. A estrutura e a função dos tecidos conjuntivos nas articulações interfalangeanas são geralmente semelhantes aos descritos para as articulações metatarsofalangeanas. Os ligamentos colaterais, as placas plantares e as cápsulas estão presentes, porém menores e

menos definidos.

A mobilidade nas articulações interfalangeanas é limitada principalmente para flexão e extensão. A amplitude de flexão geralmente excede a extensão e o movimento tende a ser maior nas articulações proximais do que nas distais. A extensão é limitada principalmente pela tensão passiva nos músculos flexores do dedo do pé e ligamentos plantares.

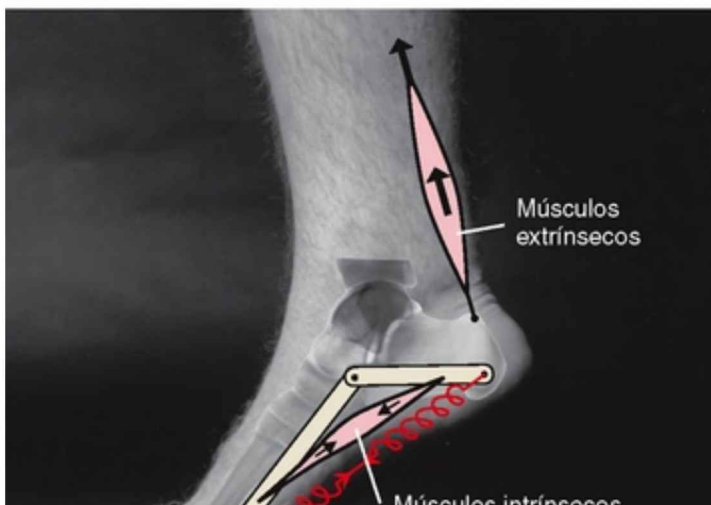
### **AÇÃO DAS ARTICULAÇÕES NO ANTEPÉ DURANTE A FASE DE APOIO TERMINAL DA MARCHA**

As articulações do antepé incluem as articulações associadas a cada raio, a partir da articulação tarsometatarsica para as articulações distais dos dedos do pé. Dependendo da fase da marcha, essas articulações fornecem um elemento de flexibilidade e de estabilidade para o antepé.

Durante o final da fase de apoio, o mediopé e o antepé devem tornar-se relativamente estáveis a aceitar o estresse associado ao impulso. Além disso, para a ativação dos músculos intrínsecos e extrínsecos do local, um aumento do arco longitudinal medial ainda estabiliza o pé. Embora o aumento do arco seja altamente variável, ele tem uma média de 6 mm durante a fase do impulso.<sup>114</sup> O principal mecanismo usado para levantar o arco tem sido historicamente descrito como o efeito “molinete”, o que é demonstrado por estar na ponta dos pés (Fig. 14-40, A). Por causa das fixações da fásia plantar profunda para as falanges proximais, a extensão completa das articulações metatarsofalangeanas aumenta a tensão ao longo do arco longitudinal medial. Na teoria, o aumento da tensão eleva

e estabiliza o arco. Como o calcânhar e a maior parte do pé são elevados, o peso corporal desloca-se anteriormente para as cabeças metatarsais mais mediais. O coxim adiposo local reduz potencialmente o estresse prejudicial para o osso e os sesamoides protegem o tendão do flexor longo do hálux. Uma vez estabilizada pela fásia plantar alongada e por um arco reforçado, o segundo e terceiro raios atuam como alavancas rígidas capazes de suportar os momentos de curvatura potencialmente grandes criado pelos músculos gastrocnêmio e sóleo. A força de tração na fásia plantar alongada durante a fase terminal de apoio foi estimada perto de 100% do peso corporal.<sup>26</sup> A falha da fásia plantar para transmitir essa força do calcâneo à base dos dedos do pé seria limitar a eficácia do mecanismo molinete na elevação do arco. Este, aliás, é frequentemente observado pela maneira cautelosa ou ineficaz de “impulso” de uma pessoa que foi submetida a uma fasciotomia plantar ou enfrenta um quadro álgico de fascite plantar.

Pé normal





Pé plano



FIGURA 14-40 O “efeito molinete” da fásia plantar é demonstrado quando o indivíduo está na ponta dos pés. (Um molinete é um reboque ou dispositivo de elevação constituído de uma corda enrolada ao redor de um cilindro que é girado por uma manivela. A corda é análoga à fásia plantar e o cilindro é análogo à articulação metatarsofalangeana.) A, No pé normal, a contração dos músculos flexores extrínsecos eleva o calcâneo, que transfere o peso corporal anteriormente sobre as cabeças metatarsais. O resultado da extensão das articulações metatarsofalangeanas (apresentado coletivamente como o disco

branco) estende (ou enrola) a fásia plantar no arco longitudinal medial (mola vermelha). A tensão aumenta a partir do trecho elevado do arco e reforça o mediopé e o antepé. A contração da musculatura intrínseca fornece reforço adicional ao arco. **B**, Um pé plano geralmente tem pouco apoio no arco longitudinal medial. Durante uma tentativa de ficar na ponta dos pés, ocorre uma queda do antepé sob a carga do peso corporal. A extensão reduzida das articulações metatarsofalangeanas limita a utilidade do efeito molinete. Mesmo com a forte ativação dos músculos intrínsecos, o arco permanece caído, e o mediopé e antepé instáveis.

Em contraste com o pé saudável, considere a patomecânica envolvida como uma pessoa com um pé plano instável ao tentar ficar na ponta dos pés (Fig. 14-40, *B*). Embora o indivíduo não tenha nenhuma patologia neuromuscular, há uma perda significativa na elevação do calcanhar, mesmo com esforço muscular máximo. Sem um arco longitudinal medial eficaz, o mediopé e o antepé, instáveis e desbloqueados, cedem sob o peso corporal. Isso geralmente causa um movimento em direção à *dorsiflexão* das articulações tarsometatársicas (em contraste com a ligeira flexão plantar normal). Esta resposta cinemática pode estirar os músculos flexores extrínsecos dos dedos do pé e, se for significativa, limitar a extensão. Independentemente da relação de causa e efeito específica, a extensão reduzida das articulações metatarsofalangeanas reduz a eficácia do efeito molinete para estabilizar o pé.

A seção final sobre cinemática se encerra com a Tabela 14-6, que resume as importantes funções do tornozelo e do pé durante toda a fase de apoio da marcha.



**TABELA 14-6 Principais Ações nas Regiões do Tornozelo e do Pé Durante a Fase de Apoio da Marcha\***

Região	Articulação Representativa	Apoio Inicial		Apoio Médio para Terminal	
		Ação	Função Desejada	Ação	Função Desejada
Tornozelo	Talocrural	Flexão plantar	Permite rápido contato do pé com o solo	Dorsiflexão seguida por flexão plantar rápida	Produz uma articulação estável para aceitar o peso corporal, seguido por uma investida necessária para o impulso
Retopé	Subtalar	Pronação e o abaixamento do arco longitudinal medial	Permite rotação medial do membro inferior Permite que o pé tenha a função de absorver o choque Produz um mediopé flexível	A pronação continua mudando para supinação, seguida pela elevação do arco longitudinal medial	Permite a rotação lateral do membro inferior Converte o mediopé em uma alavanca rígida no impulso
Mediopé	Transversa do tarso	Inversão relativa como resposta à força contrária do solo	Permite a pronação na extensão completa da articulação subtalar	Eversão relativa	Permite que o mediopé e o antepé mantenham-se firmes em contato com o solo
Antepé	Metatarsofalangeana	Insignificante	–	Extensão	Através do efeito molinete, o arco longitudinal medial eleva-se e estabiliza o mediopé e o antepé para o impulso

\*Cada região do pé é representada por somente uma articulação.

# **INTERAÇÕES MUSCULAR E ARTICULAR**

---

## **Inervação dos Músculos e das Articulações**

### **INERVAÇÃO DOS MÚSCULOS**

Os músculos extrínsecos do do pé têm suas inserções proximais na perna e se estendem um pouco proximalmente no fêmur. A musculatura intrínseca, em contrapartida, tem suas inserções proximais e distais no pé.

Os músculos extrínsecos são organizados em três compartimentos da perna: anterior, lateral e posterior. Diferentes nervos motores inervam os músculos em cada compartimento (consulte as seções transversais nas Figs. 14-41 e 14-42). Cada nervo motor é um ramo do nervo isquiático, formado a partir das raízes nervosas espinais de L4-S3 do plexo lombossacral.

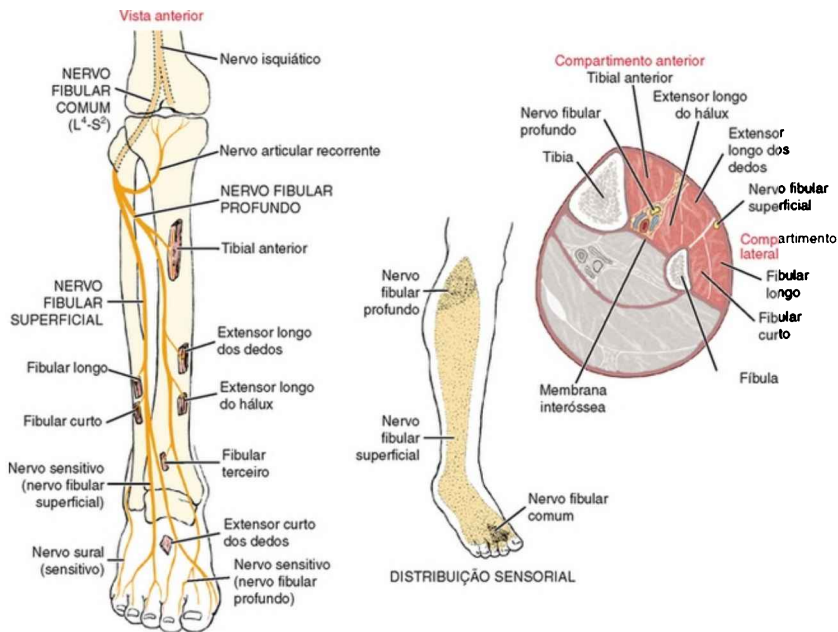


FIGURA 14-41 O trajeto e a ordem geral, proximal para distal, da inervação muscular para os ramos superficial e profundo do *nervo fibular comum* (*peroneiro*). As principais raízes do nervo espinal estão entre parênteses. A distribuição sensorial geral deste nervo (e seus ramos) é destacada ao longo da face dorsolateral da perna e do pé. O “espaço da membrana interdigital” dorsal do pé é inervado apenas por ramos sensitivos do ramo profundo do nervo fibular. A seção transversal destaca os músculos e nervos localizados no interior dos *compartimentos anterior e lateral* da perna.

(Modificado com permissão de Groot J: *Correlative neuroanatomy*, ed 21, Norwalk, 1991, Appleton & Lange.)

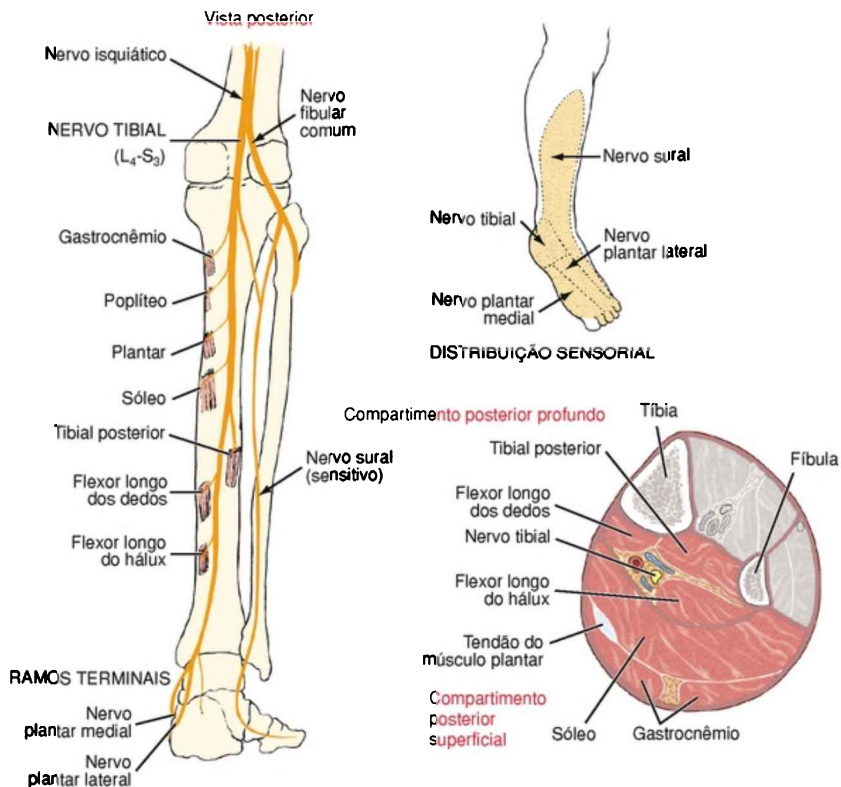


FIGURA 14-42 O trajeto no sentido proximal-distal da inervação dos músculos pelo nervo tibial e seus ramos. As raízes principais do nervo espinal estão entre parênteses. A distribuição sensorial geral deste nervo é destacada ao longo das vistas lateral e plantar da perna e do pé. A seção transversal destaca os músculos e nervos localizados no interior das *partes profunda e superficial do compartimento posterior* da perna.

(Modificado com permissão de deGroot J: *Correlative anatomy*, ed 21, Norwalk, 1991, Appleton & Lange.)

Lateralmente à cabeça da fíbula, o nervo fibular comum (L<sub>4</sub>-S<sub>2</sub>) se divide em ramos profundo e superficial

(Fig. 14-41). O *nervo fibular profundo* inerva os músculos do *compartimento anterior*: o tibial anterior, o extensor longo dos dedos, o extensor longo hálux e o fibular terceiro. O ramo profundo continua distalmente para inervar o músculo extensor curto dos dedos (um músculo intrínseco localizado no dorso do pé). Ele também fornece inervação sensitiva para a área triangular de pele no espaço entre o primeiro e segundo dedos do pé. O *nervo fibular superficial* inerva o fibular longo e o fibular curto no interior do *compartimento lateral*. O nervo então continua distalmente como um nervo sensitivo para grande parte da pele na face dorsolateral da perna e do pé.

O *nervo tibial* (L4-S3) e seus ramos terminais inervam o restante dos músculos extrínsecos e intrínsecos do pé (Fig. 14-42). Os músculos no *compartimento posterior* são divididos em conjuntos superficiais e profundos. O conjunto *superficial* inclui os músculos da panturrilha: gastrocnêmio e sóleo (conhecidos juntos como o *tríceps sural*) e o plantar. O conjunto dos músculos *profundos* incluem o tibial posterior, o flexor longo do hálux e o flexor longo dos dedos. Como o nervo tibial se aproxima da face medial do tornozelo, ele envia um ramo sensitivo para a pele sobre o calcanhar.

Imediatamente posterior ao maléolo medial, o nervo tibial bifurca-se e dá origem ao *nervo plantar medial* (L4-S2)

e ao *nervo plantar lateral* (L5-S3). Os nervos plantares fornecem a inervação da pele na maior parte da superfície plantar do pé e a inervação motora de todos os músculos intrínsecos, exceto o extensor curto dos dedos. A organização geral da inervação da musculatura intrínseca do pé é similar à da mão. O nervo plantar medial é análogo ao nervo mediano, enquanto o nervo plantar lateral é análogo ao nervo ulnar.

As raízes dos nervos espinais que suprem os músculos da extremidade inferior estão listados no Anexo IV, Parte A. A Parte B deste anexo enumera os músculos chave normalmente usados para testar a integridade funcional das raízes dos nervos espinais L2-S3. A Parte C mostra um mapa de dermatômos do membro inferior.

## **INERVAÇÃO SENSORIAL DAS ARTICULAÇÕES**

A *articulação talocrural* recebe a inervação do ramo profundo do nervo fibular. Em geral, o ramo sensitivo para as outras articulações do pé é suprido pelos ramos que atravessam a região. Cada grande articulação recebe múltiplas fontes de inervação, que trafegam para a medula espinal principalmente através das raízes nervosas S1-S2.<sup>120</sup>

## **Anatomia e Função dos Músculos**

Os músculos do tornozelo e do pé não só controlam as ações específicas das articulações subjacentes, mas também proporcionam a estabilidade, o impulso e absorção de impactos necessários para a locomoção. Os músculos intrínsecos e extrínsecos executam essas funções. A discussão mais ampla sobre as interações musculares durante a caminhada segue no Capítulo 15.

Em virtude de todos os músculos extrínsecos cruzarem múltiplas articulações, eles também possuem múltiplas ações. Muitas dessas ações são evidentes ao se observar onde os tendões cruzam os eixos de rotação nas articulações talocrural e subtalar (Fig. 14-43). Embora a Figura 14-43 seja bastante simplificada (por falta de articulação transversa do tarso, bem como outros componentes de pronação e supinação do pé), ela, no entanto, pode servir como guia para a compreensão das muitas ações dos músculos extrínsecos.

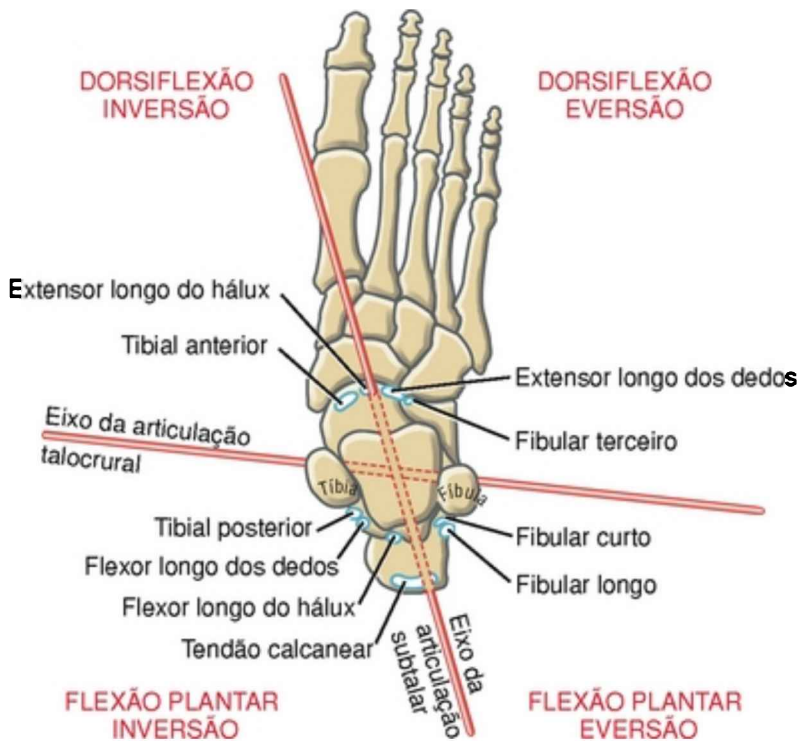


FIGURA 14-43 As múltiplas ações dos músculos que cruzam as articulações talocrural e subtalar, vistos de cima. As ações de cada músculo são baseadas nas suas posições em relação aos eixos de rotação das articulações. Observe que os músculos têm múltiplas ações.

## MÚSCULOS EXTRÍNSECOS

### Músculos do Compartimento Anterior

#### Anatomia

Os quatro músculos do compartimento anterior estão listados no quadro a seguir. Como um grupo, esses



músculos “pré-tibiais” têm suas inserções proximais nas faces anterior e lateral da metade proximal da tíbia, da fíbula adjacente e da membrana interóssea (Fig. 14-44). Os tendões desses músculos cruzam a face dorsal do tornozelo, restringidas por uma linha sinovial dos *retináculos extensores superior* e *inferior*. Localizado mais medialmente está o proeminente tendão do *tibial anterior*, que passa distalmente para se inserir na superfície medial-plantar da primeira articulação tarsometatársica (Fig. 14-45). O tendão do *extensor longo do hálux* passa apenas lateralmente ao tendão do tibial anterior e tem um trajeto em direção à superfície dorsal do hálux (Fig. 14-44). Progredindo lateralmente através do dorso do pé estão os tendões do extensor longo dos dedos e o fibular terceiro (ou “terceiro” músculo fibular). Os quatro tendões do *extensor longo dos dedos* se inserem na superfície dorsal das falanges média e distal através da expansão digital dorsal. O *fibular terceiro* faz parte do músculo extensor longo dos dedos e pode ser considerado o quinto tendão desse músculo. O fibular terceiro se insere na base do quinto osso metatarso.<sup>140</sup>

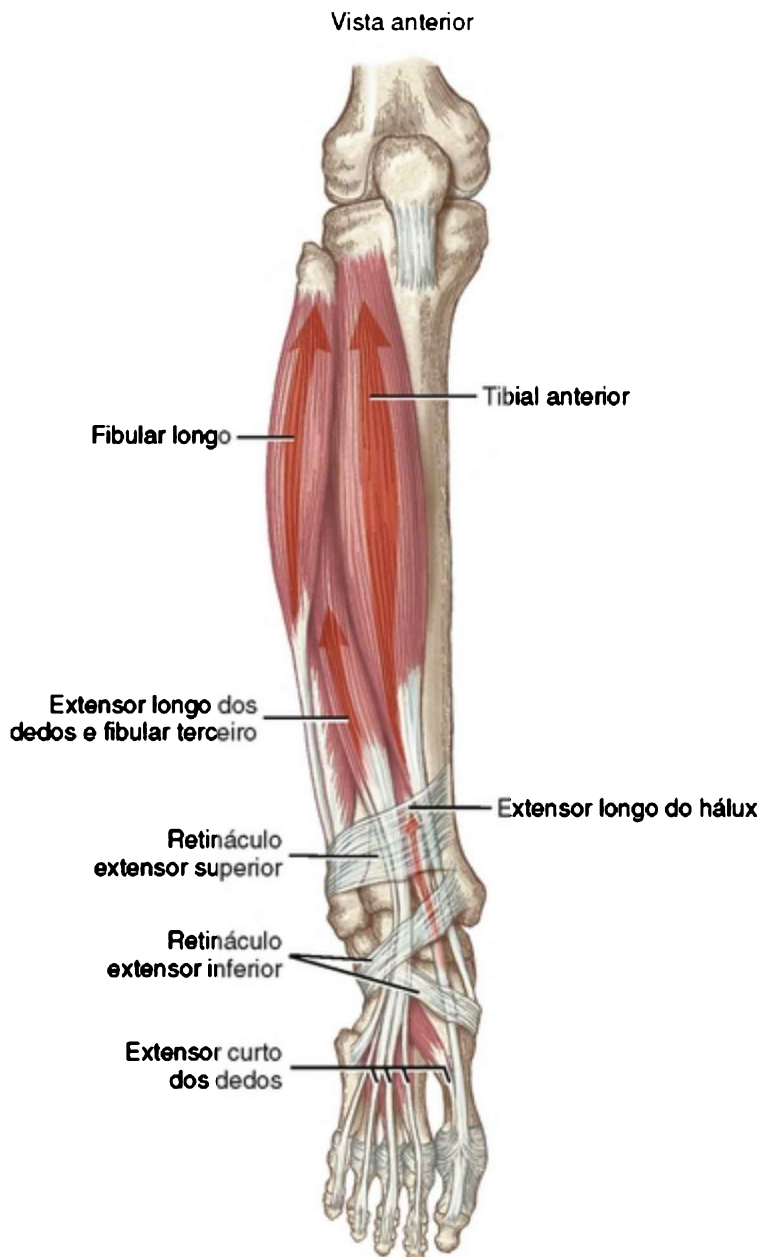


FIGURA 14-44 Os músculos “pré-tibiais”: tibial anterior,

extensor longo dos dedos, extensor longo do hálux e fibular terceiro. Todos os quatro músculos realizam a dorsiflexão do tornozelo.

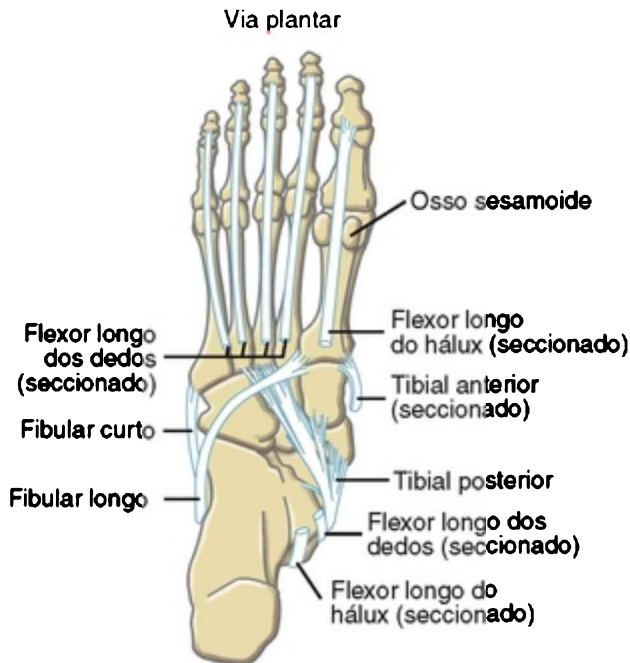


FIGURA 14-45 Vista plantar do pé direito mostra o trajeto distal dos tendões do fibular longo, do fibular curto e do tibial posterior. Os tendões do tibial anterior, do flexor longo dos dedos e do flexor longo do hálux são cortados.

## Músculos do Compartimento Anterior da Perna ("Dorsiflexores" Pré-tibiais)

### Músculos

- Tibial anterior

- Extensor longo dos dedos
- Extensor longo do hálux
- Fibular terceiro

#### **Inervação**

- Nervo fibular profundo

### **Ação Articular**

Todos os quatro músculos pré-tibiais são dorsiflexores porque cruzam anteriormente ao eixo de rotação da articulação talocrural (Fig. 14-43). A partir da posição anatômica, o *tibial anterior* também inverte a articulação subtalar e passa apenas medialmente ao eixo de rotação. O *tibial anterior* inverte e aduz a articulação talonavicular, bem como presta apoio secundário para o arco longitudinal medial.

As principais ações do *extensor longo do hálux* são a dorsiflexão da articulação talocrural e a extensão do hálux. A inversão da articulação subtalar é desprezível em virtude de seu pequeno braço de momento, pelo menos quando analisada a partir da posição anatômica. Além de dorsiflexão do tornozelo, o *extensor longo dos dedos* e o *fibular terceiro* realizam a eversão do pé.

Os músculos pré-tibiais são os mais ativos durante a fase de apoio inicial e mais uma vez em toda a fase de

balanço da marcha (Fig. 15-29, tibial anterior). Durante o apoio inicial, os músculos estão ativos excêntrica para controlar a taxa de flexão plantar (ou seja, o período entre o contato do calcanhar e o pé plantígrado; Figura 14-19). A controlada flexão plantar é necessária para uma “aterrissagem suave” do pé. Através de uma ativação excêntrica similar, o tibial anterior contribui para desacelerar a descida do arco longitudinal medial e, indiretamente, ajuda a controlar a pronação (eversão) do retropé (Fig. 14-31). Durante a fase de balanço, os músculos pré-tibiais realizam ativamente a dorsiflexão do tornozelo e estendem os dedos do pé para garantir que o pé saia do solo.

A capacidade de dorsiflexão ativa do pé no plano quase sagital exige um equilíbrio bastante exato das forças dos músculos pré-tibiais. A influência da eversão e/ou abdução do extensor longo dos dedos e do fibular terceiro deve contrabalançar a influência da inversão e adução do tibial anterior. Com uma paralisia isolada do músculo tibial anterior, o tornozelo ainda pode ativamente realizar a dorsiflexão, mas faria isso com um viés de eversão e abdução.

## **Músculos do Compartimento Lateral**

### **Anatomia**

Os músculos fibular longo e fibular curto (anteriormente chamados de *peroneiro longo* e *peroneiro curto*, respectivamente) ocupam o compartimento lateral dos músculos da perna (Fig. 14-46). Ambos os músculos se inserem proximalmente ao longo da fíbula lateral. O tendão do *fibular longo*, o mais superficial dos dois, passa distalmente a uma distância considerável. Após o envolvimento em torno da região posterior do maléolo lateral, o tendão penetra na planta através de uma fenda no osso cuboide. Em seguida, o tendão viaja entre os ligamentos longos e plantar curto para a sua fixação final distal na região plantar e lateral da primeira articulação tarsometatársica (Fig. 14-45). É interessante observar que o fibular longo e o tibial anterior se inserem sobre cada lado da superfície plantar da primeira articulação tarsometatársica. Este par de músculos, portanto, proporciona estabilidade cinética para a base do primeiro raio.

Vista lateral

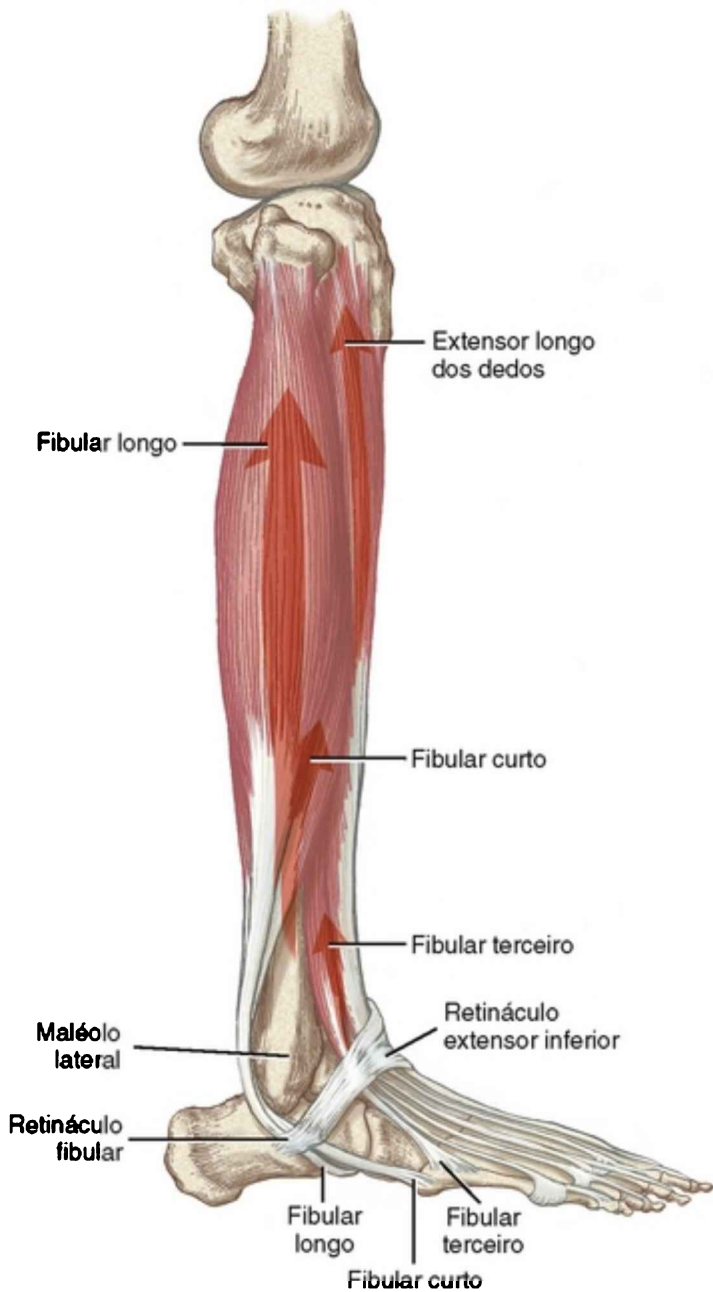


FIGURA 14-46 Vista lateral dos músculos da perna. Observe como o fibular longo e o fibular curto (eversores primários) usam o maléolo lateral como uma roldana para mudar a direção da tração muscular em todo o tornozelo.

### Compartimento Lateral da Perna (“Eversores”)

#### Músculos

- Fibular longo
- Fibular curto

#### Inervação

- Nervo fibular superficial

O tendão do *fibular curto* passa posteriormente ao maléolo lateral ao lado do fibular longo. Ambos os tendões fibulares ocupam a mesma bainha sinovial que passa sob o *retináculo fibular* (Fig. 14-46). Apenas distalmente ao retináculo, o tendão do fibular curto é separado do tendão fibular longo e passa em direção à sua fixação distal no processo estiloide do quinto metatarso (tubérculo do quinto metatarso). Frequentemente observado em bailarinos, o processo estiloide pode experimentar uma fratura por avulsão após uma contração muito forte do fibular curto, muitas vezes em resposta a um movimento súbito e extremo de inversão do pé.



## Ação Articular

Os músculos *fibular longo* e *fibular curto* são os principais eversores do pé (Fig. 14-43). Esses músculos fornecem a principal fonte de estabilidade ativa para a região lateral do tornozelo. Por esse motivo, o fortalecimento, o condicionamento e os exercícios de coordenação que envolvem esses músculos são frequentemente concebidos para pessoas que podem ser vulneráveis às entorses por inversão do tornozelo, como atletas de basquete ou voleibol. De interesse, embora esses músculos laterais sejam muito eficazes na resistência de inversão, uma contração muscular puramente reflexa em resposta a um movimento de inversão inesperada é normalmente muito lenta para evitar uma lesão.<sup>62</sup> Outros mecanismos neuromusculares mais complexos são necessários para essa proteção, provavelmente aqueles que envolvem o ajuste ou as respostas antecipatórias para impedir uma lesão por inversão.

O fibular longo e o curto têm braços de alavanca importantes para toda a eversão da articulação subtalar - acima de 2 cm.<sup>60</sup> O maléolo lateral, que serve como uma roldana fixa, determina o caminho dos tendões do fibular posterior ao eixo de rotação da articulação talocrural.<sup>60</sup> Portanto, ambos os músculos são também flexores

plantares da articulação talocrural. Apesar de não ser evidente na Figura 14-43, o fibular longo e o curto também realizam abdução das articulações subtalar e transversa do tarso.

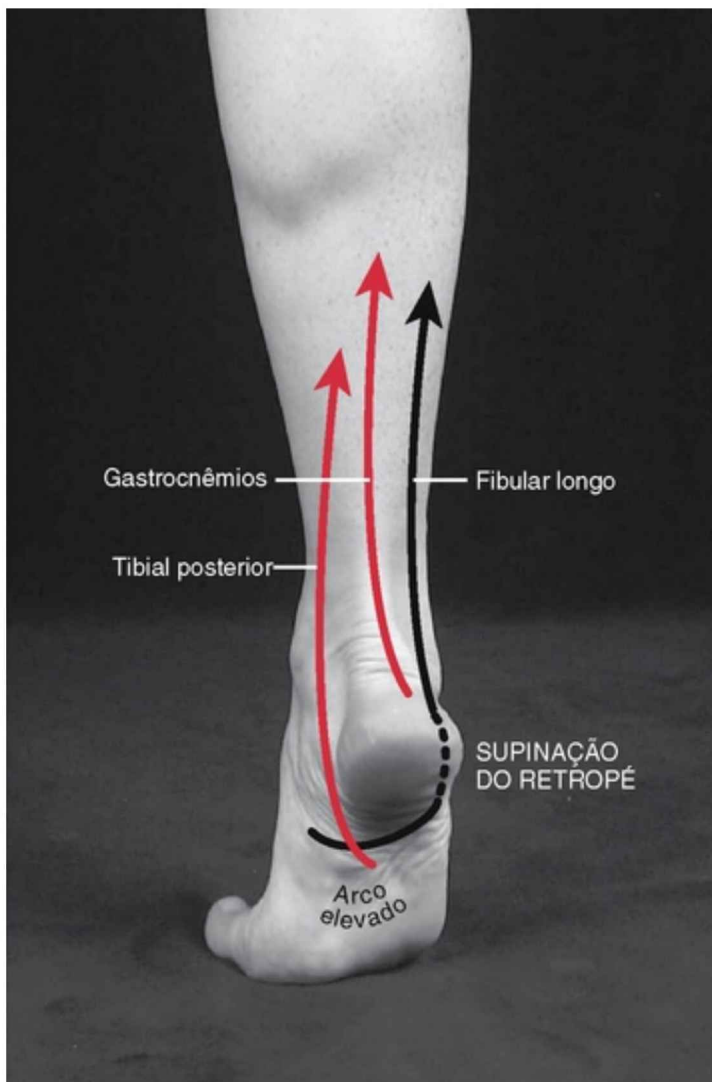
A fixação distal do fibular longo gera um torque para eversão tanto posterior como no antepé. Isso é evidente à medida que a base do primeiro raio faz ligeiramente eversão e depressão (flexão plantar) durante o esforço máximo de pronação do pé sem carga. Além disso, o fibular longo estabiliza a primeira articulação tarsometatarsica contra a tração potente medial do músculo tibial anterior. Sem essa estabilidade, o primeiro raio pode migrar medialmente, o que predispõe a pessoa a uma deformidade de hálux valgo.<sup>30</sup>

O fibular longo e o curto são mais ativos durante a fase de apoio médio e terminal da marcha.<sup>111,123</sup> Durante a maior parte deste tempo, a articulação subtalar está em supinação (inversão), enquanto a articulação talocrural está em dorsiflexão, mudando rapidamente sua direção para a flexão plantar (Figs. 14-19 e 14-31). Uma função importante dos músculos fibulares, durante esta fase da marcha, é a desaceleração e, portanto, o controle da taxa de extensão e supinação da articulação subtalar. Além disso, a força ativa dentro do fibular longo ajuda a fixar o primeiro raio seguramente no solo, uma ação demonstrada

pelo antepé na Figura 14-33. Com fraqueza, paralisia ou inibição do fibular longo, a tração potente de supinação do tibial posterior no antepé é soberana. Como resultado, o antepé segue o retropé na supinação e faz com que a pessoa deambule sobre a borda lateral do pé, possivelmente aumentando o risco de uma entorse de inversão.

Na fase de apoio muito tardia, durante o impulso, os músculos fibular longo e o curto auxiliam outros músculos com a flexão plantar na articulação talocrural. A posição lateral dos músculos fibulares ajuda a neutralizar a forte inversão (supinação) parcialmente dos flexores plantares ativos restantes, que inclui o tibial posterior e, até certo ponto, o gastrocnêmio. A necessidade de equilíbrio dessas forças musculares é demonstrada quando um indivíduo fica na ponta do pé na Figura 14-47. Com a elevação do calcanhar, o fibular longo fortemente ativado e o músculo tibial posterior neutralizam um ao outro e formam uma “tipoia” funcional, que sustenta os arcos transversos e longitudinal medial do pé. O efeito resultante desta interação muscular supina ligeiramente o retropé sem carga, o que proporciona uma maior estabilidade ao arco longitudinal medial e às regiões mais distais do pé. Essa estabilidade garante que o torque de flexão plantar necessário para se ficar na ponta dos pés (ou impulsionar o

corpo para cima e para frente) seja efetivamente transferido distalmente através do pé, em direção às cabeças dos metatarsos.



---

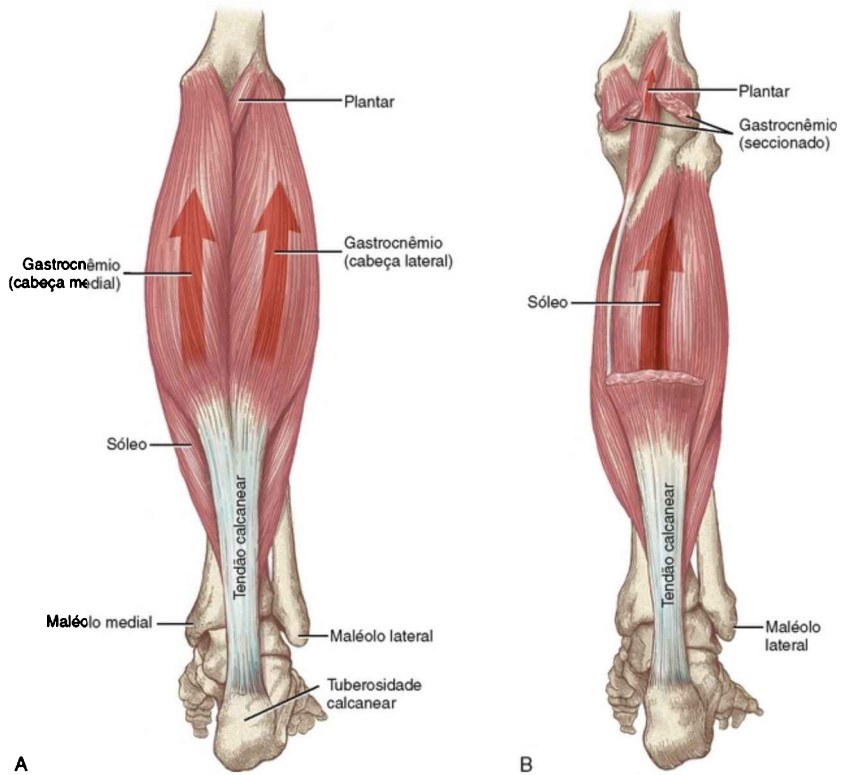
**FIGURA 14-47** Linha de força dos músculos flexores plantares enquanto um indivíduo fica na ponta dos pés. Observe que o fibular longo e o tibial posterior formam uma tipoia que sustenta os arcos transverso e longitudinal medial. A tração dos gastrocnêmios e tibial posterior provocam uma ligeira supinação do retropé, que adiciona mais estabilidade ao pé. (Os músculos inversores são indicados pelas setas vermelhas; músculos eversores pela seta preta.)

Além disso, enquanto o calcanhar é elevado durante a fase de impulso da marcha, a contração dos músculos fibulares, especialmente o fibular longo, ajuda a transferir o peso corporal no antepé de lateral para medial. Esta ação desloca o peso corporal em direção ao pé oposto, que acaba de entrar na sua fase inicial de apoio da marcha.

## **Músculos do Compartimento Posterior**

### **Anatomia**

Os músculos do compartimento posterior são divididos em dois grupos. O *grupo superficial* inclui o gastrocnêmio, o sóleo (juntos conhecidos como *tríceps sural*) e o plantar (Fig. 14-48). O *grupo profundo* inclui o tibial posterior, o flexor longo dos dedos e o flexor longo do hálux (Fig. 14-49).



**FIGURA 14-48** Os músculos superficiais do compartimento posterior da perna direita: **A**, gastrocnêmio; **B**, sóleo e plantar.

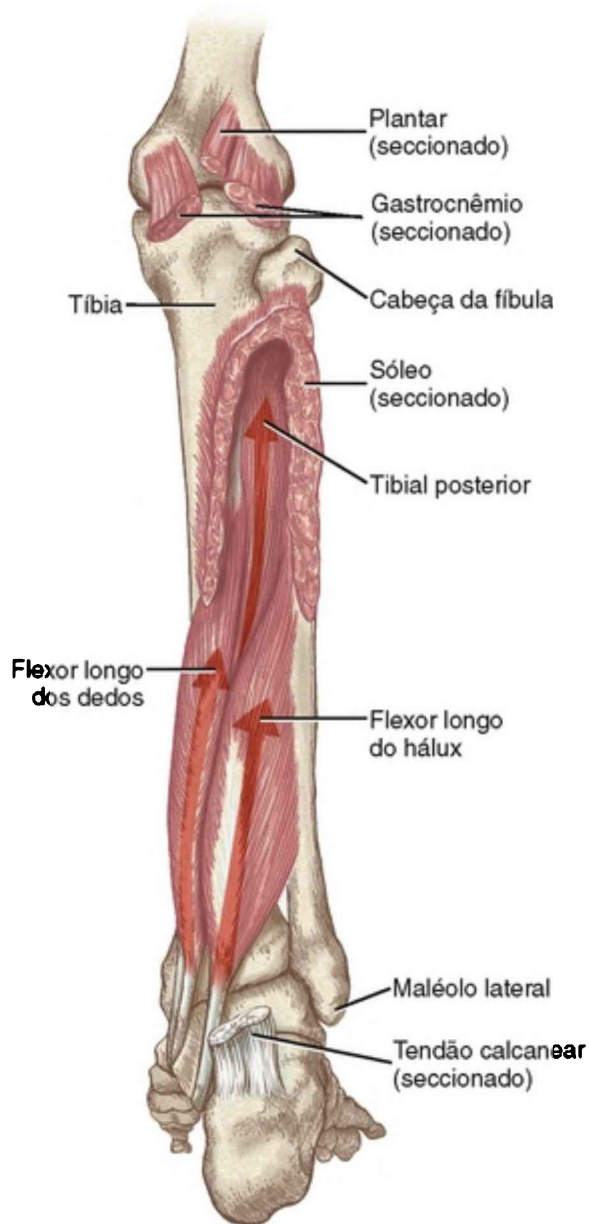


FIGURA 14-49 Os músculos profundos do compartimento posterior da perna direita: tibial posterior, flexor longo dos

dedos e flexor longo do hálux.

## Músculos do Compartimento Posterior da Perna

### Grupo Superficial (“Flexores Plantares”)

- Gastrocnêmio
- Sóleo
- Plantar

### Grupo Profundo (“Inversores”)

- Tibial posterior
- Flexor longo dos dedos
- Flexor longo do hálux

### Inervação

- Nervo tibial

### Grupo Superficial.

O músculo *gastrocnêmio* forma um ventre proeminente na panturrilha. Esse músculo com duas cabeças se origina por cabeças separadas da região posterior da perna a partir dos côndilos femorais medial e lateral. A maior cabeça medial se junta à cabeça lateral do terço médio inferior da perna para formar uma expansão tendinosa que, após a inserção do tendão do músculo sóleo, forma o *tendão calcanear*



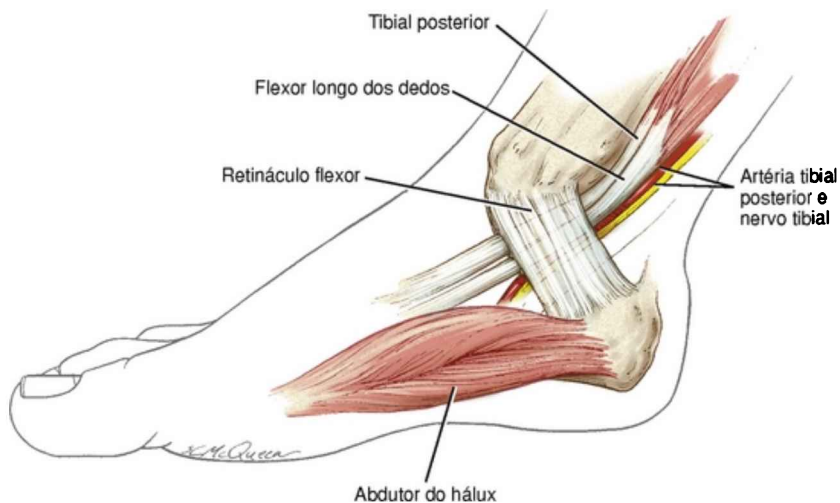
(*tendão de Aquiles*). O amplo músculo *sóleo* plano localiza-se profundamente ao gastrocnêmio e surge principalmente da face posterior e proximal da fíbula e média da tíbia. Como o gastrocnêmio, o sóleo se interlaça e forma o tendão calcâneo para a sua fixação distal na tuberosidade do calcâneo. O sóleo é um músculo muito espesso, aproximadamente duas vezes a área da seção transversal como o gastrocnêmio sobrejacente.<sup>139</sup> O sóleo não cruza a articulação do joelho, apenas o gastrocnêmio.

O músculo *plantar* surge a partir da linha lateral supracondilar do fêmur. A barriga do músculo fusiforme mede somente de sete a 10 cm de comprimento,<sup>120</sup> muito pequeno comparado aos outros músculos da região. O plantar tem um tendão muito longo e delgado que passa entre o gastrocnêmio e o sóleo, e eventualmente se fixa na margem medial do tendão calcâneo.

### **Grupamento Profundo.**

Os músculos tibial posterior, flexor longo do hálux e flexor longo dos dedos estão localizados profundamente no músculo sóleo (Fig. 14-49). Como um grupo, esses músculos surgem a partir da face posterior da tíbia, da fíbula e da membrana interóssea. A localização mais central do músculo tibial posterior é constituída e parcialmente coberta pelo flexor longo do hálux

lateralmente e pelo flexor longo dos dedos medialmente. Na sua junção musculotendínea distal, todos os três músculos penetram na região plantar a partir da sua face medial (Fig. 14-45). A posição dos tendões que cruzam o tornozelo e o pé explica o forte componente de supinação (inversão) desses músculos, principalmente o tibial posterior (Fig. 14-43).<sup>60</sup> O tibial posterior, o flexor longo dos dedos e o feixe neurovascular tibial passam pelo *túnel do tarso*, localizado profundamente ao retináculo dos flexores (Fig. 14-50). O túnel do tarso é análogo ao túnel do carpo no punho. A “Síndrome do túnel do tarso” (análoga à síndrome do túnel do carpo) é caracterizada pelo aprisionamento do nervo tibial sob o retináculo flexor e subsequente na região plantar.



---

FIGURA 14-50 Vista medial do retináculo flexor, que cobre os tendões do tibial posterior, flexor longo dos dedos dos dedos e feixe neurovascular tibial posterior.

(De Richardson EG: *Neurogenic disorders*. In Canale ST, ed: *Campbell's operative orthopaedics*, 4 vol., 9 ed., St. Louis, 1998, Mosby.)

O tendão do *flexor longo do hálux* passa distalmente através do tornozelo por um sulco formado entre os tubérculos do tálus e da borda inferior do sustentáculo do tálus (Fig. 14-12). As bandas fibrosas convertem esse sulco dentro de um canal sinovial alinhado e ancoram a posição do tendão. A posição mais profunda (lateral) do tendão em relação ao tibial posterior e ao flexor longo dos dedos explica por que o flexor longo do hálux *não* é uma estrutura que passa dentro do túnel do tarso. Uma vez na região plantar, o tendão do flexor longo do hálux passa por entre os dois ossos sesamoides da primeira articulação metatarsofalangeana e finalmente se insere à face plantar da base da falange distal do hálux (Fig. 14-45).

O tendão do *flexor longo dos dedos* passa distalmente através do tornozelo, posteriormente ao maléolo medial. Na altura da base dos metatarsos, o principal tendão do flexor longo dos dedos se divide em quatro tendões menores, cada um deles se inserindo na base da falange distal dos segundo ao quinto dedos (Fig. 14-45).

O tendão do músculo *tibial posterior* localiza-se

anteriormente ao tendão do flexor longo dos dedos em um sulco comum posteriormente ao maléolo medial (Fig. 14-50). O tendão do tibial posterior continua distalmente e passa profundamente ao retináculo flexor, superficialmente ao ligamento deltoide. Neste ponto, o tendão se divide em uma porção superficial e profunda, e assim cria fixações para todos os ossos do tarso, exceto o tálus, e para as bases de vários dos metatarsos mais centrais (Fig. 14-45). A fixação distal mais proeminente do tibial posterior está sobre a tuberosidade navicular. O tendão é geralmente palpável por vários centímetros imediatamente proximal à tuberosidade navicular durante a adução e a inversão resistidas.

O tendão principal do tibial posterior fornece suporte mecânico direto para o ligamento elástico adjacente, o que aumenta a estabilidade significativa para o arco longitudinal medial.<sup>87</sup> Uma ruptura ou uma sobrecarga do tendão do tibial posterior geralmente resulta na queda do arco longitudinal medial, associada a uma diminuição da altura do tálus.<sup>64,129</sup>

Os tendões do tibial posterior e do flexor longo dos dedos usam o maléolo medial como uma roldana fixa para dirigir a sua força posterior ao eixo de rotação na articulação talocrural.<sup>60</sup> Uma polia análoga existe para o fibular longo e os tendões curtos, uma vez que essas

estruturas passam posteriormente ao maléolo lateral (Fig. 14-46). Os tendões do tibial posterior e do flexor longo dos dedos são posicionados posteriormente ao maléolo medial pelo retináculo do flexor. O flexor longo do hálux usa um sistema de polia diferente da flexão plantar, formado proximalmente pelos tubérculos medial e lateral do tálus e distalmente pelo sustentáculo do tálus e do calcâneo.

### **Ação Articular**

Com exceção dos fibulares longo e curto, todos os músculos que realizam flexão plantar da articulação talocrural também fazem supinação (inversão) das articulações subtalar ou transversa do tarso. Essa inversão de forte tendência é evidenciada pela posição de todos os músculos no compartimento posterior da perna em relação à articulação subtalar (Fig. 14-43). A partir da posição anatômica, mesmo o tríceps sural faz uma ligeira inversão, enquanto a força do tendão calcanear passa medialmente em relação ao eixo da articulação subtalar de rotação.<sup>60</sup>

O tibial posterior, o flexor longo do hálux e o flexor longo dos dedos são os principais músculos do pé. O tibial posterior provavelmente produz o maior torque de supinação (especialmente na direção de adução) através das articulações subtalar e transversa do tarso.<sup>31,60,65</sup> As expansões das inserções distais do músculo, especialmente

para o navicular, fornecem uma inversão eficaz - “torção” do mediopé (Fig. 14-26, D). Além disso, para a flexão plantar e a supinação, o músculo flexor dos dedos e o flexor longo do hálux têm ações complementares nas articulações mais distais do pé, especialmente nas articulações metatarsofalangeanas e interfalangeanas.

### **Ativação dos Músculos Flexores Plantar e Supinador durante a Marcha.**

Os músculos flexores plantar e supinador estão ativos durante a maior parte da fase de apoio da marcha, especialmente entre o apoio total e a retirada dos dedos (consulte a ativação do gastrocnêmio e do sóleo, por exemplo, na Figura 15-29).<sup>123,124</sup> Esses músculos tornam-se imediatamente ativos após o relaxamento dos músculos dorsiflexores. Do apoio total para a fase imediatamente antes da retirada do calcanhar, os flexores plantares atuam excêntrica para desacelerar a projeção anterior (dorsiflexão), da perna sobre o tálus fixo.<sup>50,93</sup> Entretanto, entre a retirada do calcanhar e dos dedos, os músculos mudam para uma atividade concêntrica, a fim de auxiliar de forma necessária a fase de impulso e balanço inicial. Além disso, as atividades musculares no flexor longo do hálux, no flexor longo dos dedos e na musculatura intrínseca do pé (lumbricais e interósseos) mantêm a

superfície plantar dos dedos estendidos firmemente contra o solo. Essa ação amplia as superfícies de sustentação de peso dos dedos de forma a minimizar as pressões de contato.

O tibial posterior, o flexor longo do hálux e o flexor longo dos dedos são capazes de resistir à pronação e auxiliar a supinação durante a fase de apoio da marcha. Porém, dos três músculos, o tibial posterior é o mais projetado para esta função.<sup>4,31,64</sup> Estudos EMG demonstraram que o tibial posterior é ativo durante a fase de apoio mais do que qualquer outro músculo supinador, pouco antes do apoio total durante a fase de voo do calcanhar.<sup>123</sup> Enquanto todo o pé toca o solo, o tibial posterior desacelera a pronação do retropé, que assiste com uma gradual e controlada redução do arco longitudinal medial (Fig. 14-31). Através desta contração excêntrica, o tibial posterior absorve parte do impacto da carga. Pessoas que excessiva e/ou rapidamente fazem pronação durante a fase de apoio podem colocar excessiva demanda de frenagem (desaceleração) sobre o tibial posterior, que possivelmente leva à tendinopatia, à fadiga muscular, à dor nas pernas ou ao estresse relacionado à dor anterior da perna (mais conhecido genericamente como periostite ou canelite).<sup>110</sup> Nem sempre é certo se a pronação excessiva causa ou resulta da disfunção do tibial posterior.<sup>64,129</sup> Em

qualquer cenário, a função reduzida do tibial posterior limita um importante mecanismo de absorção de impacto do pé.

Ao longo da fase do apoio médio para o terminal, a contração do tibial posterior ajuda a orientar o retropé *em direção* à supinação. Esta mesma força muscular pode auxiliar uma concorrente rotação lateral da perna e do tálus, bem como o restabelecimento da altura do arco longitudinal medial.

### **Torque de Flexão Plantar Gerado para a Propulsão.**

No final da fase de apoio, os músculos no compartimento posterior contraem-se concentricamente para realizar a flexão plantar da articulação talocrural. O fibular longo e o curto (dentro do compartimento lateral) também contribuem para este torque. A quantidade de atividade muscular produzida pelos músculos flexores plantares durante a fase de impulsão depende fortemente da velocidade e do vigor na marcha. Embora esses músculos forneçam a principal força propulsora para a marcha, as fontes de energia secundária podem incluir os extensores do quadril ipsilateral (gerado no apoio inicial) e os flexores do quadril ipsilateral (gerado no apoio tardio).<sup>16,106</sup>

Em pessoas saudáveis, o torque de flexão plantar isométrico máximo excede o potencial de torque de todos



os outros movimentos combinados do tornozelo e do pé (Fig. 14-51).<sup>41,100,116</sup> Essa grande reserva de torque da flexão plantar é necessária para acelerar rapidamente o corpo para cima e para frente durante uma marcha rápida, uma corrida, um salto e uma escalada. O torque de flexão plantar é maior quando o tornozelo atinge a dorsiflexão completa (*i. e.*, quando os músculos flexores plantares são estirados) e é menor quando o tornozelo está totalmente em flexão plantar.<sup>99</sup> O tornozelo é tipicamente dorsifletido quando se prepara para correr ou saltar. De interesse, enquanto o tornozelo realiza uma vigorosa flexão plantar na “decolagem” de uma corrida ou de um salto, o gatrocnêmio contraído é simultaneamente alongado pela ação da extensão do joelho. Este arranjo biarticular impede que o gastrocnêmio encurte excessivamente e permite um maior torque ao longo de uma grande amplitude de movimento do tornozelo.<sup>52</sup> Uma vez que músculo sóleo não cruza o joelho, sua relação comprimento-tensão não é afetada pela posição do joelho. A relação de contração lenta, característica do músculo sóleo, é mais adequada para controlar os movimentos lentos e súbitos da oscilação postural da perna sobre o tálus durante a postura de pé. Por outro lado, a contração rápida, característica do gastrocnêmio, aparentemente é mais adequada para fornecer um torque de flexão plantar propulsor para as

atividades que também envolvem a extensão dinâmica do joelho, como saltos e corrida.

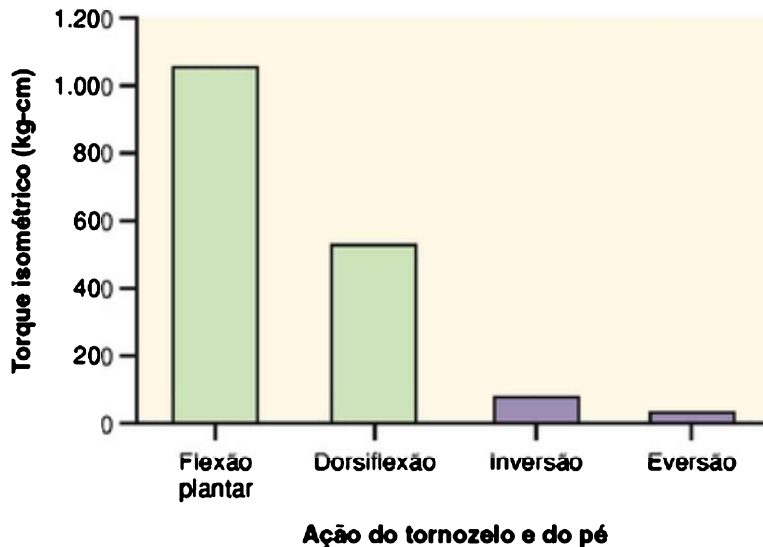


FIGURA 14-51 A magnitude do torque de esforço máximo isométrico é apresentada para quatro ações do tornozelo e do pé. (N = 86 homens e mulheres saudáveis.)<sup>116</sup>

De todos os músculos flexores plantares, o gastrocnêmio e o sóleo são, de longe, os mais potentes, teoricamente capazes de produzir cerca de 80% do torque total de flexão plantar.<sup>93</sup> O potencial de grande torque do tríceps sural resulta, em parte, da grande área de secção transversal e do braço de alavanca relativamente longo. A tuberosidade saliente do calcâneo proporciona ao tríceps sural um braço de momento de cerca de 5,3 cm a partir da

articulação talocrural, aproximadamente duas vezes a média de outros músculos flexores plantares.<sup>60</sup>

### ENFOQUE ESPECIAL 14-7 Biomecânica da Elevação na Ponta dos Pés

Aforça funcional dos músculos flexores plantares muitas vezes é avaliada ao se exigir que um indivíduo, repetidamente, fique na ponta dos pés. Conforme mostrado na Figura 14-52, elevar ao máximo o corpo requer uma interação simultânea de dois torques de flexão plantar interna, uma na articulação talocrural e outra nas articulações metatarsofalangeanas. Os músculos flexores plantares, representados pelo gastrocnêmio e pelo flexor plantar da *articulação talocrural*, giram o calcâneo e o tálus no encaixe. O torque primário usado para levantar o corpo, entretanto, ocorre através de toda a extensão das *articulações metatarsofalangeanas*. Agindo sobre os eixos mediolateral de rotação dos dedos, o gastrocnêmio tem um braço de alavanca interno que excede bastante o braço de alavanca externa do peso corporal (compare *B* e *C* na Figura 14-52). Uma vantagem mecânica tão grande é rara no sistema musculoesquelético. Atuando como uma alavanca de segunda classe, com o ponto de rotação nas articulações metatarsofalangeanas, o gastrocnêmio eleva o corpo utilizando mecânica semelhante ao de uma pessoa que levanta uma grande carga com um carrinho de mão. Se, por exemplo, o gastrocnêmio funcionar com uma vantagem mecânica de 3:1 (ou seja, razão dos braços de avalanca interno para externo, ou

B/C na Figura 14-52), o músculo precisa produzir uma força de elevação de apenas um terço, ou 33% do peso corporal, para sustentar a posição de flexão plantar. Raramente, no corpo, um músculo produz uma força menor do que a carga que suporta. Como compensação biomecânica, porém, o gastrocnêmio, na teoria, necessita encurtar uma distância três vezes *maior* do que o deslocamento vertical do centro de massa do corpo (Capítulo 1). (Uma estimativa mais precisa do deslocamento vertical exige conhecimento do ângulo médio de obliquidade de todos os músculos flexores plantares.) No entanto, a natureza dessa compensação mecânica permite levantar-se na ponta dos pés com relativa facilidade.

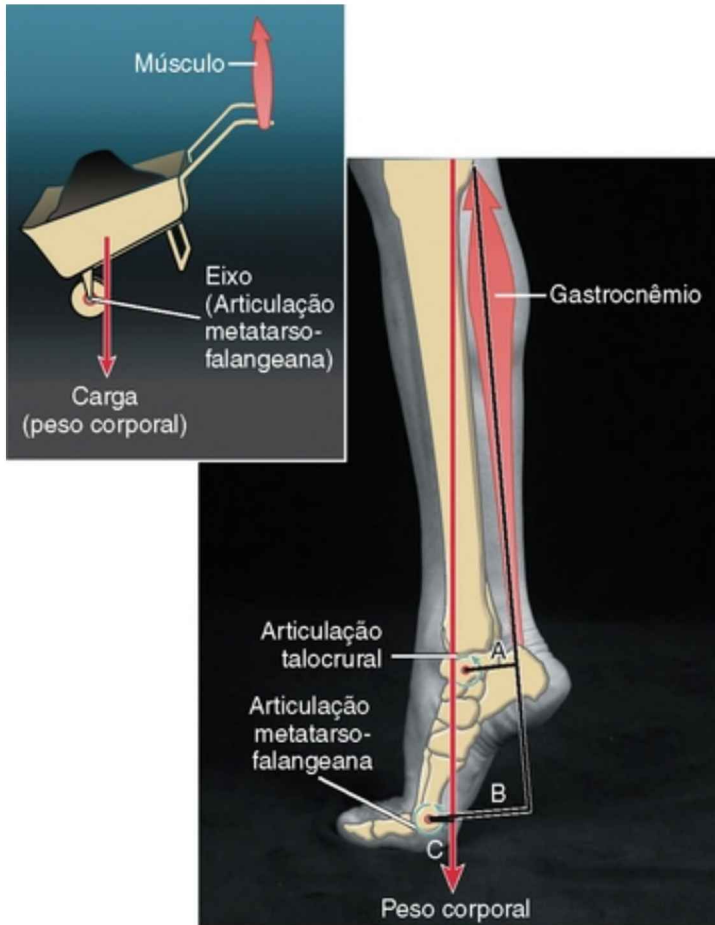


FIGURA 14-52 Um modelo mecânico mostra a biomecânica do apoio na ponta dos pés. A força de contração do músculo gastrocnêmio atua com um braço de alavanca interno relativamente curto da articulação talocrural (*A*), e um braço de alavanca interno relativamente longo das articulações metatarsofalangeanas (*B*). Uma vez na ponta dos pés, a linha de gravidade do peso corporal cai apenas posteriormente ao eixo de rotação das articulações metatarsofalangeanas. Como resultado, o peso corporal age com um braço de alavanca externo relativamente pequeno (*C*), a partir das articulações metatarsofalangeanas.

A Figura 14-52 mostra a importância de uma ampla extensão na amplitude de movimento nas articulações metatarsofalangeanas. Não só os músculos flexores plantares utilizam essas articulações para aumentar o seu braço de alavanca interno, mas, como descrito anteriormente, a extensão completa das articulações traciona a fáscia plantar esticada através do efeito molinete. Essa ação ajuda a musculatura intrínseca a apoiar o arco longitudinal medial e manter um antepé rígido, permitindo, assim, que o pé aceite a carga imposta pelo peso corporal.

## **PARALISIA MUSCULAR APÓS LESÃO DO NERVO FIBULAR OU TIBIAL**

### **Lesão do Nervo Fibular Comum e seus Ramos**

O *nervo fibular comum* envolve-se ao redor do colo da fíbula, profundamente ao fibular longo. Esse nervo é lesionado com relativa frequência por lacerações ou trauma que envolvem uma fratura da fíbula proximal. A lesão do *nervo fibular profundo* pode resultar em paralisia de *todos* os músculos dorsiflexores (pré-tibiais) (Fig. 14-41). Com a paralisia dos músculos dorsiflexores, o pé realiza uma flexão plantar rápida e se recoordenada logo após a fase de contato do calcanhar na marcha. Durante a fase de balanço, o quadril e o joelho devem fletir excessivamente para garantir que os dedos do pé saiam do

solo.

A paralisia dos músculos dorsiflexores aumenta drasticamente a probabilidade do desenvolvimento de uma contratura de flexão plantar na articulação talocrural. Esta deformidade é conhecida como *pé caído* ou *pé equino*. Em um período surpreendentemente curto, uma postura em flexão plantar pode levar ao encurtamento adaptativo e tensionamento do tendão calcâneo, bem como em vários outros ligamentos colaterais do tornozelo. A tração impiedosa da gravidade pode também contribuir para uma contratura da flexão plantar, o que muitas vezes exige uma órtese tornozelo-pé (AFO) para manter a dorsiflexão adequada durante a marcha.

Uma lesão do *nervo fibular superficial* pode resultar na paralisia dos fibulares longo e curto (Fig. 14-41). Ao longo do tempo, a paralisia pode levar a uma postura supinada ou invertida do pé, condição que é denominada *pé varo*. Uma lesão do *nervo fibular comum* pode envolver os ramos superficial e profundo. A paralisia resultante de todos os músculos dorsiflexores e eversores fortemente predispõe uma pessoa a uma deformidade de flexão plantar do tornozelo combinada com a supinação do pé, uma condição denominada *pé equinovaro*.

### **Lesão do Nervo Tibial e seus Ramos**

A lesão do nervo tibial pode causar níveis variados de fraqueza ou paralisia nos músculos do compartimento posterior (Fig. 14-42). A paralisia isolada do gastrocnêmio e do sóleo por causa da lesão do nervo tibial é rara. No entanto, independentemente da patologia subjacente, a paralisia desses músculos resulta em profunda perda do torque de flexão plantar. Ao longo do tempo, uma postura fixa em dorsiflexão pode resultar na articulação talocrural, uma condição conhecida como *pé calcâneo*. O termo *calcâneo* é usado para descrever o coxim proeminente do calcanhar, muitas vezes formado em resposta ao calcanhar cronicamente em dorsiflexão que atinge acentuadamente o solo no início da fase de apoio.

A paralisia que envolve principalmente os músculos supinadores do pé pode resultar em uma deformidade fixa pronada, principalmente como resultado da ação sem oposição dos músculos fibulares longo e curto. O termo *pé valgo* descreve os componentes de eversão e a abdução da deformidade em pronação. A paralisia que envolve *todos* os músculos do compartimento posterior aumenta o potencial de uma deformidade denominada *pé calcaneovalgo*.

A lesão do nervo tibial normalmente envolve os ramos mais distais dos *nervos plantar medial e lateral* (Fig. 14-42). A paralisia dos músculos intrínsecos do pé, frequentemente resulta em “dedos em garra”: hiperextensão das



articulações metatarsofalangeanas com a flexão das articulações interfalangeanas. Isso resulta principalmente de uma tração por unanimidade dos músculos extensores extrínsecos dos dedos através das articulações metatarsofalangeanas. A patomecânica da garra causada pela fraqueza dos músculos intrínsecos do pé é similar à garra dos dedos após a lesão combinada do nervo ulnar e mediano (Cap. 8).

As deformidades comuns fixas ou posturas anormais do tornozelo, do pé e dos dedos são resumidas de acordo com a lesão nervosa na Tabela 14-7.

**TABELA 14-7 Lesão Nervosa e Deformidades Comuns Resultantes ou Posturas Anormais ao Longo do Tornozelo, do Pé\* e dos Dedos**

<b>Lesão Nervosa e Paralisia Muscular Associada</b>	<b>Possível Deformidade Subsequente ou Postura Anormal</b>	<b>Nome Clínico Comum</b>	<b>Exemplos de Estruturas Passíveis de Experimentar Encurtamentos Adaptativos e Tensões Subsequentes</b>
Lesão do <i>nervo fibular profundo</i> com paralisia dos músculos pré-tibiais	Flexão plantar da articulação talocrural	Pé caído ou pé equino	Tendão calcâneo, cápsula posterior da articulação talocrural
Lesão do <i>nervo fibular superficial</i> com paralisia dos fibulares longo e curto	Inversão do pé	Pé varo	Tibial posterior, fibras tibiocalcaneais do ligamento deltoide e cápsula adjacente da articulação subtalar
Lesão do <i>nervo fibular comum</i> com paralisia de todos os músculos dos flexores e eversores	Flexão plantar da articulação talocrural e inversão do pé	Pé equinovaro	Tendão calcâneo, músculo tibial posterior
Lesão à <i>porção proximal do nervo tibial</i> com paralisia de todos os flexores plantares e músculos supinadores	Dorsiflexão <sup>†</sup> da articulação talocrural e eversão do pé	Pé calcaneovalgo	Dorsiflexor e músculos eversores, ligamento talofibular anterior e cápsula adjacente da articulação subtalar
Lesão à <i>porção média do nervo tibial</i> com paralisia dos músculos supinadores	Eversão do pé	Pé valgo	Músculos fibulares
Lesão que envolve os <i>nervos plantar lateral e medial</i>	Hiperextensão das articulações metatarsofalangeanas e flexão das articulações interfalangeanas	Dedos em garra	Extensores longo e curto dos dedos

\* O pé rufo-se inicialmente às articulações subtalar e transversa do tarso.

<sup>†</sup>A severidade depende da influência da gravidade.

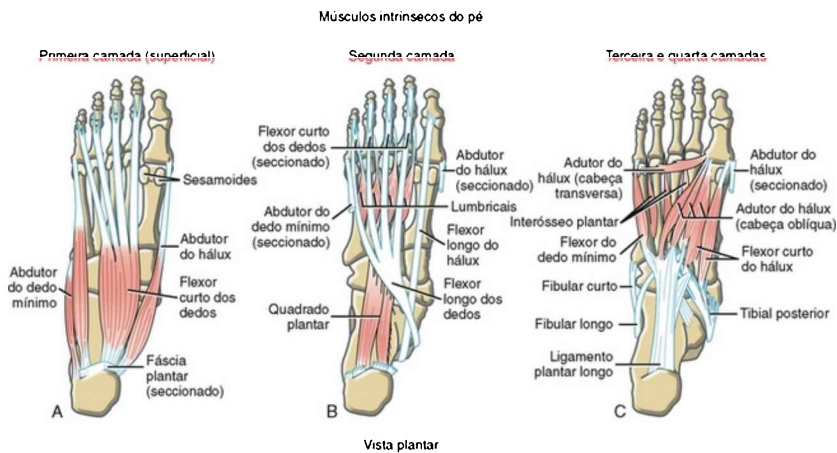
## MÚSCULOS INTRÍNSECOS

### Considerações Anatômicas e Funcionais

Os músculos intrínsecos são aqueles que se originam e se inserem dentro do pé. A discussão a seguir destaca as principais inserções e ações dos músculos intrínsecos. Inserções mais detalhadas desses músculos são apresentadas no Anexo IV, Parte D.

O dorso do pé tem um músculo intrínseco, o extensor curto dos dedos, que é inervado pelo nervo fibular profundo. O *extensor curto dos dedos* se origina na superfície dorsolateral do calcâneo, proximalmente à articulação calcaneocuboidea. O ventre muscular envia quatro tendões: um para a superfície dorsal do hálux (muitas vezes designado como o extensor curto do hálux) e três que se unem aos tendões do extensor longo dos dedos do segundo ao quarto dedo (Fig. 14-44). O extensor curto dos dedos auxilia o extensor longo do hálux e o extensor longo dos dedos na extensão dos dedos do pé.

Os músculos intrínsecos restantes se originam e se inserem dentro da face plantar. Esses músculos estão organizados em *quatro camadas* (Fig. 14-53). A fáscia plantar localiza-se apenas superficialmente à primeira camada de músculos.



**FIGURA 14-53** Vista plantar. Os músculos intrínsecos estão organizados em quatro camadas.

### Primeira Camada

Os músculos intrínsecos na primeira camada do pé são o flexor curto dos dedos, o abductor do hálux e o abductor do dedo mínimo (Fig. 14-53, A). Como um grupo, esses músculos se originam nos processos lateral e medial da tuberosidade do calcâneo e nas proximidades dos tecidos conjuntivos. O *flexor curto dos dedos* se insere em ambos os lados da face plantar das falanges médias dos quatro dedos menores. Proximalmente a esta inserção distal, cada tendão se divide para permitir a passagem dos tendões do flexor longo dos dedos. (Observe a relação semelhante entre os flexores superficial e profundo dos dedos mão.) O flexor curto dos dedos auxilia o flexor longo dos dedos, o que flete os dedos do pé. O *abductor do hálux* forma a borda

medial do pé e proporciona um trecho coberto para os nervos que penetram na região plantar. O músculo abductor se insere distalmente à borda medial da falange proximal do hálux e partilha uma inserção com a cabeça medial do flexor curto do hálux (Fig. 14-53, C). O *abductor do dedo mínimo* auxilia a formar a margem plantar-lateral do pé e se insere distalmente à borda lateral da base da falange proximal do quinto dedo. Cada músculo realiza abdução e auxilia a flexão dos seus respectivos dedos.

#### Músculos Intrínsecos do Pé, Primeira Camada

- Flexor curto dos dedos
- Abductor do hálux
- Abductor do dedo mínimo

#### Segunda Camada

Os músculos intrínsecos da segunda camada são: o quadrado plantar e os lumbricais (Fig. 14-53, B). Ambos os músculos são anatomicamente relacionados aos tendões do flexor longo dos dedos. O *quadrado plantar* (flexor acessório dos dedos) se insere pelas duas cabeças na face plantar do calcâneo. Ambas as cabeças se fixam distalmente até a borda lateral do tendão comum do flexor longo dos dedos. O quadrado plantar auxilia na

estabilização dos tendões do flexor longo dos dedos, impedindo que migrem medialmente.<sup>72</sup> Os quatro *lumbricais* têm suas inserções proximais a partir dos tendões do flexor longo dos dedos. Estes pequenos ventres musculares passam pela face medial dos dedos menores para se fixar dentro da expansão extensora digital. Os lumbricais fletam as articulações metatarsofalangeanas e estendem as interfalangeanas - ações que são funcionalmente equivalentes àquelas executadas pelos lumbricais da mão.

#### Músculos Intrínsecos do Pé, Segunda Camada

- Quadrado plantar
- Lumbricais

#### Terceira Camada

Os músculos intrínsecos da terceira camada são o adutor do hálux, o flexor curto do hálux e o flexor do dedo mínimo (Fig. 14-53, C). Como um grupo, esses músculos curtos se originam da face plantar do cuboide, dos cuneiformes e das bases metatarsais mais centrais, e a partir de tecidos conjuntivos locais. Semelhantes ao adutor do polegar da mão, o *adutor do hálux* possui duas cabeças: oblíqua e transversa. As duas cabeças se inserem na base

lateral da falange proximal do hálux e do osso sesamoide lateral adjacente.<sup>101</sup> O músculo realiza adução e auxilia a flexão da articulação metatarsofalangeana do primeiro dedo. O *flexor curto do hálux* tem duas cabeças que se inserem distalmente nas faces medial e lateral da base da falange proximal do hálux. Os ossos sesamoides medial e lateral estão localizados no interior de dois tendões deste músculo, o que proporciona uma maior alavanca para a produção do torque de flexão dos dedos.<sup>1</sup> O *flexor do dedo mínimo* se insere lateralmente na base da falange proximal do quinto dedo, dividindo uma inserção comum com o abductor do dedo mínimo. Os músculos flexores curtos realizam a flexão da articulação metatarsofalangeana de seus respectivos dedos.

#### Músculos Intrínsecos do Pé, Terceira Camada

- Adutor do hálux
- Flexor curto do hálux
- Flexor do dedo mínimo

#### Quarta Camada

A quarta camada de músculos intrínsecos contém três músculos interósseos plantares e quatro interósseos dorsais. Os interósseos plantares são mostrados na Figura 14-53, C,

juntamente com os músculos da terceira camada. Os interósseos dorsais são ilustrados na Figura 14-38. O esquema de todos os interósseos do pé é quase idêntico aos da mão; a exceção é que o dedo de referência para abdução e adução dos dedos do pé é o segundo, em vez de o terceiro dedo na mão.

#### Músculos Intrínsecos do Pé, Quarta Camada

- Interósseo plantar (três)
- Interósseo dorsal (quatro)

Os *interósseos dorsais* possuem duas cabeças e são músculos bipenados. O segundo dedo contém dois interósseos dorsais, enquanto o terceiro e o quarto dedos contêm um interósseo dorsal cada. Todos os interósseos dorsais se inserem sobre a base das falanges proximais; o primeiro e o segundo interósseo se inserem nas faces medial e lateral do segundo dedo, respectivamente, e o terceiro e o quarto interósseo dorsal na região lateral do terceiro e do quarto dedo (consulte inserções na Figura 14-4). Cada músculo interósseo dorsal realiza a abdução da articulação metatarsofalangeana. O terceiro, o quarto e o quinto dedos possuem, cada um, um músculo *interósseo plantar*. Cada músculo é composto por uma cabeça e se

insere na face medial da base da falange proximal correspondente (consulte inserções na Figura 14-5). Esses músculos fazem uma abdução de sua respectiva articulação metatarsofalangeana.

As ações atribuídas a cada um dos músculos intrínsecos consideram o pé sem carga e os dedos livres para o movimento. Embora essas ações únicas permitam ao clínico testar a força e a destreza dos músculos, elas não são muito relevantes funcionalmente. Os músculos intrínsecos do pé são menos usados para destreza manual, como na mão, e mais úteis para auxiliar na posição em pé e no equilíbrio na marcha e, principalmente, proporciona uma estabilidade estrutural para o pé e para o arco longitudinal medial durante a fase de impulso da marcha. Essas funções explicam por que a maioria dos músculos intrínsecos estão plenamente ativados durante o apoio terminal, assim como na elevação do calcanhar do solo.<sup>52</sup>

A maior parte dos músculos intrínsecos do pé são anatomicamente análogos a um músculo intrínseco da mão. Porém, uma exceção é que o pé *não* contém os músculos que fazem oposição do primeiro e do quinto dedos. Entender essas analogias deve ajudar no aprendizado da anatomia, na inervação e na ação desses músculos. A Tabela 14-8 resume as informações pertinentes sobre os músculos intrínsecos do pé.



**TABELA 14-8** Resumo de Informações Relevantes sobre os Músculos Intrínsecos do Pé

<b>Músculo Intrínseco</b>	<b>Localização</b>	<b>Ação Isolada</b>	<b>Inervação</b>	<b>Músculo Análogo na Mão</b>
Extensor curto dos dedos	Dorso do pé	Extensão dos dedos do pé	Nervo fibular profundo	Nenhum
Flexor curto dos dedos	Primeira Camada	Flexão das articulações metatarsofalangeanas e interfalangeanas proximais dos dedos menores	Nervo plantar medial	Flexor superficial dos dedos
Abdutor do hálux	Primeira Camada	Abdução e (assistência com) flexão da articulação metatarsofalangeana do hálux	Nervo plantar medial	Abdutor curto do polegar
Abdutor do dedo mínimo	Primeira Camada	Abdução e (assistência com) flexão da articulação metatarsofalangeana do quinto dedo	Nervo plantar lateral	Abdutor do dedo mínimo
Quadrado plantar	Segunda Camada	Fornece estabilização medial para o tendão comum do flexor longo dos dedos	Nervo plantar lateral	Nenhum
Lumbricais	Segunda Camada	Flexão das articulações metatarsofalangeanas e extensão das articulações interfalangeanas dos dedos menores	<i>Segundo dedo:</i> Nervo plantar medial <i>Terceiro até o quinto dedos:</i> Nervo plantar lateral	Lumbricais
Adutor do hálux	Terceira Camada	Adução e (assistência com) flexão da articulação metatarsofalangeana do hálux	Nervo plantar lateral	Adutor do polegar
Flexor curto do hálux	Terceira Camada	Flexão da articulação metatarsofalangeana do hálux	Nervo plantar medial	Flexor curto do polegar
Flexor do dedo mínimo	Terceira Camada	Flexão da articulação metatarsofalangeana do quinto dedo	Nervo plantar lateral	Flexor do dedo mínimo
Interósseo plantar (três)	Quarta Camada	Adução das articulações metatarsofalangeanas do terceiro, quarto e quinto dedos (relativo à linha de referência no segundo dedo)	Nervo plantar lateral	Interósseo palmar
Interósseo dorsal (quatro)	Quarta Camada	Abdução das articulações metatarsofalangeanas do segundo, terceiro e quarto dedos (relativo à linha de referência no segundo dedo)	Nervo plantar lateral	Interósseo dorsal

## RESUMO

Como um complexo integrado, o tornozelo e o pé assim funcionam como a interface dinâmica entre o membro inferior e o solo. Essa interface é extremamente adaptável: flexível o suficiente para absorver a carga repetitiva e para se acomodar aos pisos irregulares, mas ainda assim suficientemente rígida para suportar o peso corporal e o esforço muscular na marcha e na corrida.

Vinte e oito músculos individuais, atuando em 32 articulações ou complexos comuns, controlam o movimento e a postura do tornozelo e do pé. Como forma de organizar a anatomia, o tornozelo e o pé são convenientemente divididos em três regiões: retropé, mediopé e antepé. Embora o movimento possa ocorrer de forma independente dentro dessas regiões, isso não é geralmente o caso - especialmente durante a fase de apoio da marcha. Mais frequentemente, os movimentos dentro de cada região são destinados a amplificar ou acomodar os movimentos produzidos em outras regiões do pé e no membro inferior, tipicamente em resposta à atividade muscular e às forças de reação do solo.

A maneira mais eficaz para resumir a cinesiologia do tornozelo e do pé é seguir os principais eventos da fase de apoio da marcha, com início a partir dos contatos do calcanhar com o solo. Na fase de *apoio inicial*, o tornozelo realiza rapidamente a flexão plantar enquanto o retropé prona (eversão). Durante essa chamada *fase de aceitação de carga da marcha*, os dorsiflexores e os supinadores (inversores) atuam excentricamente para desacelerar a cinemática em vigor, bem como absorver o impacto dos pés batendo no solo.

Como parte deste mecanismo de aceitação de carga e absorção de choque, o arco longitudinal medial desce

lentamente em resposta ao peso corporal. Vários tecidos ajudam a suportar, bem como a desacelerar a descida do arco, incluindo o ligamento em mola, a cápsula articular talonavicular, a fásia plantar e, quando necessário, os músculos como o tibial posterior. Os tecidos que dificultam a redução do arco absorvem a energia e, portanto, protegem o pé. A incapacidade para controlar a extensão ou a taxa de pronação combinada do retropé, associada à redução do arco longitudinal medial, pode, ao longo do tempo, levar a lesões por estresse e dor associada nos tecidos locais. O tratamento para este problema pode envolver órteses ou sapatos especializados, bandagens, modificação das atividades, alongamento selecionado, fortalecimento e reeducação dos músculos dos membros inferiores que direta ou indiretamente controlam o tornozelo e o pé.

Durante as *fases de apoio médio e terminal* da marcha, todo membro inferior (que antes rodava internamente) muda nitidamente sua direção de rotação. Neste momento o membro inferior, ao girar externamente - embora o movimento seja discreto e quase imperceptível -, auxilia no início da transição gradual de uma eversão para uma inversão do retropé. O pé torna-se cada vez mais rígido, por estar de forma ideal unido mecanicamente a uma elevação iminente do arco longitudinal medial. O aumento

da rigidez atua para estabilizar o pé - longitudinal e transversalmente - durante a fase de impulso da marcha. A elevação do arco durante esta última parte da fase de apoio é dirigida principalmente pela contração concêntrica dos músculos inversores (principalmente o tibial posterior) e dos músculos intrínsecos. Como a elevação do calcanhar, antes da fase da retirada dos dedos, o peso corporal é transferido anteriormente em direção à cabeça dos metatarsos. A coativação contínua dos músculos intrínsecos e extrínsecos, em conjunto com o efeito molinete através da extensão das articulações metatarsofalangeanas, fornece os elementos finais de estabilidade para a propulsão do pé.

As deficiências do tornozelo e do pé têm múltiplas etiologias, incluindo patologias que afetam os tecidos conjuntivos, os músculos, os nervos periféricos ou o sistema nervoso central. O tornozelo e o pé também são muito vulneráveis para os traumas mecânicos diretos. O trauma agudo pode ocorrer a partir de um evento isolado que envolve um esforço relativamente grande e prejudicial, tal como entorse por inversão, fratura do tubérculo do quinto metatarso ou grave hiperextensão do hálux. O trauma crônico pode resultar de uma acumulação de estresse de baixa magnitude durante um tempo prolongado e desencadear uma fascite plantar; do deslocamento do tendão do fibular longo relacionado à fíbula; de

tendinopatia do tibial posterior; de “esporões de calcâneo”; ou de metatarsalgia. Muitas vezes, o estresse causado pelo microtrauma está associado ao alinhamento anormal das articulações do pé ou das partes proximais do membro inferior. O alinhamento anormal pode levar a compensações cinemáticas excessivas que o estresse ou a fadiga induz nos músculos e nos tecidos conjuntivos de suporte. Por causa da frequência e da necessidade regular do uso do pé, muitas condições relacionadas ao estresse envolvem inflamação e dor.

O conhecimento da anatomia e da cinesiologia do tornozelo e do pé é um pré-requisito para a compreensão da patomecânica associada. As interações musculares e articulares devem ser entendidas quando o pé está sem carga e quando o pé está fixo no solo. Além disso, o clínico deve apreciar a interdependência mecânica entre a cinemática do tornozelo e do pé e as regiões mais proximais do membro inferior.



## CONEXÕES CLÍNICAS

### ADICIONAIS

#### CONEXÃO CLÍNICA 14-1 Instabilidade Crônica do Tornozelo

Os entorses laterais do tornozelo estão entre as lesões mais comuns no esporte, particularmente no basquete (especialmente no sexo feminino), vôlei e *lacrosse*.<sup>7</sup> A maioria dessas lesões envolve uma *inversão* excessiva do tornozelo ou do pé, com subsequente lesão dos ligamentos laterais e tendões do músculo fibular (peroneal).<sup>122</sup> O mecanismo de lesão varia, mas normalmente envolve um torque de inversão forte e inesperado para a sustentação de peso no tornozelo e no pé, muitas vezes em conjunto com a rotação lateral do membro inferior.<sup>62</sup> Embora as estimativas variem, de 30 a 40% das pessoas com experiência de uma entorse em inversão isolada, mais tarde, experimentará múltiplas entorses de tornozelo do mesmo pé, geralmente associadas à dor crônica e à instabilidade generalizada.<sup>63,133</sup> Pessoas com *instabilidade crônica do tornozelo* (ICT) geralmente relatam que seus tornozelos frequentemente “cedem” quando são envolvidos em eventos esportivos ou mesmo durante atividades relativamente não estressantes. Além da perda de função, pessoas com ICT provavelmente correm um risco maior de

desenvolver osteoartrose de tornozelo.<sup>84</sup>

Por que certas pessoas desenvolvem ICT e outras não, ainda não é totalmente compreendido.<sup>42</sup> Uma quantidade considerável de evidências sugere que a patogênese do ICT envolve uma sensopercepção diminuída após repetidos danos nos ligamentos e nos mecanorreceptores incorporados ao tornozelo.<sup>33,43,62,130</sup> O *input* sensorial acometido reduz a habilidade do corpo em gerar uma resposta eficaz e oportunamente defensiva para proteger o tornozelo, especialmente depois de de um rápido e inesperado distúrbio em inversão. De fato, pesquisas posteriores mostraram que pessoas com ICT têm alterações proprioceptivas no tornozelo (senso de posição), aumento da instabilidade postural ou equilíbrio reduzido (principalmente quando em pé ou sobre um membro), redução do tempo de reação na musculatura local (notadamente os fibulares longo e curto) e padrão de recrutamento alterado dos músculos por todo o membro inferior.\* A análise da marcha, revelou que pessoas com ICT entram na fase de apoio da marcha com a sua articulação subtalar *invertida seis a sete graus a mais* do que nos controles normais.<sup>91</sup> Os autores do estudo discutem que a tendência de inversão antes e após o toque do calcanhar pode refletir a debilidade desses indivíduos para detectar corretamente a posição do tornozelo, um atraso na ativação dos músculos fibulares ou uma combinação dos dois. Acredita-se que ambas as respostas anormais podem ser o resultado de danos aos mecanorreceptores localizados nos ligamentos lesionados.<sup>91</sup> Biomecanicamente, a maior inversão na fase de toque do calcanhar aumenta a probabilidade de as forças do solo direcionadas para cima, criarem um grande e inesperado torque de inversão. Além disso, os autores relataram que, em vez de controlar a eversão normalmente durante a fase de apoio inicial através da ativação excêntrica dos músculos inversores, as pessoas com ICT, em média, ativam os seus músculos eversores de forma

*concêntrica*. Este mecanismo de controle muscular não é o ideal para absorver as forças de forma segura, imediatamente após o impacto do calcanhar.

Hubbard e colaboradores relataram que pessoas com ICT, em média, têm um posicionamento de anteriorização da fíbula distalmente.<sup>49</sup> A posição alterada da fíbula pode resultar de um aumento de tensão no ligamento talofibular repetidamente alongado ou de um inchaço ao redor do encaixe. Os autores sugerem ainda que a fíbula mal alinhada seja o resultado do aumento do tônus dos músculos fibulares, secundariamente ao aumento da atividade no sistema do motoneurônio gama. Este aumento da atividade neural pode ser uma resposta a impulsos aferentes anormais, a partir dos mecanorreceptores danificados, incorporados aos ligamentos laterais lesionados do tornozelo.<sup>94</sup> Independentemente da causa, a migração anterior excessiva da fíbula distal altera a cinemática e provavelmente aumenta o estresse dentro da articulação talocrural.

Em resumo, a patogênese específica do ICT não é clara e provavelmente envolve várias fatores.<sup>39,43,112</sup> Uma pesquisa consistente implica a propriocepção diminuída sobre o tornozelo, que reduz a estabilidade postural total, bem como a resposta dinâmica do corpo para proteger o tornozelo de lesões.<sup>107</sup> Permanece incerto, porém, se a instabilidade postural frequentemente associada ao ICT é a *causa ou o efeito* das entorses repetitivas do tornozelo.<sup>28</sup>

A avaliação e o tratamento de pessoas com ICT devem dirigir-se não somente à instabilidade no tornozelo (através de braces, à bandagem e ao fortalecimento dos músculos),<sup>107,113</sup> mas também ao equilíbrio e aos déficits de força como um todo, especialmente quando a pessoa está em pé, sobre um membro ou progride de um duplo para um simples apoio do membro. Este uso de “pranchas de equilíbrio” ou outras mudanças dinâmicas para a posição vertical



tem se mostrado efetivo no tratamento da ICT.<sup>42,44,90,109,132</sup>

---

\* Referências 17, 28, 44, 73, 111, 130.

## CONEXÃO CLÍNICA 14-2 Anatomia Palpatória Específica do Tornozelo e do Pé

A habilidade para palpar e, assim, identificar os ossos e as articulações do corpo é essencial na análise clínica e rotineiramente utilizada na avaliação e no tratamento das lesões musculoesqueléticas. Essa habilidade permite ao clínico uma “janela” na exploração anatômica (e, ultimamente, na cinesiologia) da região. A habilidade na palpação (1) facilita a comunicação clínica e a documentação, (2) melhora a capacidade de identificar os tecidos fundamentais específicos, muitas vezes para fins de diagnóstico ou monitoramento da condição de um paciente, (3) melhora a eficácia de qualquer tratamento baseado em terapias manuais e (4) ajuda na avaliação do movimento normal, anormal e na postura.

A seção a seguir fornece exemplos de ossos do tornozelo e do pé que são rotineiramente palpados como parte da avaliação ou do tratamento de lesões musculoesqueléticas comuns. Essas regiões ósseas ou articulares são destacadas nas vistas medial e lateral com a utilização de uma radiografia e fotografia de um homem saudável de 23 anos de idade (Figs. 14-54 e 14-55). Cada figura está associada a uma tabela que descreve (1) um método de palpação das estruturas e (2) exemplos das razões pelas quais os clínicos estão interessados na região.



Vista medial

Estrutura	Onde Palpar	Possíveis Razões para Palpação
Maléolo medial	Extremidade distal da tibia medial	<ul style="list-style-type: none"> <li>Avaliar a sensibilidade da inserção proximal do ligamento deltoide</li> <li>Avaliar o comprimento da perna</li> <li>Estimar o eixo lateromedial de rotação na articulação talocrural</li> <li>Referência anatômica para localização de estruturas no túnel tarsal, tais como: o tendão do tibial posterior o flexor longo dos dedos o nervo tibial e ramos terminais (nervos plantar lateral e medial)</li> </ul>
Tuberosidade calcanear	Região plantar do calcânhar – face posterior	<ul style="list-style-type: none"> <li>Avaliar a tendinite de Aquiles</li> <li>Verificar a formação óssea anormal (possivelmente relacionada ao estresse excessivo colocado sobre o tendão calcanear)</li> </ul>
Processo medial da tuberosidade calcanear	Região medial do calcânhar – face plantar	<ul style="list-style-type: none"> <li>Avaliar a fascite plantar, esporões de calcâneo ou inserção proximal inflamada de muitos músculos intrínsecos do pé</li> </ul>
Sustentáculo do tálus	Aproximadamente 2-3 cm inferior à ponta do maléolo medial	<ul style="list-style-type: none"> <li>Referência anatômica para localizar a superfície medial da articulação subtalar</li> <li>Avaliar a sensibilidade (a) da inserção distal das fibras fibiocalcaneais do ligamento deltoide, (b) inserção proximal do ligamento "em mola"</li> </ul>

Estrutura	Onde Palpar	Possíveis Razões para Palpação
Tuberosidade navicular	Como uma projeção relativamente afiada, localizada aproximadamente 4 cm inferior e anterior à ponta do maléolo medial	<ul style="list-style-type: none"> <li>Referência geral para a localização do osso navicular, incluindo as articulações próximas talonavicular e primeiro cuneonavicular</li> <li>Avaliar a altura do arco longitudinal medial</li> <li>Avaliar a tendinopatia do tibial posterior</li> </ul>
Ossos sesamoides	Face plantar da articulação metatarsofalangeana do hálux do pé (normalmente difíceis de distinguir de tendões flexores que atravessam a articulação)	<ul style="list-style-type: none"> <li>Avaliar a sensibilidade associada à sesamoidite ou fratura (comum nos dançarinos)</li> </ul>
Primeira articulação metatarsofalangeana	Dorsal ou medialmente; imediatamente distal à cabeça do primeiro metatarso	<ul style="list-style-type: none"> <li>Avaliar a gravidade do hálux valgo ("joanete") ou hálux rígido ("dedo do pé do relvado")</li> </ul>
Diáfise do primeiro metatarsico	Face dorsal ou medial do antepé	<ul style="list-style-type: none"> <li>Avaliar o alinhamento (ou seja, valgo ou varo) e a flexibilidade global do antepé</li> <li>Avaliar a flexão plantar do primeiro raio, como muitas vezes associada ao pé cavo ou à tensão aumentada no fibular longo</li> </ul>
Articulação tarsometatarsico	Imediatamente proximal à base do metatarso	<ul style="list-style-type: none"> <li>Avaliar a frouxidão ou o alinhamento da articulação do primeiro dedo</li> <li>Avaliar o deslocamento do Lisfranc (tipicamente o segundo dedo)</li> </ul>
Articulação talonavicular	Imediatamente posterior (e ligeiramente superior) à tuberosidade navicular	<ul style="list-style-type: none"> <li>Avaliar a entorse, sensibilidade e mobilidade geral do componente medial da articulação transversa do tarso</li> <li>Verificar a estabilidade do princípio básico do arco longitudinal medial</li> </ul>
Cabeça do tálus	Acesso medial: um ponto médio entre a borda anterodistal do maléolo medial e a tuberosidade navicular	<ul style="list-style-type: none"> <li>Avaliar a altura do arco longitudinal medial</li> </ul>

FIGURA 14-54 Vista medial usando radiografia e fotografia de um homem saudável com 23 anos de idade.



Vista lateral

Estrutura	Onde Palpar	Possíveis Razões para Palpação
Maléolo lateral	Extremidade distal da fíbula	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Estimar o eixo de rotação lateromedial na articulação talocrural</li> <li>• Referência para localizar os tendões (e as bainhas) dos fibulares longo e curto</li> <li>• Testar a estabilidade ou o alinhamento da articulação tibiofibular distal</li> </ul>
Seio do tarso	Como uma ligeira depressão, imediatamente anterior à extremidade distal do maléolo lateral. Este seio (ou canal) passa obliquamente através da articulação subtalar	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Avaliar a sensibilidade do ligamento talofibular anterior</li> <li>• Avaliar o edema possivelmente a partir da lesão do ligamento cervical (talocalcaneano), localizado dentro do seio do tarso</li> </ul>
Cabeça do tálus	Acesso lateral: imediatamente superior ao seio do tarso	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Em conjunto com a abordagem de palpação medial, usada para determinar a "posição neutra subtalar"</li> </ul>
Cabeça do metatarso	Aspecto plantar da extremidade distal do osso metatarso	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Avaliar a gravidade da metatarsalgia (frequentemente no segundo ou terceiro dedos)</li> </ul>
Tuberosidade do quinto metatarso	Como uma projeção afiada, localizada aproximadamente no ponto médio da face lateral do pé	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Avaliar possível fratura por avulsão e o rompimento do tendão do fibular curto</li> </ul>
Sulco no cuboide	Imediatamente proximal à tuberosidade do quinto metatarso	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Avaliar a sensibilidade do tendão do fibular longo</li> </ul>
Articulação calcaneocuboidea	Cerca de 2 cm proximal ao processo estilóide do quinto metatarso	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Avaliar a subluxação ou outro trauma associado ao cuboide</li> </ul>
Os trigonum (aparência infrequente de um osso acessório, geralmente localizado posterolateralmente ao tálus)	Sobre a face posterior do tornozelo, posteriormente ao maléolo lateral; no entanto, dependendo do seu tamanho, sua estrutura pode não ser facilmente palpável	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Avaliar possível coalizão do osso trigonum dentro da articulação talocrural, geralmente na flexão plantar extrema</li> </ul>

FIGURA 14-55 Vista lateral usando radiografia e fotografia de um homem saudável de 23 anos.

### CONEXÃO CLÍNICA 14-3 Músculos Flexores Plantares que Indiretamente Estendem o Joelho

Uma função importante dos músculos de flexão plantar é estabilizar o joelho em extensão.<sup>93</sup> Essa função se torna evidente durante a observação da marcha de uma pessoa debilitada ou com músculos flexores plantares subativados. Normalmente, os músculos flexores plantares “freiam” ou desaceleram a dorsiflexão do tornozelo (perna movendo-se para frente sobre o pé) durante a fase de apoio médio-para-terminal da marcha. A dorsiflexão excessiva neste período do

ciclo da marcha pode contribuir para a instabilidade do joelho. A Figura 14-56, A, mostra um caso hipotético de uma pessoa com o músculo sóleo enfraquecido, incapaz de controlar a rotação para frente da perna. O tornozelo excessivamente dorsifletido muda a força do peso corporal bem *posteriormente* ao eixo mediolateral de rotação no joelho. Essa mudança pode criar um súbito e inesperado torque de flexão no joelho. O tornozelo dorsifletido, neste caso, tende a fletir o joelho. Normalmente, o músculo sóleo é capaz de resistir à rotação excessiva para frente da perna, mantendo, assim, o peso corporal mais próximo ao eixo de rotação mediolateral do joelho.

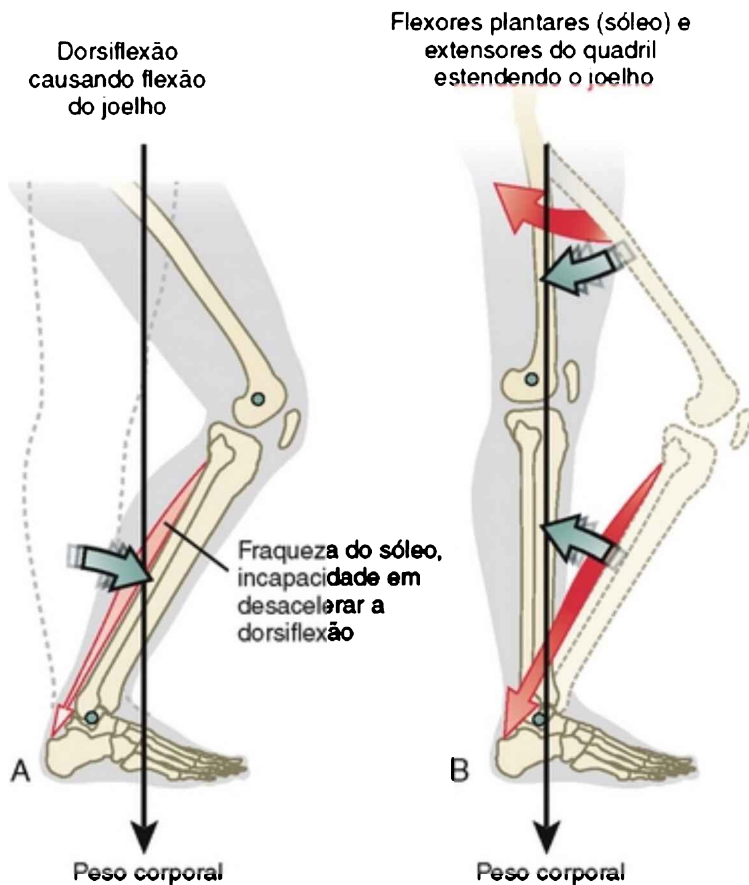


FIGURA 14-56 Dois exemplos de como o tornozelo afeta a posição e a estabilidade do joelho durante o apoio em pé. A, O músculo sóleo enfraquecido não é capaz de desacelerar a dorsiflexão do tornozelo. Com o pé fixo, a dorsiflexão do tornozelo ocorre como um deslizamento anterior da perna sobre o tálus. A anteriorização da perna desloca a força do peso corporal bem posterior ao joelho, fazendo com que se “curve” em flexão. B, A força normal e o controle do músculo sóleo podem causar a flexão plantar do tornozelo. Com o pé fixo ao solo, a flexão plantar gira a perna posteriormente, trazendo o joelho em direção à extensão. A contração do músculo extensor do quadril (como o glúteo máximo) é também representada ao ajudar a estender o joelho, puxando o fêmur posteriormente. (Nota: Os vetores do peso corporal dirigidos inferiormente poderiam ser considerados atuando superiormente, como as forças de reação do solo; o pressuposto é válido.)

Com o pé fixo no solo, a contração ativa dos músculos de flexão plantar pode realmente ajudar a estender o joelho (Fig. 14-56, B).<sup>46</sup> Nesse exemplo, a contração do músculo sóleo roda a perna posteriormente sobre o eixo de rotação da articulação talocrural. Embora nenhum músculo flexor plantar seja teoricamente capaz dessa ação, o sóleo é particularmente adequado para estabilizar o joelho em extensão. Como um músculo de contração predominantemente lenta, o sóleo pode produzir forças relativamente baixas durante um período consideravelmente longo, antes fadigante. A espasticidade acentuada no músculo sóleo pode exercer uma potente e crônica tendência de extensão do joelho, que ao longo do tempo pode contribuir para uma deformidade genu recurvada.

A capacidade dos músculos flexores plantares no auxílio indireto à extensão do joelho é um fenômeno clínico potencial importante. Da mesma forma é importante a capacidade dos *músculos extensores do quadril* de ajudar indiretamente a extensão do joelho. Com o pé fixo no solo, a forte ativação de um extensor do quadril (tal como descrito na Fig. 14-56, B) pode tracionar o fêmur posteriormente.<sup>3</sup> Se o fêmur é tracionado na extensão completa do quadril, o peso corporal pode auxiliar no bloqueio mecânico do joelho em extensão. Uma contratura em flexão do quadril ou do joelho reduz a eficácia desse bloqueio.

De longe, o músculo extensor mais direto e eficaz do joelho é o quadríceps. Nos casos de enfraquecimento do quadríceps, porém, é clinicamente muito útil saber como os outros músculos podem ajudar (ainda que ligeiramente) a extensão do joelho. Mesmo pessoas com quadríceps fortes podem se beneficiar do recrutamento dos músculos extensores do quadril e flexores plantares como extensores indiretos do joelho. Demandas locais reduzidas sobre o quadríceps podem minimizar as forças na articulação patelo-femoral, o que muitas vezes é uma estratégia desejada (pelo menos

no curto prazo) para alguém com dor, instabilidade ou artrite nessa articulação.

## REFERÊNCIAS

---

- 1 Aper RL, Saltzman CL, Brown TD. The effect of hallux sesamoid excision on the flexor hallucis longus moment arm. *Clin Orthop Relat Res.* 1996;325:209-217.
- 2 Arinci Incel N, Genc H, Erdem HR, Yorgancioglu ZR. Muscle imbalance in hallux valgus: an electromyographic study. *Am J Phys Med Rehabil.* 2003;82:345-349.
- 3 Arnold AS, Anderson FC, Pandy MG, Delp SL. Muscular contributions to hip and knee extension during the single limb stance phase of normal gait: a framework for investigating the causes of crouch gait. *J Biomech.* 2005;38:2181-2189.
- 4 Basmajian JV, Stecko G. The role of muscles in arch support of the foot. *J Bone Joint Surg Am.* 1963;45:1184-1190.
- 5 Beimers L, Tuijthof GJ, Blankevoort L, et al. In-vivo range of motion of the subtalar joint using computed tomography. *J Biomech.* 2008;41:1390-1397.
- 6 Beumer A, van Hemert WL, Swierstra BA, et al. A biomechanical evaluation of the tibiofibular and tibiotalar ligaments of the ankle. *Foot Ankle Int.* 2003;24:426-429.
- 7 Beynnon BD, Vacek PM, Murphy D, et al. First-time inversion ankle ligament trauma: the effects of sex, level of competition, and sport on the incidence of injury. *Am J Sports Med.* 2005;33:1485-1491.
- 8 Jones MH, Amendola AS. Acute treatment of inversion ankle sprains: immobilization versus functional treatment. *Clin Orthop Relat Res.* 2007;455:169-172.
- 9 Blackwood CB, Yuen TJ, Sangeorzan BJ, Ledoux WR. The midtarsal joint

- locking mechanism. *Foot Ankle Int.* 2005;26:1074-1080.
- 10 Boone DC, Azen SP. Normal range of motion of joints in male subjects. *J Bone Joint Surg Am.* 1979;61:756-759.
  - 11 Bowers KD Jr, Martin RB. Turf-toe: a shoe-surface related football injury. *Med Sci Sports.* 1976;8:81-83.
  - 12 Boytim MJ, Fischer DA, Neumann L. Syndesmotoc ankle sprains. *Am J Sports Med.* 1991;19:294-298.
  - 13 Bozkurt M, Tonuk E, Elhan A, et al. Axial rotation and mediolateral translation of the fibula during passive plantarflexion. *Foot Ankle Int.* 2008;29:502-507.
  - 14 Bronner S, Novella T, Becica L. Management of a delayed-union sesamoid fracture in a dancer. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007;37:529-540.
  - 15 Buchanan KR, Davis I. The relationship between forefoot, midfoot, and rearfoot static alignment in pain-free individuals. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2005;35:559-566.
  - 16 Buczek FL, Cooney KM, Walker MR, et al. Performance of an inverted pendulum model directly applied to normal human gait. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2006;21:288-296.
  - 17 Bullock-Saxton JE. Local sensation changes and altered hip muscle function following severe ankle sprain. *Phys Ther.* 1994;74:17-28.
  - 18 Calhoun JH, Li F, Ledbetter BR, Viegas SF. A comprehensive study of pressure distribution in the ankle joint with inversion and eversion. *Foot Ankle Int.* 1994;15:125-133.
  - 19 Cashmere T, Smith R, Hunt A. Medial longitudinal arch of the foot: stationary versus walking measures. *Foot Ankle Int.* 1999;20:112-118.
  - 20 Cavanagh PR, Rodgers MM, Iiboshi A. Pressure distribution under symptom-free feet during barefoot standing. *Foot Ankle.* 1987;7:262-276.
  - 21 Colville MR, Marder RA, Boyle JJ, Zarins B. Strain measurement in



- lateral ankle ligaments. *Am J Sports Med.* 1990;18:196-200.
- 22 Corazza F, Stagni R, Castelli VP, Leardini A. Articular contact at the tibiotalar joint in passive flexion. *J Biomech.* 2005;38:1205-1212.
- 23 Cornwall MW, McPoil TG. Motion of the calcaneus, navicular, and first metatarsal during the stance phase of walking. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2002;92:67-76.
- 24 Cornwall MW, McPoil TG. Three-dimensional movement of the foot during the stance phase of walking. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1999;89:56-66.
- 25 Cowan DN, Jones BH, Robinson JR. Foot morphologic characteristics and risk of exercise-related injury. *Arch Fam Med.* 1993;2:773-777.
- 26 Erdemir A, Hamel AJ, Fauth AR, et al. Dynamic loading of the plantar aponeurosis in walking. *J Bone Joint Surg Am.* 2004;86:546-552.
- 27 Esterman A, Pilotto L. Foot shape and its effect on functioning in Royal Australian Air Force recruits. Part 1: prospective cohort study. *Mil Med.* 2005;170:623-628.
- 28 Evans T, Hertel J, Sebastianelli W. Bilateral deficits in postural control following lateral ankle sprain. *Foot Ankle Int.* 2004;25:833-839.
- 29 Ferber R, Davis IM, Williams DSIII. Effect of foot orthotics on rearfoot and tibia joint coupling patterns and variability. *J Biomech.* 2005;38:477-483.
- 30 Ferrari J, Malone-Lee J. A radiographic study of the relationship between metatarsus adductus and hallux valgus. *J Foot Ankle Surg.* 2003;42:9-14.
- 31 Flemister AS, Neville CG, Houck J. The relationship between ankle, hindfoot, and forefoot position and posterior tibial muscle excursion. *Foot Ankle Int.* 2007;28:448-455.
- 32 Franettovich M, Chapman A, Blanch P, Vicenzino B. A physiological and psychological basis for anti-pronation taping from a critical review of the literature. *Sports Med.* 2008;38:617-631.

- 33 Freeman MA, Dean MR, Hanham IW. The etiology and prevention of functional instability of the foot. *J Bone Joint Surg Br.* 1965;47:678-685.
- 34 Fritz GR, Prieskorn D. First metatarsocuneiform motion: a radiographic and statistical analysis. *Foot Ankle Int.* 1995;16:117-123.
- 35 Fujii T, Kitaoka HB, Luo ZP, et al. Analysis of ankle-hindfoot stability in multiple planes: an in vitro study. *Foot Ankle Int.* 2005;26:633-637.
- 36 Fujii T, Luo ZP, Kitaoka HB, An KN. The manual stress test may not be sufficient to differentiate ankle ligament injuries. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2000;15:619-623.
- 37 Glasoe WM, Yack HJ, Saltzman CL. Anatomy and biomechanics of the first ray. *Phys Ther.* 1999;79:854-859.
- 38 Green T, Refshauge K, Crosbie J, Adams R. A randomized controlled trial of a passive accessory joint mobilization on acute ankle inversion sprains. *Phys Ther.* 2001;81:984-994.
- 39 Gribble PA, Hertel J, Denegar CR. Chronic ankle instability and fatigue create proximal joint alterations during performance of the Star Excursion Balance Test. *Int J Sports Med.* 2007;28:236-242.
- 40 Grimston SK, Nigg BM, Hanley DA, Engsberg JR. Differences in ankle joint complex range of motion as a function of age. *Foot Ankle.* 1993;14:215-222.
- 41 Guette M, Gondin J, Martin A, et al. Plantar flexion torque as a function of time of day. *Int J Sports Med.* 2006;27:171-177.
- 42 Hale SA, Hertel J, Olmsted-Kramer LC. The effect of a 4-week comprehensive rehabilitation program on postural control and lower extremity function in individuals with chronic ankle instability. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007;37:303-311.
- 43 Hertel J. Functional instability following lateral ankle sprain. *Sports Med.* 2000;29:361-371.
- 44 Hertel J, Olmsted-Kramer LC. Deficits in time-to-boundary measures of

postural control with chronic ankle instability. *Gait Posture*. 2007;25:33-39.

- 45 Hicks JH. The mechanics of the foot. I. The joints. *J Anat*. 1953;87:345-357.
- 46 Higginson JS, Zajac FE, Neptune RR, et al. Effect of equinus foot placement and intrinsic muscle response on knee extension during stance. *Gait Posture*. 2006;23:32-36.
- 47 Holmes CF, Wilcox D, Fletcher JP. Effect of a modified, low-dye medial longitudinal arch taping procedure on the subtalar joint neutral position before and after light exercise. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2002;32:194-201.
- 48 Huang CK, Kitaoka HB, An KN, Chao EY. Biomechanical evaluation of longitudinal arch stability. *Foot Ankle*. 1993;14:353-357.
- 49 Hubbard TJ, Hertel J, Sherbondy P. Fibular position in individuals with self-reported chronic ankle instability. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2006;36:3-9.
- 50 Hunt AE, Smith RM. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2004;19:391-397.
- 51 Inman VT. The joints of the ankle. Baltimore: Williams & Wilkins, 1976.
- 52 Inman VT, Ralston HJ, Todd F. Human walking. Baltimore: Williams & Wilkins, 1981.
- 53 Jotoku T, Kinoshita M, Okuda R, Abe M. Anatomy of ligamentous structures in the tarsal sinus and canal. *Foot Ankle Int*. 2006;27:533-538.
- 54 Kaikkonen A, Hyppänen E, Kannus P, Järvinen M. Long-term functional outcome after primary repair of the lateral ligaments of the ankle. *Am J Sports Med*. 1997;25:150-155.
- 55 Kanatli U, Gözil R, Besli K, et al. The relationship between the hindfoot angle and the medial longitudinal arch of the foot. *Foot Ankle Int*.

2006;27:623-627.

- 56 Kaufman KR, Brodine SK, Shaffer RA, et al. The effect of foot structure and range of motion on musculoskeletal overuse injuries. *Am J Sports Med.* 1999;27:585-593.
- 57 Khamis S, Yizhar Z. Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. *Gait Posture.* 2007;25:127-134.
- 58 Kitaoka HB, Luo ZP, An KN. Three-dimensional analysis of flatfoot deformity: cadaver study. *Foot Ankle Int.* 1998;19:447-451.
- 59 Kitaoka HB, Luo ZP, Growney ES, et al. Material properties of the plantar aponeurosis. *Foot Ankle Int.* 1994;15:557-560.
- 60 Klein P, Mattys S, Rooze M. Moment arm length variations of selected muscles acting on talocrural and subtalar joints during movement: an in vitro study. *J Biomech.* 1996;29:21-30.
- 61 Knudson GA, Kitaoka HB, Lu CL, et al. Subtalar joint stability. Talocalcaneal interosseous ligament function studied in cadaver specimens. *Acta Orthop Scand.* 1997;68:442-446.
- 62 Konradsen L. Sensori-motor control of the uninjured and injured human ankle. *J Electromyogr Kinesiol.* 2002;12:199-203.
- 63 Konradsen L, Bech L, Ehrenbjerg M, Nickelsen T. Seven years follow-up after ankle inversion trauma. *Scand J Med Sci Sports.* 2002;12:129-135.
- 64 Kulig K, Burnfield JM, Reischl S, et al. Effect of foot orthoses on tibialis posterior activation in persons with pes planus. *Med Sci Sports Exerc.* 2005;37:24-29.
- 65 Kulig K, Burnfield JM, Requejo SM, et al. Selective activation of tibialis posterior: evaluation by magnetic resonance imaging. *Med Sci Sports Exerc.* 2004;36:862-867.
- 66 Kulig K, Reischl SF, Pomrantz AB, et al. Nonsurgical management of posterior tibial tendon dysfunction with orthoses and resistive exercise: a randomized controlled trial. *Phys Ther.* 2009;89:26-37.
- 67 Lakin RC, DeGnore LT, Pienkowski D. Contact mechanics of normal

- tarsometatarsal joints. *J Bone Joint Surg Am*. 2001;83:520-528.
- 68 Leardini A, Benedetti MG, Berti L, et al. Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait Posture*. 2007;25:453-462.
- 69 Lees A, Lake M, Klenerman L. Shock absorption during forefoot running and its relationship to medial longitudinal arch height. *Foot Ankle Int*. 2005;26:1081-1088.
- 70 Leland RH, Marymont JV, Trevino SG, et al. Calcaneocuboid stability: a clinical and anatomic study. *Foot Ankle Int*. 2001;22:880-884.
- 71 Lewis GS, Kirby KA, Piazza SJ. Determination of subtalar joint axis location by restriction of talocrural joint motion. *Gait Posture*. 2007;25:63-69.
- 72 Lewis OJ. The comparative morphology of M. flexor accessorius and the associated long flexor tendons. *J Anat*. 1962;96:321-333.
- 73 Löfvenberg R, Kärrholm J, Sundelin G, Ahlgren O. Prolonged reaction time in patients with chronic lateral instability of the ankle. *Am J Sports Med*. 1995;23:414-417.
- 74 Lundberg A, Svensson OK, Bylund C, et al. Kinematics of the ankle/foot complex—Part 2: pronation and supination. *Foot Ankle*. 1989;9:248-253.
- 75 Lundberg A, Svensson OK, Bylund C, et al. Kinematics of the ankle/foot complex—Part 3: influence of leg rotation. *Foot Ankle*. 1989;9:304-309.
- 76 Lundgren P, Nester C, Liu A, et al. Invasive in vivo measurement of rear-, mid- and forefoot motion during walking. *Gait Posture*. 2008;28:93-100.
- 77 MacLean C, Davis IM, Hamill J. Influence of a custom foot orthotic intervention on lower extremity dynamics in healthy runners. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2006;21:623-630.
- 78 Mann RA. Biomechanics of the foot. In: American academy of orthopedic surgeons, editor. *Atlas of orthotics: biomechanical principles*

*and application*. St Louis: Mosby, 1975.

- 79 Manoli A, Graham B. The subtle cavus foot, “the underpronator” [Review]. *Foot Ankle Int*. 2005;26:256-263.
- 80 Manter JT. Movements of the subtalar joint and transverse tarsal joint. *Anat Rec*. 1941;80:397-410.
- 81 Martin RL, Stewart GW, Conti SF. Posttraumatic ankle arthritis: an update on conservative and surgical management. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2007;37:253-259.
- 82 Mattingly B, Talwalkar V, Tylkowski C, et al. Three-dimensional in vivo motion of adult hind foot bones. *J Biomech*. 2006;39:726-733.
- 83 McCulloch MU, Brunt D, Vander LD. The effect of foot orthotics and gait velocity on lower limb kinematics and temporal events of stance. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1993;17:2-10.
- 84 McKinley TO, Rudert MJ, Koos DC, Brown TD. Incongruity versus instability in the etiology of posttraumatic arthritis. *Clin Orthop Relat Res*. 2004;423:44-51.
- 85 McPoil TG, Knecht HG, Schuit D. A survey of foot types in normal females between ages of 18 and 30 years. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1988;9:406-409.
- 86 Mei-Dan O, Kahn G, Zeev A, et al. The medial longitudinal arch as a possible risk factor for ankle sprains: a prospective study in 83 female infantry recruits. *Foot Ankle Int*. 2005;26:180-183.
- 87 Mengiardi B, Zanetti M, Schöttle PB, et al. Spring ligament complex: MR imaging-anatomic correlation and findings in asymptomatic subjects. *Radiology*. 2005;237:242-249.
- 88 Michelson JD, Helgemo SLJr. Kinematics of the axially loaded ankle. *Foot Ankle Int*. 1995;16:577-582.
- 89 Milgrom C, Giladi M, Kashtan H, et al. A prospective study of the effect of a shock-absorbing orthotic device on the incidence of stress fractures in military recruits. *Foot Ankle*. 1985;6:101-104.

- 90 Mohammadi F. Comparison of 3 preventive methods to reduce the recurrence of ankle inversion sprains in male soccer players. *Am J Sports Med.* 2007;35:922-926.
- 91 Monaghan K, Delahunt E, Caulfield B. Ankle function during gait in patients with chronic ankle instability compared to controls. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2006;21:168-174.
- 92 Mundermann A, Nigg BM, Neil HR, Stefanyshyn DJ. Foot orthotics affect lower extremity kinematics and kinetics during running. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2003;18:254-262.
- 93 Murray MP, Guten GN, Sepic SB, et al. Function of the triceps surae during gait. Compensatory mechanisms for unilateral loss. *J Bone Joint Surg Am.* 1978;60:473-476.
- 94 Myers JB, Riemann BL, Hwang JH, et al. Effect of peripheral afferent alteration of the lateral ankle ligaments on dynamic stability. *Am J Sports Med.* 2003;31:498-506.
- 95 Nester C, Bowker P, Bowden P. Kinematics of the midtarsal joint during standing leg rotation. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2002;92:77-81.
- 96 Nester CJ, Findlow AF, Bowker P, Bowden PD. Transverse plane motion at the ankle joint. *Foot Ankle Int.* 2003;24:164-168.
- 97 Neville C, Flemister A, Tome J, Houck J. Comparison of changes in posterior tibialis muscle length between subjects with posterior tibial tendon dysfunction and healthy controls during walking. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007;37:661-669.
- 98 Nigg BM, Khan A, Fisher V, Stefanyshyn D. Effect of shoe insert construction on foot and leg movement. *Med Sci Sports Exerc.* 1998;30:550-555.
- 99 Nistor L, Markhede G, Grimby G. A technique for measurements of plantar flexion torque with the Cybex II dynamometer. *Scand J Rehabil Med.* 1982;14:163-166.
- 100 Ordway NR, Hand N, Briggs G, et al. Reliability of knee and ankle

- strength measures in an older adult population. *J Strength Cond Res.* 2006;20:82-87.
- 101 Owens S, Thordarson DB. The adductor hallucis revisited. *Foot Ankle Int.* 2001;22:186-191.
- 102 Patil V, Ebraheim N, Wagner R, Owens C. Morphometric dimensions of the dorsal calcaneocuboid ligament. *Foot Ankle Int.* 2008;29:508-512.
- 103 Piazza SJ. Mechanics of the subtalar joint and its function during walking. *Foot Ankle Clin.* 2005;10:425-442.
- 104 Powers CM, Maffucci R, Hampton S. Rearfoot posture in subjects with patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1995;22:155-160.
- 105 Reischl SF, Powers CM, Rao S, Perry J. Relationship between foot pronation and rotation of the tibia and femur during walking. *Foot Ankle Int.* 1999;20:513-520.
- 106 Requião LF, Nadeau S, Milot MH, et al. Quantification of level of effort at the plantarflexors and hip extensors and flexor muscles in healthy subjects walking at different cadences. *J Electromyogr Kinesiol.* 2005;15:393-405.
- 107 Richie DHJr. Effects of foot orthoses on patients with chronic ankle instability. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2007;97:19-30.
- 108 Root ML. Development of the functional orthosis. *Clin Podiatr Med Surg.* 1994;11:183-210.
- 109 Rotem-Lehrer N, Laufer Y. Effect of focus of attention on transfer of a postural control task following an ankle sprain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007;37:564-569.
- 110 Ruohola JP, Kiuru MJ, Pihlajamaki HK. Fatigue bone injuries causing anterior lower leg pain. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;444:216-223.
- 111 Santilli V, Frascarelli MA, Paoloni M, et al. Peroneus longus muscle activation pattern during gait cycle in athletes affected by functional ankle instability: a surface electromyographic study. *Am J Sports Med.* 2005;33:1183-1187.



- 112 Santos MJ, Liu W. Possible factors related to functional ankle instability. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38:150-157.
- 113 Sawkins K, Refshauge K, Kilbreath S, Raymond J. The placebo effect of ankle taping in ankle instability. *Med Sci Sports Exerc.* 2007;39:781-787.
- 114 Scott SH, Winter DA. Biomechanical model of the human foot: kinematics and kinetics during the stance phase of walking. *J Biomech.* 1993;26:1091-1104.
- 115 Self BP, Harris S, Greenwald RM. Ankle biomechanics during impact landings on uneven surfaces. *Foot Ankle Int.* 2000;21:138-144.
- 116 Sepic SB, Murray MP, Mollinger LA, et al. Strength and range of motion in the ankle in two age groups of men and women. *Am J Phys Med.* 1986;65:75-84.
- 117 Shamus J, Shamus E, Gugel RN, et al. The effect of sesamoid mobilization, flexor hallucis strengthening, and gait training on reducing pain and restoring function in individuals with hallux limitus: a clinical trial. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2004;34:368-376.
- 118 Sheehan FT, Seisler AR, Siegel KL. In vivo talocrural and subtalar kinematics: a non-invasive 3D dynamic MRI study. *Foot Ankle Int.* 2007;28:323-335.
- 119 Siegler S, Chen J, Schneck CD. The three-dimensional kinematics and flexibility characteristics of the human ankle and subtalar joints—Part I: kinematics. *J Biomech Eng.* 1988;110:364-373.
- 120 Standring S. Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice, ed 40. St Louis: Elsevier, 2009.
- 121 Stauffer RN, Chao EY, Brewster RC. Force and motion analysis of the normal, diseased, and prosthetic ankle joint. *Clin Orthop Relat Res.* 1977;127:189-196.
- 122 Strauss JE, Forsberg JA, Lippert FGIII. Chronic lateral ankle instability and associated conditions: a rationale for treatment. *Foot Ankle Int.*

2007;28:1041-1044.

- 123 Sutherland DH. An electromyographic study of the plantar flexors of the ankle in normal walking on the level. *J Bone Joint Surg Am.* 1966;48:66-71.
- 124 Sutherland DH. The evolution of clinical gait analysis. Part I: kinesiological EMG. *Gait Posture.* 2001;14:61-70.
- 125 Taylor KF, Bojescul JA, Howard RS, et al. Measurement of isolated subtalar range of motion: a cadaver study. *Foot Ankle Int.* 2001;22:426-432.
- 126 Thordarson DB, Schmotzer H, Chon J, Peters J. Dynamic support of the human longitudinal arch. A biomechanical evaluation. *Clin Orthop Relat Res.* 1995;316:165-172.
- 127 Tochigi Y, Amendola A, Rudert MJ, et al. The role of the interosseous talocalcaneal ligament in subtalar joint stability. *Foot Ankle Int.* 2004;25:588-596.
- 128 Tochigi Y, Rudert MJ, Saltzman CL, et al. Contribution of articular surface geometry to ankle stabilization. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88:2704-2713.
- 129 Tome J, Nawoczenski DA, Flemister A, Houck J. Comparison of foot kinematics between subjects with posterior tibialis tendon dysfunction and healthy controls. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2006;36:635-644.
- 130 Van Deun S, Staes FF, Stappaerts KH, et al. Relationship of chronic ankle instability to muscle activation patterns during the transition from double-leg to single-leg stance. *Am J Sports Med.* 2007;35:274-281.
- 131 Van Gheluwe B, Dananberg HJ, Hagman F, Vanstaen K. Effects of hallux limitus on plantar foot pressure and foot kinematics during walking. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2006;96:428-436.
- 132 Verhagen E, van der Beek A, Twisk J, et al. The effect of a proprioceptive balance board training program for the prevention of

- ankle sprains: a prospective controlled trial. *Am J Sports Med.* 2004;32:1385-1393.
- 133 Verhagen RA, de Keizer G, van Dijk CN. Long-term follow-up of inversion trauma of the ankle. *Arch Orthop Trauma Surg.* 1995;114:92-96.
- 134 Vicenzino B, Branjerdporn M, Teys P, Jordan K. Initial changes in posterior talar glide and dorsiflexion of the ankle after mobilization with movement in individuals with recurrent ankle sprain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2006;36:464-471.
- 135 Wan L, de Asla RJ, Rubash HE, Li G. In vivo cartilage contact deformation of human ankle joints under full body weight. *J Orthop Res.* 2008;26:1081-1089.
- 136 Wearing SC, Smeathers JE, Sullivan PM, et al. Plantar fasciitis: are pain and fascial thickness associated with arch shape and loading? *Phys Ther.* 2007;87:1002-1008.
- 137 Whittingham M, Palmer S, Macmillan F. Effects of taping on pain and function in patellofemoral pain syndrome: a randomized controlled trial. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2004;34:504-510.
- 138 Williams DSIII, McClay IS, Hamill J. Arch structure and injury patterns in runners. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2001;16:341-347.
- 139 Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. New Jersey: John Wiley & Sons, 2005.
- 140 Witvrouw E, Borre KV, Willems TM, et al. The significance of peroneus tertius muscle in ankle injuries: a prospective study. *Am J Sports Med.* 2006;34:1159-1163.
- 141 Yoshioka Y, Siu DW, Scudamore RA, Cooke TD. Tibial anatomy and functional axes. *J Orthop Res.* 1989;7:132-137.
- 142 Youberg LD, Cornwall MW, McPoil TG, Hannon PR. The amount of rearfoot motion used during the stance phase of walking. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2005;95:376-382.

- 143 Younger AS, Hansen STJr. Adult cavovarus foot. *J Am Acad Orthop Surg.* 2005;13:302-315.
- 144 Younger AS, Sawatzky B, Dryden P. Radiographic assessment of adult flatfoot. *Foot Ankle Int.* 2005;26:820-825.

## QUESTÕES PARA ESTUDO

- 1 Liste os ossos que compõem (a) o tornozelo e (b) o retropé. Qual osso é comum a ambas as regiões?
- 2 Explique como uma torção tibial excessiva poderia mascarar a expressão funcional da anteversão femoral excessiva.
- 3 Descreva o caminho do tendão do flexor longo do hálux, a partir de seu ventre para sua inserção no hálux.
- 4 Descreva a principal artrocinemática da inversão e da eversão na articulação talonavicular.
- 5 Descreva como a posição da primeira articulação tarsometatársica é frequentemente envolvida com o desenvolvimento do hálux valgo (joanete).
- 6 Usando a Figura 14-43 como referência, contraste o potencial de torque de inversão tibial anterior e do extensor longo do hálux.
- 7 Explique por que uma pessoa com um músculo da panturrilha fraca pode se queixar de “encurvamento” do joelho.
- 8 Compare as inserções distais do fibular curto e do terceiro fibular. Justifique como esses músculos têm diferentes ações no plano sagital, mas ações semelhantes no plano frontal.
- 9 Quais estruturas (articulações e tecidos conjuntivos) vinculam a fíbula à tibia?

- 10 Descreva a artrocinemática de rolamento e os deslizamento da dorsiflexão na articulação talocrural com o pé livre (Fig. 14-18, A) e com o pé fixo (Fig. 14-20, A).
- 11 Qual parte do ciclo da marcha exige uma maior dorsiflexão na articulação talocrural: a fase de apoio ou a fase de balanço?
- 12 Quais os fatores que contribuem para a estabilidade da articulação talocrural em dorsiflexão completa?
- 13 Qual músculo é considerado o mais *antagonista direto* para o fibular longo?
- 14 Por que o torque de flexão plantar ativo no tornozelo cerca de 20 a 30% é maior com o joelho estendido do que fletido?
- 15 Qual deformidade seria mais provável de se desenvolver após a fraqueza dos músculos inversores? Que músculos você alongaria? Que músculos você deveria tentar fortalecer?



*As respostas para as questões de estudo podem ser encontradas no final do livro.*

---

## CAPÍTULO 15

# Cinesiologia da Marcha

GUY G. SIMONEAU, PhD, PT

### VISÃO GERAL DO CAPÍTULO

**PERSPECTIVA HISTÓRICA DA ANÁLISE DE MARCHA,  
DESCRITORES ESPACIAL E TEMPORAL,**

**Ciclo da Marcha,**

**Fases de Apoio e de Balanço,**

**Subdivisão das Fases de Apoio e de Balanço,**

**DESLOCAMENTO E CONTROLE DO CENTRO DE  
MASSA CORPORAL,**

**Deslocamento do Centro de Massa,**

**Considerações sobre Energia Cinética e Potencial,**

**CINEMÁTICA ARTICULAR,**

**Cinemática no Plano Sagital,**

**Pelve,**

**Quadril,**

**Joelho,**

**Tornozelo (Articulação Talocrural),**

**Primeira Articulação Tarsometatársica,**

**Primeira Articulação Metatarsofalangea na,**

**Cinemática no Plano Frontal,**

Pelve,  
Quadril,  
Joelho,  
Tornozelo (Articulação Talocrural),  
Pé e Articulação Subtalar,

**Cinemática no Plano Horizontal,**

Pelve,  
Fêmur,  
Tíbia,  
Quadril,  
Joelho,  
Tornozelo e Pé,

**Cinemática do Tronco e dos Membros Superiores,**

Tronco,  
Ombro,  
Cotovelo,

**GASTO ENERGÉTICO,**

**Estratégias de Economia de Energia da Marcha,**

Deslocamento Vertical do Centro de Massa,  
Deslocamento Lateral do Centro de Massa,

**ATIVIDADE MUSCULAR,**

**Tronco,**

Eretores da Espinha,  
Reto do Abdome,

**Quadril,**

Extensores do Quadril,  
Flexores do Quadril,  
Abdutores do Quadril,  
Adutores e Rotadores do Quadril,

**Joelho,**

Extensores do Joelho,  
Flexores do Joelho,

## **Tornozelo e Pé,**

Tibial Anterior,

Extensor dos Dedos e Extensor Longo do Hálux,

Flexores Plantares do Tornozelo,

Tibial Posterior,

Músculos Fibulares,

Músculos Intrínsecos do Pé,

## **CINÉTICA,**

### **Forças de Reação do Solo,**

Forças Verticais,

Forças Anteroposteriores,

Forças Mediolaterais,

### **Trajetória do Centro de Pressão,**

### **Potência e Torque Articulares,**

Quadril,

Joelho,

Tornozelo,

### **Forças nas Articulações e nos Tendões,**

## **DISFUNÇÕES DA MARCHA,**

## **RESUMO,**

## **CONEXÕES CLÍNICAS ADICIONAIS,**

## **REFERÊNCIAS,**

## **QUESTÕES PARA ESTUDO,**

Caminhar (deambulação) serve como necessidade básica de um indivíduo para se deslocar de um lugar para outro e, portanto, é uma das atividades mais comuns que as pessoas realizam diariamente. Teoricamente, a marcha é realizada tanto de forma eficiente, para minimizar a fadiga, como com segurança, para evitar quedas e lesões associadas.<sup>188</sup>



Uma pessoa saudável com anos de prática apresenta um controle necessário para deambular enquanto conversa, olha em direções diferentes e, até mesmo, supera obstáculos e outras forças desestabilizadoras com esforço mínimo.

Embora para uma pessoa saudável caminhar pareça fácil, o desafio da deambulação pode ser reconhecido ao se observar os indivíduos nos dois extremos de vida (Fig. 15-1). No início da vida, a criança precisa de 11 a 15 meses para aprender a ficar de pé e caminhar.<sup>67,180</sup> Uma vez de pé, as crianças vão refinar a sua marcha para que visualmente se assemelhem ao padrão de caminhar de um adulto maduro, aos quatro a cinco anos de idade,<sup>26,172,178,179,180</sup> com aperfeiçoamento futuro ocorrendo possivelmente por vários anos.\* Na fase final da vida, caminhar se torna com frequência, um desafio cada vez maior. Em virtude da diminuição da força, do equilíbrio ou de doença, os idosos podem necessitar de uma bengala ou andador para deambular de forma segura.

Criança caminhando

Adulto caminhando

Idoso caminhando

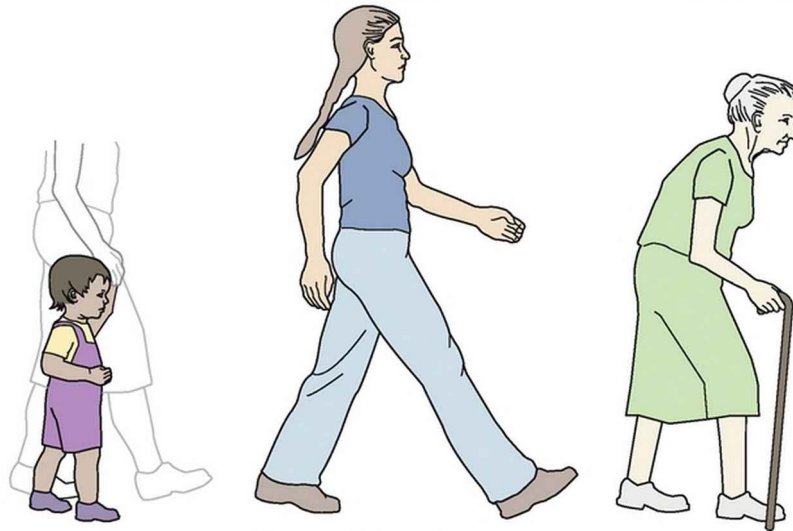


FIGURA 15-1 A locomoção nos vários estágios da vida.

Patla<sup>144</sup> expressou eloquentemente a importância da deambulação em nossas vidas: “Nada simboliza um nível de independência e nossa percepção de uma boa qualidade de vida, mais do que a capacidade de andar de forma independente, com o nosso próprio poder, de um lugar para outro. Celebramos o desenvolvimento desta habilidade nas crianças e tentamos nutrir e sustentar por toda a vida.”

Este capítulo fornece uma descrição das características cinesiológicas fundamentais da marcha. Salvo indicação contrária, as informações fornecidas referem-se a indivíduos com um padrão de marcha normal e maduro, que caminha em superfície plana, a uma velocidade média constante. Embora este capítulo forneça detalhes suficientes para ser lido de forma independente do resto deste livro, os Capítulos 12 a 14 Capítulo 13 Capítulo 14

facilitarão um entendimento ainda maior da marcha.

### Principais Tópicos

- Descritores espacial e temporal
- Controle do centro de massa corporal
- Cinemática articular
- Gasto energético
- Atividade muscular
- Cinética da marcha
- Disfunções da marcha

A observação da marcha, que é o foco deste capítulo, fornece informações sobre o resultado de um conjunto complexo “nos bastidores” de interações entre as funções sensoriais e motoras. Para uma pessoa caminhar, o sistema nervoso central deve gerar ações motoras adequadas a partir da integração de entradas visuais, proprioceptivas e sensoriais vestibulares. Embora este capítulo aborde a complexidade da parte muscular e ações realizadas durante a marcha, não abrange o conceito de controle motor. Para adquirir uma maior compreensão sobre a complexidade do controle motor da marcha, o leitor é aconselhado a pesquisar outras fontes sobre o assunto.\*

## **PERSPECTIVA HISTÓRICA DA ANÁLISE DE MARCHA**

---

“Se um homem andar no chão, ao lado de uma parede com uma pena mergulhada em tinta presa à sua cabeça, a linha

traçada pela pena não seria reta, mas em zig-zag, porque ela desce quando ele se inclina e se eleva quando ele fica ereto e se levanta.”<sup>6</sup> Este registro inicial escrito por Aristóteles (384-322 a.C.) da observação da locomoção e numerosas pinturas e esculturas antigas de pessoas envolvidas no processo de caminhar, são o testamento da observação casual e detalhada da deambulação, que foi motivo de interesse ao longo da história.

Apesar deste interesse antigo, somente em 1836 os irmãos Weber<sup>200</sup> publicaram o primeiro trabalho científico notável sobre a marcha, beneficiados pelos avanços científicos fornecidos por pessoas como Galileu Galilei (1564-1642), Giovanni Borelli (1608-1679) e Isaac Newton (1642-1727), só para citar alguns. Wilhelm - físico e eletricitista e Eduard - anatomista e fisiologista que utilizou instrumentos como um cronômetro, uma fita métrica e um telescópio -, descreveram e mediram os elementos da marcha, como o comprimento do passo, a cadência, a liberação do pé do solo e a excursão vertical do corpo. Eles também definiram os elementos básicos do ciclo da marcha, como a fase de balanço, a fase de apoio e o período de duplo apoio do membro. Muitos termos que introduziram permanecem em uso até hoje. Os Webers consideraram a hipótese de que o princípio básico da marcha é o do menor esforço muscular, um conceito conhecido como verdadeiro até hoje, embora os métodos exatos pelos quais o corpo minimiza o gasto de energia ainda sejam estudados.<sup>137,209,210</sup> Uma extensa quantidade de trabalhos dos irmãos Weber foram publicados em 1894 e traduzidos em 1992.<sup>198,199</sup>

No século XIX, outros pesquisadores, como Marey,

Carlet e Vierordt, utilizaram tecnologia engenhosa para ampliar o nosso conhecimento da marcha. Entre os métodos novos de medição mais citados de Marey e Carlet estão os calçados com câmaras de ar acoplados a um gravador para indicar a fase de balanço e a fase de apoio da marcha (Fig. 15-2).<sup>112,113,114</sup> Outra ideia inteligente de Vierordt foi a utilização de tinta em bicos de pulverização acoplados aos calçados e aos membros.<sup>189</sup> A tinta pulverizada no piso e na parede à medida que o indivíduo caminha, fornece um registro permanente do movimento.



FIGURA 15-2 Os calçados instrumentados de Marey utilizados para a medição da marcha.

(De Marey EJ: *La machine animal*, Paris, 1873, Librairie Germer Baillière.)

Paralelamente, os avanços no campo da cinematografia criaram um meio eficaz para estudar e registrar os padrões cinemáticos da locomoção dos seres humanos e dos animais. Muybridge pode ser a pessoa mais reconhecida do seu tempo a usar a cinematografia para documentar a sequência de movimentos. Ele também foi o mais famoso na resolução de uma antiga controvérsia a respeito de um cavalo trotando. Em 1872, usando uma sequência de fotografias, demonstrou que as quatro patas de um cavalo trotando estão, na verdade, simultaneamente fora da terra por períodos muito curtos de tempo. Muybridge criou uma impressionante coleção de fotografias sobre a marcha humana e animal, que foi publicada inicialmente em 1887, e montada e reproduzida em 1979.<sup>133,134</sup>

Inicialmente, a descrição da marcha foi limitada à análise planar, o movimento foi registrado normalmente no plano sagital e menos frequentemente no plano frontal. Braune e Fisher<sup>15,16</sup> são creditados como os primeiros, de 1895 a 1904, a realizar uma análise global tridimensional de uma pessoa andando. Por meio de quatro câmeras (dois pares de câmeras de recodificação de movimento para cada lado do corpo) e vários tubos de luz ligados a vários segmentos do corpo, documentaram a cinemática da articulação em três dimensões. Eles também foram os primeiros a usar os princípios da mecânica para medir quantidades dinâmicas, como aceleração segmentar, propriedades inerciais segmentares e cargas intersegmentares (p. ex., torques articular e forças). Suas análises dos torques articulares, limitadas à fase de balanço da marcha, refutam o conceito anterior, sugerido por Weber e Weber em 1836, de que o movimento dos

membros inferiores durante a fase de balanço da marcha pode ser explicado exclusivamente pela teoria do pêndulo passivo.<sup>201</sup>

Ao longo do século XX, a compreensão da locomoção foi bastante reforçada por muitos avanços científicos. A instrumentação para documentar a cinemática evoluiu a partir de câmeras de vídeo simples, com filme que exigia análise minuciosa com uma régua e transferidor, a sistemas altamente sofisticados de infravermelho, com o tempo real de dados coordenados dos segmentos do membro. Os pesquisadores notáveis que contribuíram para a descrição da cinemática da marcha com a utilização de uma variedade de técnicas de imagem incluem Eberhart,<sup>49</sup> Murray,<sup>125,127</sup> Inman,<sup>83</sup> Winter<sup>204</sup> e Perry.<sup>147</sup> Notável é o trabalho de Murray, fisioterapeuta e pesquisador, que publicou vários artigos nos anos 1960, 1970 e 1980 descrevendo a cinemática de muitos aspectos da marcha normal e anormal (Fig. 15-3).<sup>126-128,130,131,176</sup> Entre outras realizações, os dados de sua pesquisa sobre a cinemática da marcha em indivíduos com deficiência influenciou o projeto das articulações artificiais e próteses de membros inferiores.

Rights were not granted to include this figure in electronic media.  
Please refer to the printed publication.

**FIGURA 15-3** Um exemplo da tecnologia utilizada por Murray para registrar a cinemática básica da marcha. Um homem mais velho (A) e um menino (B) usam marcadores reflexivos enquanto caminhavam em um corredor escuro. A câmera foi usada com o obturador aberto e a luz reluziu 20 vezes por segundo para controlar a localização dos marcadores. Um *flash* de luz brilhante adicional foi usado para fotografar o homem ou o menino, enquanto caminhavam. Esta técnica permitiu a visualização precoce de um ciclo de marcha completo com uma única fotografia. Um espelho montado no teto também foi empregado para observar o movimento no plano horizontal.

(A, Murray MP, Gore DR: *Gait of patients with hip pain or loss of hip joint motion*. In Black J, Dumbleton JH, eds: *Clinical biomechanics: a case history approach*, New York, 1981, Churchill Livingstone. B, Stratham L, Murray MP: *Early walking patterns of normal children*, *Clin Orthop Relat Res* 79:8, 1971).

Da mesma forma, uma compreensão mais ampla da



cinética da marcha foi possível através do desenvolvimento de dispositivos para medir as forças que ocorrem na interface pé-solo. Amar,<sup>2</sup> Elftman,<sup>52</sup> Bresler e Frankel<sup>17</sup> e Cunningham e Brown<sup>38</sup> realizaram contribuições significativas neste campo. Com a capacidade de medir forças entre o pé e o solo, surgiram métodos computacionais para calcular as forças e os torques que ocorrem nas articulações dos membros inferiores durante a fase de apoio da deambulação.<sup>145,166,206</sup>

O desenvolvimento da superfície e de eletrodos intramusculares promoveu a oportunidade para registrar a atividade elétrica dos músculos durante a marcha.<sup>62,181</sup> Quando essa informação é integrada à cinemática da locomoção, o papel que cada músculo executa durante a marcha pode ser mais bem apreciado e mais objetivamente descrito. Muitos pesquisadores, incluindo Sutherland,<sup>179</sup> Perry,<sup>147</sup> Inman<sup>83</sup> e Winter<sup>204</sup> realizaram contribuições notáveis para o estudo da eletromiografia (EMG) durante a locomoção.

Atualmente, a análise da marcha é realizada rotineiramente em laboratórios especializados de biomecânica (Fig. 15-4). Os dados tridimensionais cinemáticos são obtidos por meio de duas ou mais câmeras de alta velocidade sincronizadas. As forças de reação do solo são medidas com a utilização de plataformas de força embutidas no piso. Os padrões de atividade muscular são registrados por vários canais, muitas vezes, telemetria e sistemas eletromiográficos. Finalmente, as forças conjuntas dos membros inferiores, os torques e a potência são calculados com a combinação de dados cinemáticos, forças de reação do solo e características antropométricas do

indivíduo (Fig. 15-5). Esses dados são então usados para descrever e estudar as marchas normal e anormal.

Laboratório de análise da marcha

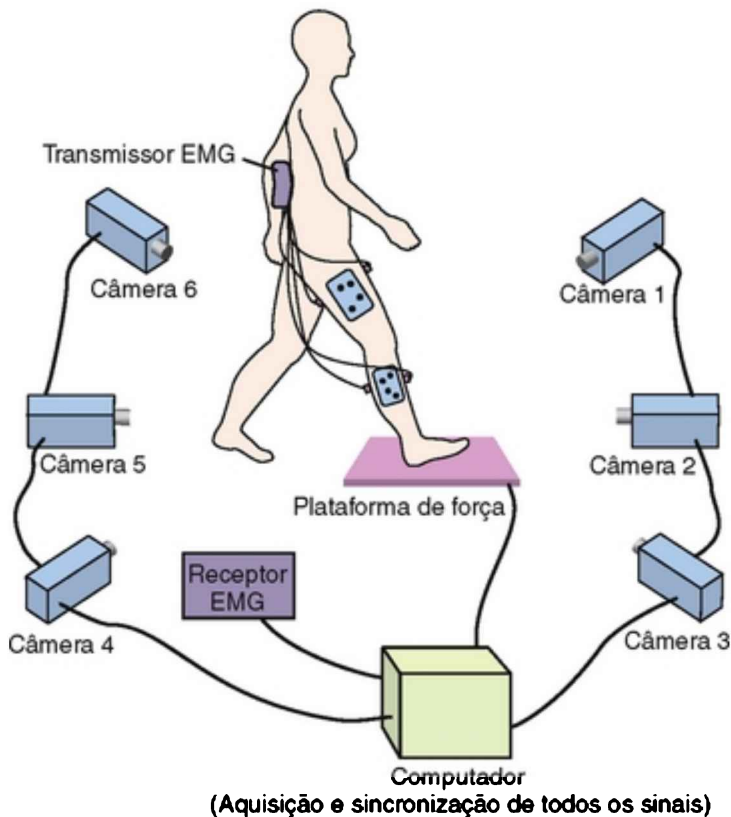
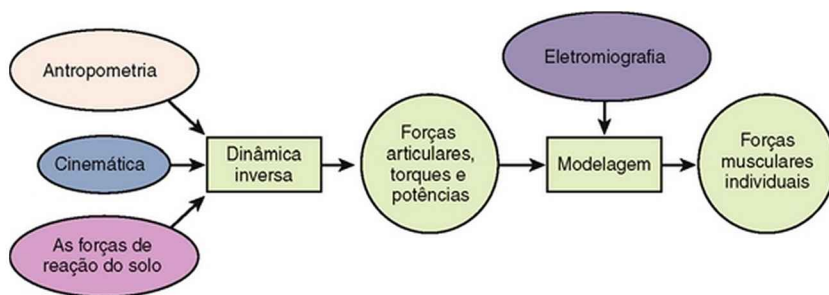


FIGURA 15-4 Instrumentos utilizados em um laboratório de marcha típico para estudar a locomoção.



**FIGURA 15-5** Abordagem típica utilizada para a análise do movimento humano. As variáveis nos círculos coloridos podem ser mensuradas com precisão. Os métodos computacionais nos retângulos são utilizados para calcular as variáveis nos círculos verdes.

Os pacientes com uma variedade de patologias podem se beneficiar a partir das análises instrumentadas de marcha. Atualmente, os principais beneficiários desta tecnologia, no entanto, são crianças com paralisia cerebral. Nesta população, a análise da marcha instrumentada é frequentemente utilizada antes da cirurgia a fim de auxiliar na determinação de uma intervenção adequada. Ela é utilizada novamente após a cirurgia para a avaliação objetiva do resultado.<sup>64</sup> Uma descrição mais detalhada da história, das ferramentas e dos métodos utilizados para a análise da marcha pode ser encontrada em outras fontes.<sup>7,93,181-183,188,202</sup>

A tecnologia sofisticada, tal como descrita anteriormente, fornece informações detalhadas que podem melhorar a capacidade de descrever e compreender a locomoção. Uma vez que essa tecnologia é raramente disponível no ambiente clínico típico, os médicos devem rotineiramente confiar na observação visual direta para avaliar as características da marcha de seus pacientes.<sup>140</sup>

Tal análise observacional requer conhecimento e compreensão da marcha normal. A aprendizagem sobre locomoção, como apresentada aqui, é uma experiência mais dinâmica e recompensadora se o estudo deste capítulo for combinado com as observações dos padrões de marcha de parentes, amigos, vizinhos e doentes no ambiente clínico.

## **DESCRITORES ESPACIAL E TEMPORAL**

Esta seção descreve as medidas de distância e de tempo relacionadas à marcha.

### **Ciclo da Marcha**

Caminhar é o resultado de uma série de movimentos cíclicos. Como tal, pode ser convenientemente caracterizada por uma descrição detalhada de sua unidade mais fundamental: um *ciclo de marcha* (Fig. 15-6). O ciclo da marcha é iniciado a partir do contato do pé no chão. Como o contato do pé é feito normalmente com o calcanhar, o ponto de 0%, ou início do ciclo da marcha, é, muitas vezes, referido como *contato do calcanhar* ou *batida do calcanhar*. O ponto de 100%, ou conclusão do ciclo da marcha, ocorre tão logo o mesmo pé mais uma vez entra em contato com o solo. O *contato inicial* é muitas vezes usado como um termo substituto para o contato do calcanhar, quando um indivíduo faz o primeiro contato com o solo com uma parte diferente do pé; mas como a proposta deste capítulo concentra-se na marcha normal, o termo *contato do calcanhar* será utilizado.

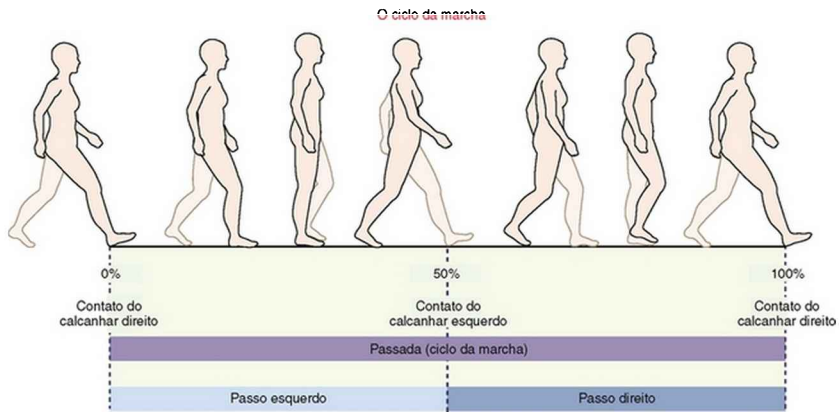


FIGURA 15-6 O ciclo da marcha do contato do calcanhar direito ao contato subsequente do calcanhar direito.

Uma *passada* (sinônimo de um ciclo de marcha) é a sequência de eventos que se realizam entre contatos sucessivos do calcanhar do mesmo pé. Em comparação, o *passo* é a sequência de eventos que ocorre nos contatos sucessivos do calcanhar do pé oposto, por exemplo, entre os contatos do calcanhar direito e esquerdo. Um ciclo de marcha, portanto, tem dois passos: um passo à esquerda e outro à direita.

O descritor espacial mais básico da marcha inclui o comprimento de uma passada e o comprimento de um passo (Fig. 15-7). O *comprimento da passada* é a distância entre dois contatos consecutivos do calcanhar do mesmo pé. O *comprimento do passo*, por outro lado, é a distância entre sucessivos contatos do calcanhar dos dois pés. A comparação do comprimento do passo da direita com o do passo da esquerda pode contribuir para avaliar a simetria da marcha entre os membros inferiores (Fig. 15-8). A *largura do passo* é a distância lateral entre os centros do calcanhar de dois contatos consecutivos do pé e é, em

média, cerca de 8 a 10 cm (Fig. 15-7).<sup>73,111,117,118</sup> O *ângulo do pé*, o total do “dedo do pé para fora”, é o ângulo entre a linha de progressão do corpo e ao eixo longitudinal do pé. Cerca de 5 a 7 graus é considerado a média desse ângulo.<sup>118</sup> Embora as normas referidas sejam para adultos, uma notável publicação<sup>80</sup> com dados coletados de 360 crianças de 7 a 12 anos de idade documentou uma largura normal do passo e do ângulo do pé, de 8 a 10 cm e 2,5 a 6 graus, respectivamente - valores relativamente semelhantes aos de adultos jovens e saudáveis.



FIGURA 15-7 Descritores espaciais da marcha e os seus valores de um ciclo de marcha direito.

Rights were not granted to include this figure in electronic media.  
Please refer to the printed publication.

**FIGURA 15-8** A influência da deficiência e da patologia sobre o comprimento do passo. A ilustra o comprimento do passo simétrico esperado em um indivíduo saudável. B e C são exemplos de assimetria do comprimento do passo frequentemente observados em pessoas com uma deficiência ou patologia que afeta o apoio simples do membro inferior. Observe a redução bilateral do comprimento do passo normal em ambos os casos, mostrando a interdependência dos membros inferiores durante a marcha. D mostra uma redução relativamente simétrica bilateral no comprimento do passo secundário à doença de Parkinson, uma patologia que acomete ambos os membros inferiores.

*(Modificado com permissão de Murray MP: Gait as a total pattern of movement, Am J Phys Med 46:290, 1967.)*

Descritores Espaciais da Marcha

- Comprimento da passada
- Comprimento do passo

O descritor temporal mais básico da marcha é a *cadência*, o número de passos por minuto, que também é chamado de *ritmo do passo*. Outros descritores temporais da marcha são o *tempo da passada* (o tempo para um ciclo completo da marcha) e *tempo do passo* (o tempo para a realização de um passo direito ou um passo esquerdo). Observe que com a marcha simétrica o tempo do passo pode ser derivado da cadência (ou seja, o tempo do passo é o inverso da cadência).

### Descritores Temporais da Marcha

- Cadência
- Tempo da passada
- Tempo do passo

### Descritor Espacial-Temporal

- Velocidade da marcha

A *velocidade da marcha* combina medição tanto espacial como temporal ao fornecer informações sobre a distância percorrida em um determinado período de tempo. As unidades de medida são tipicamente metros por segundo (m/s) ou milhas por hora (mph). A velocidade pode ser calculada ao se medir o tempo que é preciso para cobrir uma determinada distância, ou a distância percorrida em um determinado período de tempo, ou



multiplicando a cadência pelo comprimento do passo. A velocidade de marcha varia consideravelmente entre os indivíduos, com base em fatores como idade e características físicas (por exemplo, altura e peso).<sup>36,93</sup> De todas as medidas espaciais e temporais da marcha, a velocidade pode ser a melhor e mais funcional medida da capacidade de andar de um indivíduo.

Para adultos saudáveis, um ciclo da marcha (*i. e.*, dois passos consecutivos) leva pouco mais de um segundo e abrange cerca de 1,44 m (4,5 pés), o que resulta em uma velocidade de marcha de 1,37 m/s. Os dados da Tabela 15-1 indicam que, em uma velocidade de marcha escolhida livremente, as mulheres apresentam uma velocidade mais lenta, menor comprimento de passo e cadência mais rápida do que os homens. Essas diferenças são provavelmente, em parte, reflexo das disparidades antropométricas entre os sexos. Porém, mesmo quando antropometricamente correspondente com os homens, as mulheres continuam a demonstrar uma maior cadência e comprimento mais curto do passo que os homens, quando andam na mesma velocidade.<sup>56,129</sup>

**TABELA 15-1** Dados Normativos para Velocidade da Marcha, Ritmo de Passo e Comprimento de Passo

	Drillis (1961) <sup>a</sup> (Cidade de Nova Iorque)	Molen (1973) <sup>128</sup> (Amsterdã)	Finley and Cody (1970) <sup>93</sup> (Filadélfia)	Média sobre Gênero e Cidade
Velocidade da marcha (m/s)	1,46*	1,39 (homens) 1,27 (mulheres)	1,37 (homens) 1,24 (mulheres)	1,37
Ritmo de passo (passos/s)	1,9*	1,79 (homens) 1,88 (mulheres)	1,84 (homens) 1,94 (mulheres)	1,87
Comprimento de passo (m)	0,76*	0,77 (homens) 0,67 (mulheres)	0,74 (homens) 0,63 (mulheres)	0,72

Dados obtidos a partir de mais de 2.300 pedestres que não tinham conhecimento da observação enquanto caminhavam.  
\*O cálculo da média de homens e mulheres é realizado em conjunto para esses dados.

## Valores Normais para a Marcha com Base em Dados da Tabela 15-1

- Velocidade de marcha: 1,37 m/s (3 mph)
- Cadência: 1,87 passos/s (110 passos/min)
- Comprimento do passo: 72 cm (28 polegadas)

Os dados clássicos na Tabela 15-1 foram derivados de mais de 2.300 pedestres caminhando ao ar livre em uma grande cidade e que não sabiam que suas características de marcha eram medidas. A Tabela 15-2 fornece os dados de um número restrito de estudos,\* incluindo um número menor de indivíduos que andaram dentro de uma pista instrumentada utilizada de forma precisa e confiável, medindo as características espaciais e temporais da marcha. Ao contrário dos pedestres dos estudos na Tabela 15-1, esses indivíduos estavam cientes de que suas características de marcha eram medidas, o que pode explicar, em parte, as pequenas diferenças observadas entre os dados nas duas tabelas.

**TABELA 15-2** Dados Seleccionados para Parâmetros de Marcha Temporal e Espacial Derivados de Indivíduos que Caminham em Ambiente Laboratorial sobre uma Pista Instrumentada\*

	Velocidade da Marcha (m/s)	Cadência <sup>†</sup> (Passos/min)	Comprimento da Passada <sup>‡</sup> (m)	Largura do Passo (cm)	Ângulo do Pé (Graus)
Marchetti <i>et al</i> (2008) <sup>111</sup>	1,43 (1,35-1,51)	119,1 (115,1-123,1)	70,7 (67,8-74,2) 72,6 (69,1-76,1)	8,1 (7,0-9,2)	
Hollman <i>et al</i> (2007) <sup>79</sup>	1,48 ± 0,15				
Youdas <i>et al</i> (2006) <sup>108</sup>	1,40 ± 0,13	119,6 ± 7,6	1,42 ± 0,13		
Menz <i>et al</i> (2004) <sup>112</sup>	1,43 ± 0,14	110,8 ± 6,9	0,77 ± 0,06	8,6 ± 3,2	6,7 ± 5,0
Bilney <i>et al</i> (2003) <sup>13</sup>	1,46 ± 0,16	114,7 ± 6,4	1,33 ± 0,14		
Grabiner <i>et al</i> (2001) <sup>79a</sup>				10,8 ± 2,7 8,7 ± 2,3	

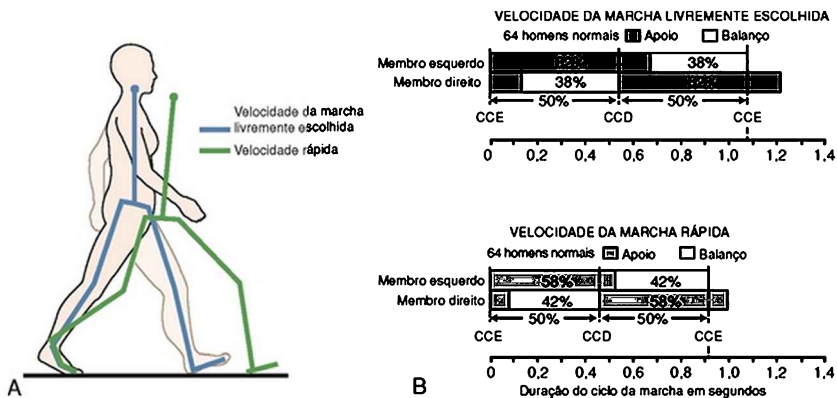
<sup>a</sup>Os dados são médias ± desvios-padrão, com exceção de Marchetti *et al*, para quem os dados são médias e intervalos de confiança de 95%. Todos os dados foram para adultos saudáveis, e todos os grupos incluíam homens e mulheres.

<sup>†</sup>Divide a cadência por 60 para obtenção do ritmo do passo em passos por segundo.

<sup>‡</sup>Os dados por Marchetti *et al*. são para o comprimento de passo esquerdo e direito, e os dados por Menz *et al*. são para o comprimento do passo.

<sup>a</sup>Dados para dois grupos diferentes de indivíduos.

Os dados nas Tabelas 15-1 e 15-2 foram coletados de indivíduos que caminhavam em uma velocidade de livre escolha, que nem sempre pode ser suficientemente rápida para um destino em relação à quantidade desejada de tempo. Quando um aumento da velocidade de marcha é necessário, duas estratégias são disponíveis: aumento da passada, ou comprimento do passo, e aumento da cadência (Fig. 15-9). Normalmente, um indivíduo combina ambas as estratégias, até que um razoável comprimento maior de passo seja alcançado. A partir desse ponto, um novo aumento da velocidade de marcha é unicamente relacionado a um aumento da cadência. *Deve ser reenfocado, portanto, que todos os valores (espacial, temporal, cinemática e variáveis cinéticas) obtidos a partir das medidas da marcha variam de acordo com a velocidade.* Para referência e interpretação adequadas, os relatórios das características da marcha devem sempre incluir a velocidade de marcha da qual os dados foram coletados.



**FIGURA 15-9** Métodos para aumentar a velocidade da marcha. A ilustra o maior comprimento de passo utilizado para aumentar a velocidade da marcha. B ilustra a menor duração do ciclo da marcha (cadência de andar mais rápida) utilizado para aumentar a velocidade da marcha. Também ilustra que na velocidade da marcha mais rápida, uma pequena porcentagem do ciclo da marcha é gasto no apoio duplo do membro (16% na velocidade da marcha rápida em comparação a 24% na velocidade livre).

(Dados de Murray MP, Kory RC, Clarkson BH, Sepic SB: Comparison of free and fast speed walking patterns of normal men, *Am J Phys Med* 45:8, 1966.)

## Fases de Apoio e de Balanço

Para ajudar a descrever os eventos que ocorrem durante o ciclo da marcha, é habitual subdividi-lo a partir de zero a 100%. Como afirmado anteriormente, o calcanhar ou o pé em contato com o solo é considerado o início do ciclo de marcha (0%) e, em seguida, o próximo contato com o solo feito pelo mesmo pé é considerado o fim do ciclo (100%). Ao longo deste capítulo, a marcha é descrita utilizando a extremidade inferior direita como referência. Um ciclo completo para a extremidade inferior direita pode ser

dividido em duas fases principais: apoio e balanço (Fig. 15-10). A *fase de apoio* (do contato do calcanhar direito até o desprendimento dos dedos do pé direito) ocorre quando este pé está no chão, apoiando o peso do corpo. A *fase de balanço* (desprendimento dos dedos do pé direito até o próximo contato do calcanhar direito) ocorre quando o pé direito está no ar, avançado para frente para o próximo contato com o solo. Na velocidade normal de marcha, a fase de apoio ocupa aproximadamente 60% do ciclo e a fase de balanço ocupa os 40% restantes.

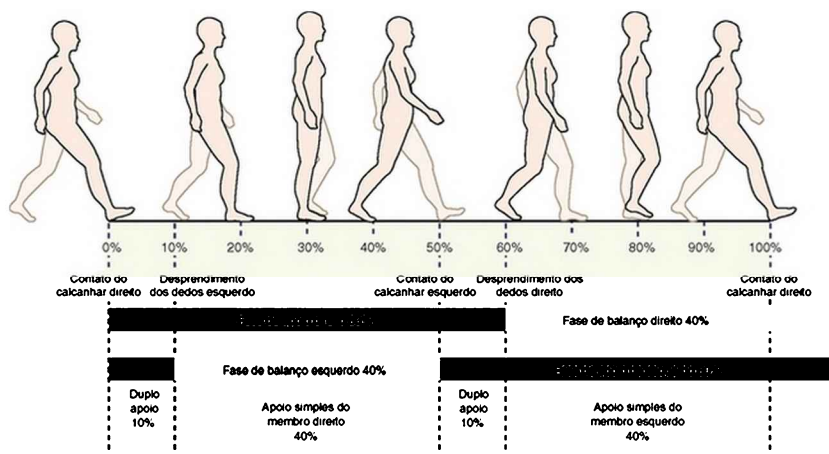


FIGURA 15-10 Subdivisão do ciclo de marcha ilustra as fases de apoio e balanço e períodos de apoio simples e duplo apoio.

### ENFOQUE ESPECIAL 15-1 Medidas Clínicas Simples da Marcha

A instrumentação sofisticada, tais como pistas de marcha e *foot switches*, existe para fazer medições espaciais e temporais da colocação do pé durante a marcha.\* Entretanto, para a maioria das aplicações clínicas, essa informação pode ser medida com

as ferramentas de rápido acesso e pouca imaginação. A velocidade média de marcha pode ser medida através de um cronômetro e de uma distância conhecida. O comprimento e a largura do passo podem ser medidos pelo uso de marcas de tinta feitas por calçados ou pés sobre um rolo de papel que cobre o chão. Esta técnica funciona bem, especialmente para documentar padrões de marcha anormais, incluindo a assimetria no comprimento do passo.

Clinicamente, as medidas simples da velocidade de marcha e da distância podem ser úteis no acompanhamento da evolução funcional ou para documentar as limitações funcionais. Os resultados obtidos a partir de um paciente podem ser comparados aos valores normais previstos nas Tabelas 15-1 e 15-2, ou aos padrões mínimos necessários para realizar uma tarefa específica, como atravessar uma rua dentro do tempo permitido pelos semáforos.<sup>†</sup> Essas são as duas normas mínimas propostas, com base em atividades de vida da comunidade: a capacidade de andar 300 metros (1.000 pés) em menos que 11,5 minutos (velocidade de marcha de 0,45 m/s ou 1 mph) e a capacidade de andar na velocidade de 1,3 m/s (3 mph) para 13 a 27 m (42 a 85 pés) para atravessar a rua com segurança.

---

\* Referências 13, 73, 80, 111, 118, 190, 208.

† Referências 55, 57, 103, 153, 194, 195.

## Ciclo da Marcha

- Fase de apoio = 60% do ciclo de marcha
- Fase de balanço = 40% do ciclo de marcha

---

Dentro de um ciclo da marcha, o corpo experimenta dois períodos de *duplo apoio do membro* (quando ambos os pés estão em contato com o solo simultaneamente) e dois períodos de *apoio simples do membro* (quando apenas um pé está no chão) (Fig. 15-10). Observa-se o primeiro período de duplo apoio de zero a 10% do ciclo. Durante esse período, o peso do corpo é transferido da esquerda para o membro inferior direito. O membro inferior direito está então em apoio simples, até 50% do ciclo da marcha ser atingido. Durante esse tempo, o membro inferior esquerdo está em sua fase de balanço e é avançado para a frente. O segundo período do duplo apoio dos membros ocorre 50 a 60% do ciclo e tem a finalidade de transferir o peso do corpo do membro inferior direito para o esquerdo. Finalmente, 60 a 100% do ciclo da marcha, o corpo encontra-se novamente em um apoio simples do membro, desta vez sobre o membro inferior esquerdo. Esse período de apoio simples do membro esquerdo corresponde à fase de balanço do membro inferior direito.

Conforme aumenta a velocidade da marcha, a porcentagem do ciclo gasto no período de duplo apoio do membro torna-se menor (Fig. 15-9). Os marchadores têm o objetivo de andar o mais rápido possível mantendo sempre um pé em contato com o solo. Para esses atletas, maiores velocidades são alcançadas através do aumento da cadência e do comprimento do passo, minimizando os períodos de duplo apoio do membro para o ponto em que as fases de apoio e balanço são aproximadamente iguais. Ao se considerar que a velocidade máxima de marcha em adultos de 20 a 50 anos de idade é de aproximadamente 2,4 a 2,5 m/s (5,5 a 5,7 mph),<sup>14</sup> a velocidade de marcha

durante a marcha atlética pode ser superior a 3,3 m/s (7,5 mph).<sup>129,169</sup>

Durante a corrida, os períodos de duplo apoio do membro desaparecem e são substituídos por períodos em que ambos os pés estão fora do chão ao mesmo tempo. A transição do andar para a corrida normalmente ocorre a uma cadência de cerca de 180 passos/min ou a uma velocidade de aproximadamente 2,1 a 2,2 m/s (4,8 a 5,0 mph).<sup>43,163</sup> Acima dessa velocidade é mais eficiente a energia para correr do que caminhar.

Por outro lado, na velocidade de marcha lenta, os períodos de duplo apoio dos membros ocupam uma porcentagem cada vez maior do ciclo da marcha. A marcha lenta proporciona maior estabilidade porque ambos os pés estão no chão simultaneamente para uma maior porcentagem do ciclo. Na verdade, a velocidade reduzida, o comprimento de passo mais curto e a cadência mais lenta comumente vistos em pacientes idosos com medo de cair ou com déficits de força, serve para melhorar a estabilidade da marcha e prevenir quedas.<sup>96</sup>

## **SUBDIVISÃO DAS FASES DE APOIO E DE BALANÇO**

Cinco eventos específicos são geralmente descritos na fase de apoio: o contato do calcanhar, pé plano, médio apoio, desprendimento do calcanhar (ou elevação do calcanhar) e desprendimento dos dedos (Fig. 15-11 e Tabela 15-3). O *contato do calcanhar* é definido como o instante em que o calcanhar entra em contato com o solo, a 0% do ciclo da marcha. O *pé plano* corresponde ao instante no qual toda a superfície plantar do pé entra em contato com o solo. Esse evento ocorre aproximadamente a 8% do ciclo da marcha.



O *médio apoio* na maioria das vezes é definido como o ponto no qual o peso do corpo passa diretamente sobre a extremidade inferior de apoio. É também definido como o momento em que o pé do membro inferior na fase de balanço passa o membro inferior na fase de apoio (ou seja, os pés estão lado a lado). A terceira definição do médio apoio é o momento em que o trocânter maior do fêmur está verticalmente acima do ponto médio do pé de apoio no plano sagital. Na realidade, todas as três definições correspondem a cerca de 30% do ciclo da marcha, ou 50% da fase de apoio. O *desprendimento do calcanhar*, período que varia consideravelmente entre os indivíduos, ocorre em algum ponto entre 30% e 40% do ciclo da marcha. Isso corresponde ao instante em que o calcanhar sai do solo. O *desprendimento dos dedos*, que ocorre a 60% do ciclo da marcha, é definido como o instante em que os dedos saem do solo.

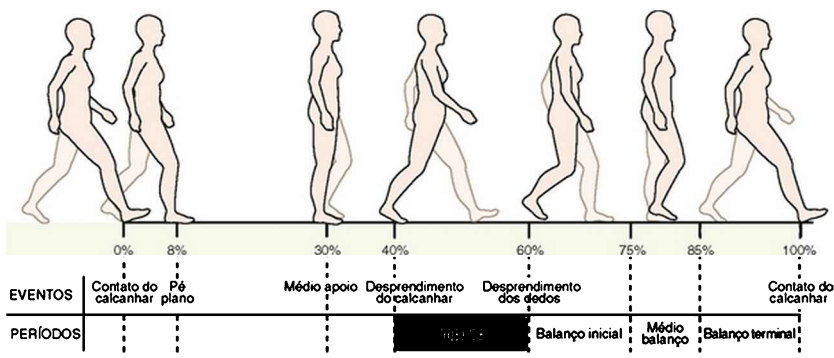


FIGURA 15-11 Subdivisões tradicionais do ciclo da marcha.

TABELA 15-3 Terminologia que Define as Subdivisões do Ciclo da Marcha

Fases	Eventos	Porcentagem do Ciclo	Eventos do Membro Oposto	
Apoio	Contato do calcanhar	0		
	↑	Pé plano	8	
			10	Desprendimento dos dedos
		Apoio médio	30	Balanço médio (25%-35%)
	↓	Desprendimento do calcanhar	30-40	
			50	Contato do calcanhar
	Desprendimento dos dedos	60		
Balanço	Balanço inicial	60-75		
	↑	Balanço médio	75-85	Apoio médio (80%)
		Balanço final	85-100	
	↓		90	Desprendimento do calcanhar (80%-90%)
		Contato do calcanhar	100	

Um período referido como impulso também é usado com frequência. Esse período corresponde aproximadamente ao movimento de flexão plantar do tornozelo de 40 a 60% do ciclo da marcha.

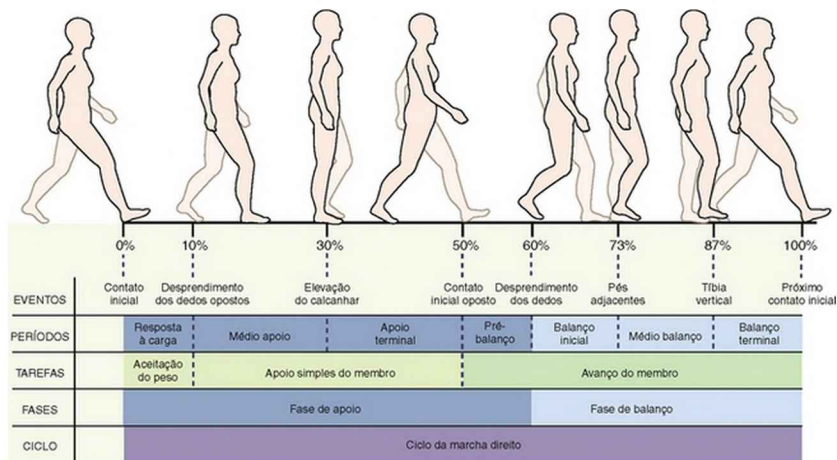
Embora haja uma quantidade significativa de variação na descrição da fase de balanço, esta fase é tradicionalmente subdividida em três seções: balanço inicial, médio e terminal (Fig. 15-11). O *balanço inicial* é o período desde o momento da retirada dos dedos até o balanço médio (60 a 75% do ciclo da marcha). O *balanço médio* corresponde ao período, pouco antes e ligeiramente após o médio apoio do membro inferior oposto, quando o

pé do membro em balanço passa ao lado do pé do membro de apoio (75 a 85% do ciclo da marcha). O *balanço terminal* é o período compreendido entre o final do balanço médio até o pé entrar em contato com o solo (85 a 100% do ciclo da marcha).

### **ENFOQUE ESPECIAL 15-2** Leva Tempo para Desenvolver suas Habilidades de Observação

Os eventos do ciclo da marcha podem ser observados quando as pessoas andam em ambientes normais (ruas, *shoppings*, aeroportos). Como qualquer análise clínica, a análise da marcha observacional melhora com a prática. A observação repetida dos indivíduos com padrões de marcha normal aguça a capacidade de se reconhecer as variações e identificar os desvios da marcha anormal. As oportunidades para a prática desta destreza com uma pessoa já treinada em análise observacional de marcha aumenta essas habilidades.

Uma terminologia substituta e relativamente mais recente, proposta por Perry,<sup>147</sup> consiste em oito eventos que dividem o ciclo da marcha em sete períodos (Fig. 15-12). Os eventos são: *contato inicial*, *desprendimento dos dedos opostos*, *elevação do calcanhar*, *contato oposto inicial*, *desprendimento dos dedos*, *pés adjacentes*, *tíbia vertical* e *contato inicial* para a passada seguinte. Os quatro períodos durante o apoio são *resposta à carga*, *médio apoio*, *apoio terminal* e *pré-balanço*. A fase de balanço tem três períodos: *balanço inicial*, *médio* e *terminal*. Com poucas exceções, essa terminologia, no geral, concorda com a descrição anterior de marcha.



**FIGURA 15-12** Terminologia para descrever os eventos do ciclo da marcha. O *contato inicial* corresponde ao início do apoio, quando o pé tem o primeiro contato com o solo a 0% do ciclo da marcha. O *desprendimento dos dedos opostos* ocorre quando o pé contralateral sai do chão a 10% do ciclo da marcha. A *elevação do calcanhar* corresponde ao levantamento do calcanhar do solo e ocorre, aproximadamente, a 30% do ciclo da marcha. O *contato inicial oposto* corresponde ao contato do pé do membro oposto, normalmente a 50% do ciclo da marcha. O *desprendimento dos dedos* ocorre quando o pé deixa o solo a 60% do ciclo da marcha. Os *pés adjacentes* ocorrem quando o pé do membro em balanço está próximo ao pé do membro em apoio, a 73% do ciclo da marcha. A *tíbia vertical* corresponde à tíbia do membro em balanço orientada no sentido vertical, a 87% do ciclo da marcha. O evento final é, novamente, o contato inicial, que, na verdade, é o início do próximo ciclo de marcha.

Esses oito eventos dividem o ciclo de marcha em sete períodos. A *resposta à carga* entre o contato inicial e o desprendimento dos dedos opostos corresponde ao período quando o peso é aceito pelo membro inferior, que está iniciando o contato com o solo. O médio apoio ocorre do desprendimento dos dedos opostos à elevação do calcanhar (10 a 30% do ciclo da marcha). O *apoio*

*terminal* se inicia quando o calcanhar se eleva, e termina quando o membro inferior contralateral toca o solo, de 30% a 50% do ciclo da marcha. *Pré-balanço* ocorre do contato do pé do membro inferior contralateral ao desprendimento dos dedos do pé ipsilateral, que é o período correspondente ao segundo duplo apoio do ciclo de marcha (50% a 60% do ciclo da marcha). O *balanço inicial* ocorre quando o desprendimento dos dedos aos pés adjacentes, quando o pé do membro em balanço está próximo do membro em apoio (60 a 73% do ciclo da marcha). O *médio balanço* ocorre dos pés adjacentes, para quando a tíbia do membro em balanço está vertical (73 a 87% do ciclo da marcha). O *balanço terminal* ocorre da posição vertical da tíbia para pouco antes do contato do calcanhar (87 a 100% do ciclo da marcha). Os primeiros 10% do ciclo da marcha corresponde à aceitação de peso – quando a massa do corpo é transferida de um membro inferior para outro. O apoio simples, de 10% a 50% do ciclo da marcha, serve para sustentar o peso do corpo, enquanto o membro oposto está à frente. Os últimos 10% da fase de apoio e toda fase de balanço serve para avançar o membro para uma nova posição à frente.

A existência de duas diferentes terminologias pode confundir, especialmente quando utilizadas alternadamente. Neste capítulo, a terminologia proposta por Perry, em 1992, é utilizada predominantemente.<sup>147</sup> Para eliminar a confusão, o período de eventos durante a marcha é mais frequentemente descrito como uma porcentagem do ciclo da marcha.

## **DESLOCAMENTO E CONTROLE DO CENTRO DE MASSA CORPORAL**

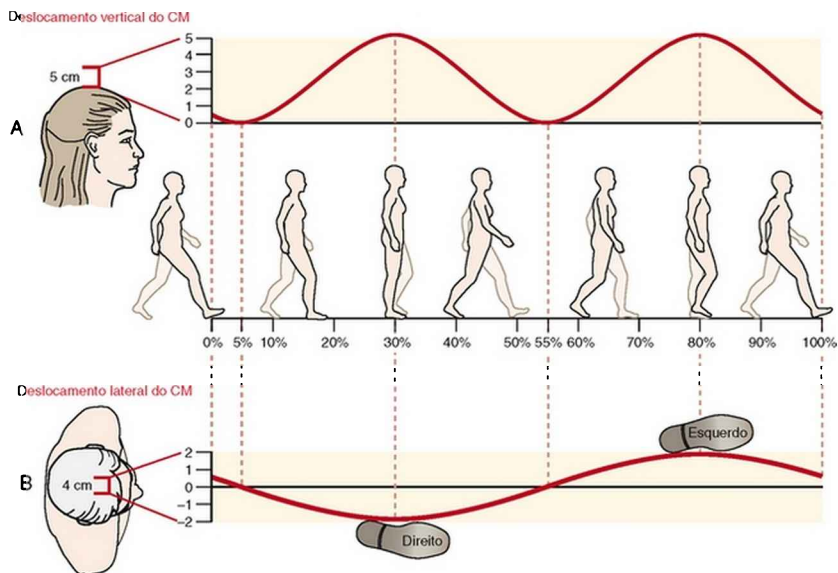
---

Caminhar pode ser definido como uma série de perdas e recuperações de equilíbrio. A deambulação é iniciada ao

permitir que o corpo se incline para frente. Para as quedas serem evitadas, as recuperações momentâneas do equilíbrio são alcançadas pelo movimento da frente do pé para um novo local. Uma vez que a marcha é iniciada, o impulso do corpo para a frente leva o centro de massa (CM) do corpo além do novo local do pé, necessitando de um passo para frente com o outro pé. A progressão para a frente é então realizada pela sucessiva e alternada recolocação dos pés. A transição suave entre a perda e a recuperação do equilíbrio continua enquanto o deslocamento para a frente com o corpo é desejado. A deambulação cessa quando a colocação do pé detém o movimento para a frente do corpo e o equilíbrio é restabelecido sobre a base estática de apoio. Embora esta descrição forneça uma explicação útil e relativamente precisa da marcha, é necessário salientar que a marcha exige também a participação ativa da musculatura dos membros inferiores e, conseqüentemente, um gasto energético.

## **Deslocamento do Centro de Massa**

O CM do corpo está localizado anteriormente à segunda vértebra sacral, mas a melhor visualização do movimento do CM é acompanhar o deslocamento da cabeça ou do tronco. Claramente, o deslocamento mais notável do corpo durante a marcha é para a frente (Fig. 15-13). Sobrepostos a este deslocamento para frente, no entanto, estão dois padrões de movimento sinusoidal, que correspondem ao movimento do CM nas direções vertical e lateral.



**FIGURA 15-13** Centro de deslocamento de massa (CM) durante a marcha. Os deslocamentos vertical e lateral do CM estão ilustrados em A e B, respectivamente. O CM está na posição mais baixa e mais central, na direção lateral, no meio do duplo apoio (5% e 55% do ciclo da marcha), uma posição de relativa estabilidade com os dois pés no chão. Por outro lado, o CM está na sua posição mais alta e lateral no médio apoio (30% e 80% do ciclo da marcha) – uma posição de relativa instabilidade. Durante o apoio simples do membro, a trajetória da CM nunca está diretamente sobre a base de apoio. Esse fato é ilustrado em B, com a projeção vertical do CM sempre localizada entre as pegadas.

No sentido vertical, o CM oscila para cima e para baixo, para descrever duas ondas senoidais por ciclo de marcha (Fig. 15-13, A). Este movimento do CM é melhor compreendido ao se olhar para o indivíduo de lado. A altura mínima do CM ocorre no ponto médio dos dois períodos de duplo apoio do membro (5% e 55% do ciclo de

marcha). A altura máxima do CM ocorre no ponto médio dos dois períodos de apoio simples do membro (30% e 80% do ciclo da marcha). Um total de deslocamento vertical de cerca de 5 cm é observado na velocidade média no adulto masculino.

### Deslocamento do Centro de Massa

- Deslocamento vertical total: 5 cm
- Deslocamento lateral total: 4 cm

Durante a deambulação o CM também é deslocado alternadamente do membro inferior direito para o esquerdo, criando um simples padrão sinusoidal lado a lado (da direita para a esquerda) por ciclo de marcha (Fig. 15-13, *B*). A posição máxima do CM para a direita ocorre no meio da fase de apoio no membro inferior direito (30% do ciclo da marcha) e a posição do CM máximo para a esquerda ocorre na metade da fase de apoio sobre o membro inferior esquerdo (80% do ciclo da marcha). Um deslocamento lateral total de aproximadamente 4 cm ocorre durante a deambulação normal.<sup>83</sup> A quantidade de deslocamento aumenta quando o indivíduo tem uma base ampla de apoio durante a marcha (*i. e.*, caminha com os pés mais afastados entre si) e diminui com uma base mais estreita de apoio (ou seja, caminha com os pés mais juntos).

A próxima consideração é o padrão de movimento total do CM durante um ciclo completo (Fig. 15-13). Começando logo após o contato do calcanhar direito, o CM move-se para frente, para cima e em direção ao pé direito.



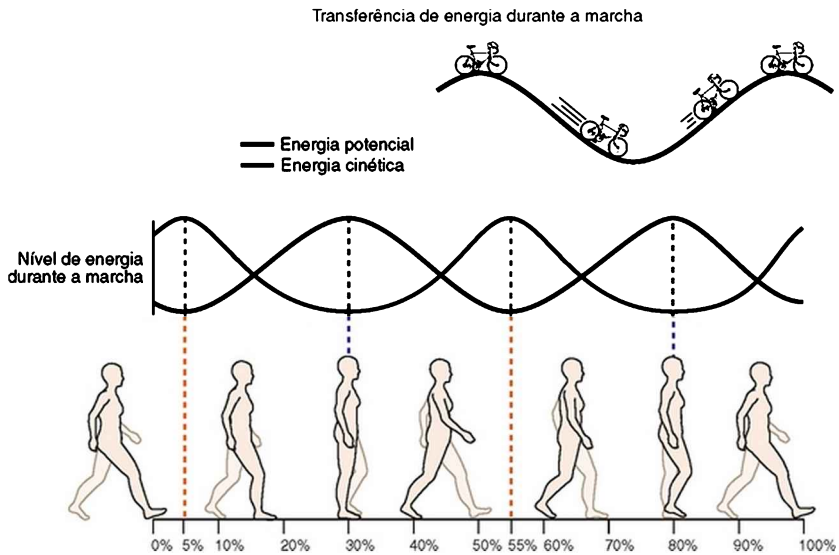
Essa direção geral do movimento continua durante os primeiros 30% do ciclo de marcha - quando o corpo está essencialmente “subindo e deslocando sua massa” sobre o membro inferior de apoio. Na posição de médio apoio direito, o CM alcança sua posição mais alta e lateral para a direita. Logo após o médio apoio direito, o CM continua em frente, mas começa a se mover em um sentido descendente e para o lado esquerdo do corpo - que está essencialmente “caindo” da extremidade inferior de apoio. Este é um momento crítico no ciclo da marcha. Com a perna esquerda na sua fase de balanço, o corpo depende do membro inferior esquerdo para fazer o contato seguro com o solo, a fim de aceitar a transferência de peso e evitar uma queda. Logo após o contato do calcanhar esquerdo, durante a fase de duplo apoio do membro, o CM está localizado a meio caminho entre os pés e alcança sua posição mais baixa, uma vez que continua a avançar para o membro inferior esquerdo. Do desprendimento dos dedos do pé direito para o médio apoio do membro inferior esquerdo (80% do ciclo da marcha), o CM avança para cima e em direção ao membro inferior esquerdo, que agora está em apoio. A menos de 80% do ciclo da marcha, o CM está novamente em seu ponto mais alto, porém em sua posição mais lateral para a esquerda. Pouco depois do médio apoio à esquerda, o movimento do CM desloca-se para baixo e para o lado direito do corpo. O ciclo da marcha se conclui e o processo é repetido quando o calcanhar direito entra em contato com o solo.

Notável é o fato de que o CM nunca está localizado diretamente sobre a base de apoio do corpo durante o apoio simples do membro (Fig. 15-13, *B*). Esse fato ilustra o desequilíbrio relativo do corpo durante a marcha,

especialmente durante o apoio simples do membro, quando o pé deve estar posicionado ligeiramente lateral à projeção vertical do CM corporal, para controlar seu movimento lateral. A localização adequada do pé pelo movimento do quadril no plano frontal (ou seja, abdução e adução do quadril) é crucial, considerando a limitada capacidade dos músculos da articulação subtalar em controlar o movimento lateral do CM.<sup>203</sup>

### **Considerações sobre Energia Cinética e Potencial**

Embora caminhar pareça ocorrer em uma velocidade constante, o corpo realmente acelera e desacelera um pouco a cada passo. Quando o membro inferior de apoio está à frente do CM do corpo, este fica mais lento. Inversamente, quando o membro inferior de apoio está por trás do CM do corpo, acelera. O corpo atinge a sua velocidade mais baixa, portanto, no médio apoio, uma vez que “subiu” no membro inferior de apoio; e sua maior velocidade durante o duplo apoio do membro, uma vez que “caiu” a partir do membro inferior de apoio e antes de “subir” no membro oposto. Devido à energia cinética do corpo durante a deambulação ser uma função direta de sua velocidade (Equação 15-1), a energia cinética mínima está presente no médio apoio (30% e 80% do ciclo da marcha) e a energia cinética máxima é atingida no duplo apoio (5% e 55% do ciclo da marcha) (Fig. 15-14).



**FIGURA 15-14** Transferência entre a energia cinética e potencial durante a marcha. O mínimo de energia potencial existe quando o centro de massa (CM) está em sua menor pontuação (5% e 55% do ciclo da marcha). A energia potencial máxima ocorre quando o CM está na sua maior pontuação (30% e 80% do ciclo da marcha). O inverso ocorre para a energia cinética. Esta transferência entre energia cinética e potencial é análoga a andar em uma bicicleta que ganha velocidade enquanto desce um morro e perde velocidade enquanto sobe a próxima colina.

(Equação 15.1)

$$\text{Energia cinética} = 0,5 m v^2$$

onde  $m$  é a massa do corpo e  $v$  é a velocidade do CM do corpo.

A energia cinética é complementada pela energia potencial (Fig. 15-14). A energia potencial é uma função

da massa do corpo, do campo gravitacional que age sobre o corpo e da altura do CM do corpo (Equação 15.2). Durante a marcha, a energia potencial máxima é alcançada quando o CM atinge seu ponto mais alto (30% e 80% do ciclo da marcha). A energia potencial mínima do corpo ocorre no duplo apoio (5% e 55% do ciclo da marcha), quando o CM do corpo está nos pontos mais baixos.

$$\text{(Equação 15.2)} \\ \text{Energia Potencial} = mgh$$

onde  $m$  é a massa do corpo,  $g$  é a aceleração decrescente potencial, resultante da gravidade e  $h$  é a altura do CM.

Em uma representação gráfica das mudanças na energia cinética e potencial durante a marcha, a relação entre as curvas é facilmente observada (Fig. 15-14). Os tempos da energia potencial máxima correspondem aos tempos da energia cinética mínima e vice-versa. À medida que a energia potencial é perdida do médio apoio para o duplo apoio do membro (o CM do corpo vai do seu ponto mais alto para sua posição mais baixa), a energia cinética é adquirida (o CM do corpo passa do mínimo para a velocidade máxima). Por outro lado, à medida que a energia cinética é perdida do duplo apoio para o médio apoio, a energia potencial é adquirida. Portanto, o corpo ao atuar em grande medida como um pêndulo invertido, parece usar uma magnitude de oscilação vertical ideal para efetivamente transferir a energia mecânica entre as suas formas cinética e potencial. O desvio dessa ótima oscilação vertical, através da adoção de qualquer uma delas, uma marcha “saltitante” ou “plana”, tem sido demonstrado pelo aumento do gasto energético.<sup>1,115,141</sup>

Finalmente, deve-se observar que, embora a transferência cíclica entre a energia cinética e potencial minimiza o custo metabólico da marcha, este processo não é suficiente para sustentar a velocidade estável da deambulação.<sup>19</sup> Consequentemente, ao contrário do movimento de um pêndulo perfeito, caminhar depende da energia gerada pelos músculos. Os músculos dos membros inferiores devem gerar forças para auxiliar na propulsão anterior do corpo durante a fase de apoio e também no avanço do membro inferior durante a fase de balanço.<sup>201</sup>

## **CINEMÁTICA ARTICULAR**

Durante a marcha, o CM do corpo se desloca linearmente, como resultado da somatória da rotação angular das articulações dos membros inferiores, o que não é diferente de um carro em movimento para a frente em virtude da rotatividade dos seus pneus. Os movimentos nas articulações das extremidades inferiores, portanto, são descritas como uma função de rotação angular. Apesar de a rotação angular da articulação ocorrer principalmente no plano sagital, um movimento importante, embora de menor magnitude, também ocorre nos planos frontal e horizontal.

Na maioria das vezes ao longo deste capítulo, a rotação angular que ocorre na articulação em si é descrita (*i. e.*, o movimento relativo de um osso em comparação com outro). Em alguns casos (por exemplo, o movimento no plano sagital da pelve), o movimento dos ossos no espaço é descrito *sem* levar em conta o movimento na articulação. O leitor deve ser cuidadoso para reconhecer

quando uma discussão se refere à cinemática da articulação e quando se refere à cinemática do osso.

## **Cinemática no Plano Sagital**

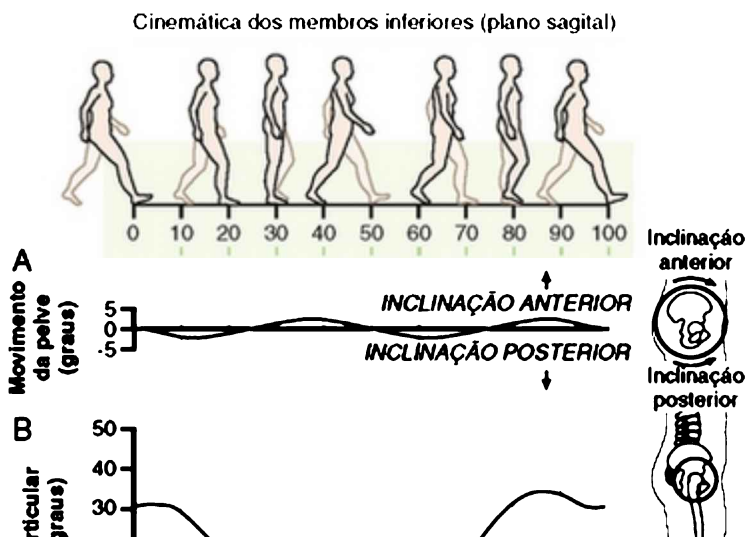
O movimento da pelve no plano sagital é pequeno e é descrito como um movimento da própria estrutura óssea. Por outro lado, a cinemática no plano sagital do quadril, do joelho, do tornozelo, das articulações tarsometatársicas e da primeira metatarsofalangeana são de maior magnitude e são descritos como mobilidade articular. Nesta seção, como em todo o capítulo, o ciclo da marcha é descrito do contato do calcanhar direito para o contato subsequente do mesmo calcanhar.

### **PELVE**

O movimento da pelve no plano sagital é descrito como rotações de arco curto nas direções anterior e posterior, em torno de um eixo mediolateral através das articulações do quadril (Capítulo 12). (A direção da inclinação pélvica é baseada no movimento da crista ilíaca.) A posição neutra (zero grau de inclinação pélvica) é definida como a orientação da pelve na posição relaxada. Uma vez que a pelve é uma estrutura relativamente rígida, as cristas ilíacas são consideradas movimentando-se juntas. Durante a velocidade normal de marcha, a quantidade de inclinação pélvica anterior e posterior é pequena (ou seja, um total de aproximadamente 2 a 4 graus). Embora o movimento da pelve seja descrito como um movimento de uma estrutura independente “individual”, a cinemática realmente ocorre principalmente nas articulações do quadril (através da flexão e extensão pelvico-femoral) e em

menor grau, na articulação lombossacral (através da flexão e da extensão pelvicolombar).

O padrão de movimento da pelve durante o ciclo completo da marcha se assemelha a uma onda senoidal com dois ciclos completos (Fig. 15-15, A). No contato com o calcanhar direito, a pelve está em uma posição quase neutra. De zero a 10% do ciclo da marcha, o período de duplo apoio do membro, ocorre uma pequena quantidade de inclinação pélvica posterior. A pelve, em seguida, começa a inclinação anterior durante o período de apoio simples do membro, atingindo uma ligeira inclinação pélvica anterior logo após o médio apoio (30% do ciclo da marcha). Na segunda metade da fase de apoio, a pelve inclina-se posteriormente até pouco depois do desprendimento dos dedos. Durante os balanços inicial e médio (60 a 87% da marcha), a pelve se inclina de novo anteriormente, antes de começar a se inclinar na direção posterior no balanço terminal.



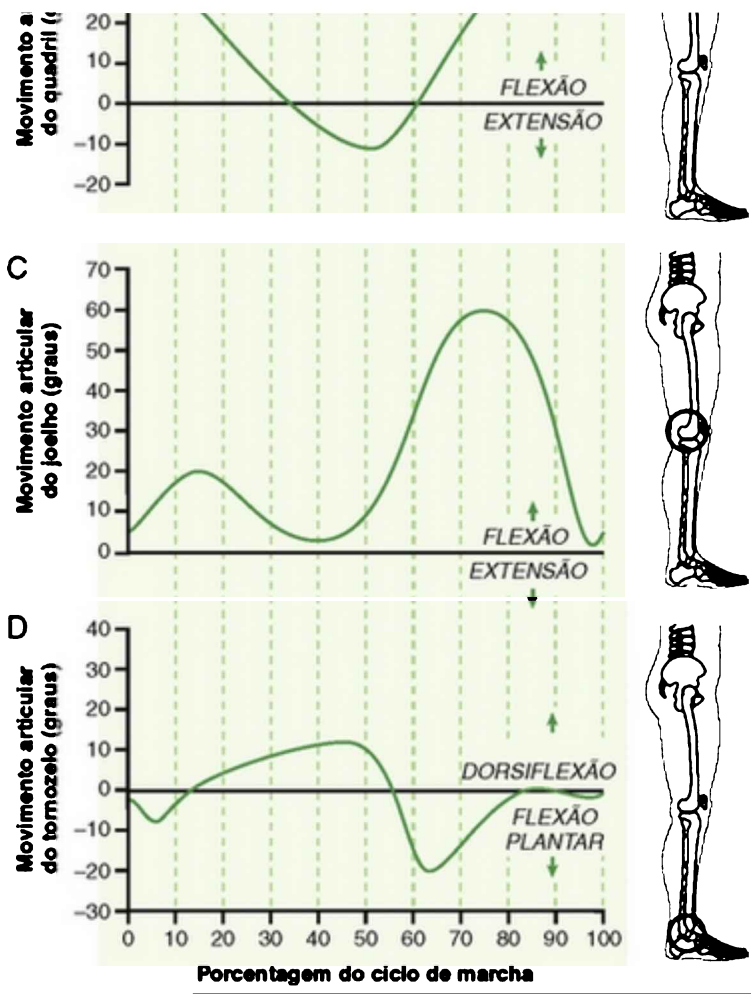


FIGURA 15-15 Plano sagital da rotação angular da pelve (A), quadril (B), joelho (C), e tornozelo (D) durante um ciclo da marcha.

Em geral, a inclinação pélvica aumenta com a velocidade de deambulação.<sup>83</sup> Uma variabilidade significativa na quantidade, no tempo e na direção da inclinação, no entanto, tem sido observada em toda a



velocidade de marcha e entre os indivíduos. Geralmente observa-se que a grande magnitude da inclinação pélvica com a velocidade mais rápida de marcha serve para aumentar o comprimento do membro funcional, que por sua vez serve para aumentar o comprimento do passo.

A inclinação sagital da pelve durante a marcha é causada pela soma das forças passiva e ativa produzidas pela cápsula articular do quadril e dos músculos flexores e extensores. Nas situações patológicas, as pessoas com contratura em flexão do quadril acentuada mostram uma inclinação anterior exagerada da pelve na segunda metade da fase de apoio (ou seja, menos de 30% a 60% do ciclo da marcha). Isso é atribuído ao aumento da tensão passiva das estruturas anteriores encurtadas do quadril, que cria uma tendência à inclinação da pelve anterior, na tentativa de uma extensão completa do quadril. Uma inclinação pélvica anterior excessiva pode, até certo ponto, compensar a falta de extensão passiva do quadril na parte final do apoio e é geralmente associada ao aumento da lordose lombar.

## **QUADRIL**

Na velocidade de marcha típica o quadril é flexionado aproximadamente 30 graus no contato do calcanhar (Fig. 15-15, *B*). Como o corpo se move para frente sobre o pé fixo, o quadril se estende. A extensão do quadril máxima é de aproximadamente 10 graus alcançada antes do desprendimento dos dedos. A flexão do quadril se inicia durante o pré-balanço e é de cerca de zero grau perto do desprendimento dos dedos (60% da marcha). Durante a fase de balanço, o quadril se flexiona o necessário para levar o membro inferior à frente para a colocação do pé em seguida. A flexão máxima (pouco mais de 30 graus) é

realizada apenas antes do contato do calcanhar. Observe que no contato do calcanhar, o quadril já iniciou a extensão e se prepara para a aceitação do peso. Integralmente, cerca de 30 graus de flexão e 10 graus de extensão (a partir da posição anatômica neutra) são necessários no quadril para o caminhar normal.<sup>65,159</sup> Como para todas as articulações dos membros inferiores, a amplitude de movimento do quadril é proporcional à velocidade de marcha.

Os indivíduos com a mobilidade limitada do quadril no plano sagital podem aparentar caminhar sem desvio da marcha, ao passo que o movimento da pelve e coluna lombar, a compensação para o movimento reduzido do quadril, pode ser inicialmente despercebido. A aparente extensão do quadril detectável com uma boa capacidade de observação visual pode ser alcançada por meio de uma inclinação pélvica anterior e associada ao aumento da lordose lombar. Por outro lado, uma inclinação pélvica posterior acompanhada por um achatamento da coluna lombar proporciona aparente flexão do quadril. Para a deambulação, os indivíduos com uma fusão do quadril (ou seja, anquilosados) usam uma inclinação pélvica exagerada anterior e posterior, como forma de compensar a mobilidade ausente no plano sagital (Fig. 15-16).<sup>71,185</sup> Uma vez que os movimentos da pelve e da coluna lombar são mecanicamente ligados à articulação sacrílica, a inclinação pélvica exagerada durante a marcha pode aumentar o estresse na coluna lombar. Esses estresses podem eventualmente irritar as estruturas dentro desta região e resultar em dor lombar.

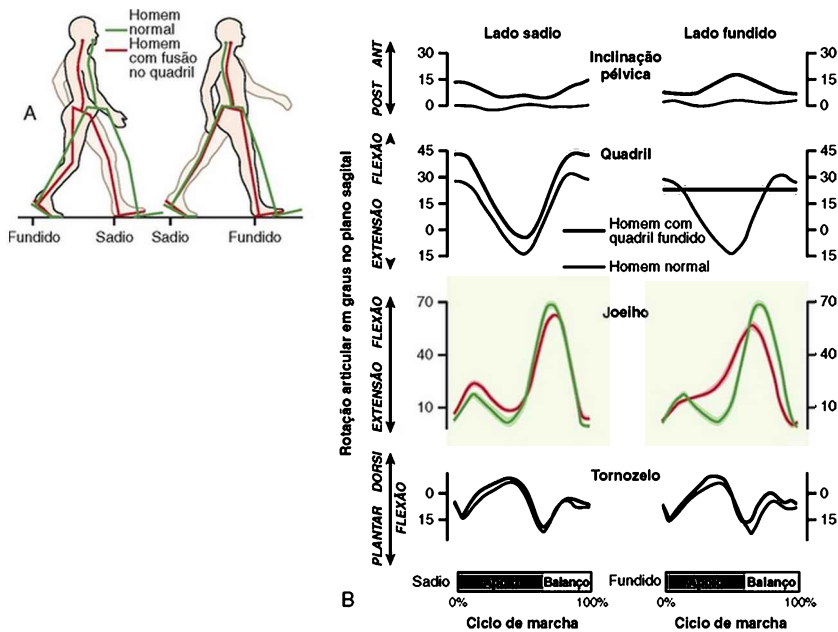


FIGURA 15-16 Diagrama do corpo (A) e o padrão médio do plano sagital cinemático (B) de homens com a fusão unilateral do quadril (*linhas vermelhas*) comparado aos homens com o movimento do quadril normal (*linhas verdes*). A falta de mobilidade de um quadril afeta drasticamente o movimento da pelve, do joelho ipsilateral e do quadril contralateral. Menos efeitos significativos são observados no joelho contralateral e de ambos tornozelos. Esta figura ilustra como o comprometimento (ou seja, a redução da mobilidade do quadril) acomete uma única articulação e irá afetar o movimento das outras articulações.

(Modificado de Gore DR, Murray MP, Sepic DB, Gardner GM: *Walking patterns of men with unilateral surgical hip fusion*, J Bone Joint Surg Am 57:759, 1975.)

## JOELHO

O padrão cinemático do joelho é um pouco mais complexo do que o do quadril (Fig. 15-15, C).<sup>65,159</sup> No contato do

calcanhar o joelho está flexionado cerca de 5 graus e continua a fletir de 10 a 15 graus durante os 15% iniciais do ciclo de marcha. Esta ligeira flexão do joelho controlado por ação excêntrica do quadríceps tem o propósito de absorção de choque e de aceitação de peso, conforme o peso do corpo é transferido para o membro inferior. Após a flexão inicial, o joelho se aproxima da extensão total até o desprendimento do calcanhar (que ocorre em 30% a 40% do ciclo da marcha). Neste ponto começa a flexão do joelho, atingindo cerca de 35 graus de flexão no momento da retirada dos dedos (60% do ciclo da marcha). A flexão máxima do joelho, de aproximadamente 60 graus é assumida no início do balanço médio (73% do ciclo da marcha). A flexão do joelho durante o balanço inicial serve para encurtar o comprimento do membro inferior, o que facilita a liberação dos dedos. Nos balanços médio e terminal, o joelho se estende apenas próximo da extensão completa, antes de começar a se flexionar ligeiramente em preparação para o contato do calcanhar.

A função normal do joelho durante a marcha em superfície plana exige amplitude de movimento de extensão quase completa, aproximadamente 60 graus de flexão. A limitação da extensão do joelho (ou seja, a contratura de flexão do joelho) resulta em menor funcionalidade do membro, o que afeta a cinemática, tanto do apoio do membro, quanto do balanço. No apoio do membro, a falta da extensão completa do joelho deve parcialmente assumir uma posição “agachada”, envolvendo o quadril, o joelho e o tornozelo; e o membro do balanço normal necessita de maior flexão do joelho e possivelmente do quadril, para retirar os dedos do solo. O comprimento funcional desigual dos membros também leva ao

movimento excessivo do tronco e do CM, o que aumenta as demandas metabólicas da marcha. A postura em flexão do joelho durante a marcha também aumenta a demanda muscular dos extensores desta articulação e resulta em mais custos metabólicos.

A falta de flexão suficiente do joelho durante a fase de balanço da marcha interfere na retirada dos dedos, assim como nos movimentos do pé para frente. Para compensar, o quadril deve flexionar-se excessivamente. Se o joelho é imobilizado em extensão completa com uma órtese ou gesso, compensações mais visíveis, tais como a “marcha” do quadril e a circundação são necessários.\*

### **TORNOZELO (ARTICULAÇÃO TALOCRURAL)**

No tornozelo, o contato do calcanhar ocorre com a articulação talocrural em uma ligeira posição de flexão plantar (entre 0 e 5 graus) (Fig. 15-15, D). Logo após o contato do calcanhar (primeiros 8% do ciclo da marcha), o pé está posicionado no solo pelo movimento de flexão plantar controlado excentricamente pelos dorsiflexores do tornozelo. Então, durante o apoio, até 10 graus de dorsiflexão do tornozelo ocorre com a tíbia movendo-se para frente sobre o pé, que está em contato firme com o solo (de 8% a 45% do ciclo da marcha). Pouco depois do desprendimento do calcanhar (que ocorre a 30% a 40% do ciclo da marcha), o tornozelo começa a plantiflexão, atingindo um máximo de 15 a 20 graus de flexão plantar logo após o desprendimento dos dedos. Durante a fase de balanço o tornozelo realiza dorsiflexão novamente para uma posição neutra permitindo a retirada dos dedos do solo.<sup>65,159</sup>

A velocidade média de deambulação necessita de aproximadamente 10 graus de dorsiflexão e 20 graus de flexão plantar. É importante ressaltar que é mais necessária a dorsiflexão durante a fase de apoio, do que durante a fase de balanço da marcha. Assim como o joelho e o quadril, a limitação de movimento no tornozelo leva a um padrão de marcha anormal. Por exemplo, a flexão plantar do tornozelo limitada pode resultar em uma diminuição do impulso e possivelmente levar a um menor comprimento do passo.

Por outro lado, a falta de uma adequada mobilidade para a dorsiflexão durante o apoio, por exemplo de um “encurtamento” do tendão do calcâneo, pode provocar um prematuro desprendimento do calcanhar e resultar em um tipo de padrão de marcha “saltitante”. Como alternativa, um padrão de marcha “em rotação externa” é frequentemente empregado para compensar parcialmente a dorsiflexão limitada do tornozelo. Com excessivo desvio para fora do pé, o indivíduo rola a face medial do pé na segunda metade da fase de apoio. Outra compensação comumente aceita para a falta da dorsiflexão do tornozelo é um aumento da pronação do pé. Com ou sem o desvio para fora, a pronação excessiva do pé pode conduzir a um maior esforço aplicado nas estruturas de suporte dos tecidos moles da face plantar.

Nos casos extremos em que existe a deformidade pé do (ou seja, a flexão plantar fixa do tornozelo), o indivíduo pode caminhar sobre o antepé (cabeças metatarsais) com os dedos estendidos e o calcanhar nunca entrando em contato com o solo. Esta condição é mais observada em indivíduos com paralisia cerebral.

Uma limitada dorsiflexão do tornozelo também

interfere na liberação dos dedos durante a fase de balanço. Para compensar, é necessário o aumento da flexão do joelho e/ou do quadril do membro em balanço. A dorsiflexão limitada no balanço pode resultar do tensionamento do flexor plantar, da espasticidade da panturrilha ou da fraqueza dos dorsiflexores do tornozelo.

### **PRIMEIRA ARTICULAÇÃO TARSOMETATÁRSICA**

A primeira articulação tarsometatársica, cuja função é descrita no Capítulo 14, tem uma pequena quantidade de flexão plantar e dorsiflexão que auxilia a ajustar a flexibilidade e estabilidade do arco longitudinal medial do pé durante a marcha.<sup>8,68</sup>

### **PRIMEIRA ARTICULAÇÃO METATARSOFALANGEANA**

A articulação metatarsofalangeana (MTF) do hálux (dedo grande) é crucial para a marcha normal. No contato com o calcanhar, a articulação MTF é ligeiramente estendida. Logo após o contato do calcanhar para o desprendimento do mesmo, a articulação MTF está em uma posição relativamente neutra. Entre o desprendimento do calcanhar, pouco antes da retirada dos dedos, a articulação MTF estende-se cerca de 45 a 55 graus além da posição neutra. (Este é o ângulo medido entre o eixo longo do primeiro metatarso e a falange proximal do hálux<sup>83</sup>.) Durante a parte final da fase de apoio e balanço inicial, as articulações flexionam e retornam a uma posição quase neutra.

A limitação da extensão MTF, devido a uma lesão dos tecidos moles, como uma entorse articular (hálux valgo) ou degeneração da articulação (hálux rígido), normalmente

resulta em uma marcha com rotação externa exagerada. Uma das consequências dessa marcha anormal é um impulso menos eficiente. A rotação externa também cria um estresse maior para as estruturas mediais do joelho e do pé, inclusive do hálux, como mencionado anteriormente.

### ENFOQUE ESPECIAL 15-3 Resumo da Cinemática no Plano Sagital

Vários princípios governam o movimento das articulações dos membros inferiores no plano sagital. No contato com o calcanhar, para a posição do pé no solo, as articulações dos membros inferiores são alinhadas para “alcançar a frente” ou para alongar o membro inferior. Logo após o contato do calcanhar, a flexão do joelho controlado e o tornozelo em flexão plantar amortecem a carga para uma boa aceitação do peso. Todas as articulações do membro inferior de apoio, em seguida, estendem-se para suportar o peso do corpo na altura necessária, para que o pé do membro contralateral em balanço possa transpor o solo. Durante o balanço, todas as articulações do membro que avança participam do encurtamento do membro inferior para trazer o pé para a frente sem tropeçar no chão. No balanço terminal, novamente o membro inferior “alcança a frente” para o próximo contato do calcanhar.

O nível de controle dos membros inferiores durante a deambulação é notável.<sup>12,204</sup> Durante o balanço, a liberação dos dedos (a distância mínima entre os dedos do pé e o solo) é em média, entre 1,2 e 1,9 cm, dependendo da técnica da medição.<sup>10,117,120,123,171</sup> Esta distância mínima ocorre no balanço médio, quando o pé tem a sua maior velocidade linear horizontal (4,5 m/s). A transição do balanço para a fase de



apoio também é incrivelmente bem controlada. Para proporcionar um contato suave com o solo, a velocidade do calcanhar vertical diminui antes do contato do calcanhar para apenas 0,05 m/s. Este nível de controle é a base do argumento contra o uso do termo “toque” do calcanhar para descrever o contato normalmente bem controlado com o solo. Outra evidência do controle fino que ocorre durante a marcha é expressa pela pequena distância observada entre a borda dos degraus e o pé durante a descida de uma escada.<sup>167</sup>

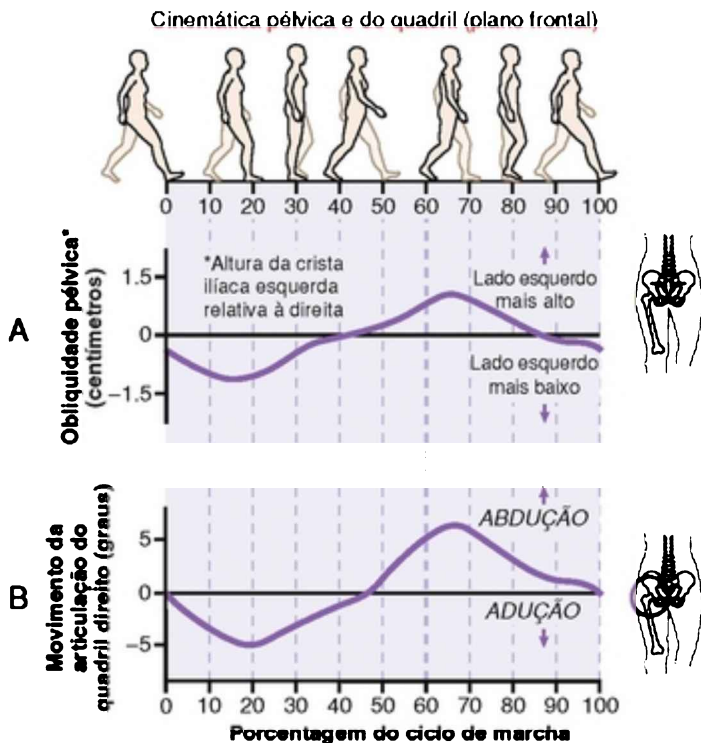
## **Cinemática no Plano Frontal**

As rotações no plano frontal são de menor amplitude em comparação com as do plano sagital. Essas rotações são importantes, porém, especialmente nas articulações do quadril e subtalar.

### **PELVE**

O movimento no plano frontal da pelve durante a marcha é mais bem observado na frente ou atrás do indivíduo, observando a elevação da crista ilíaca e a queda em relação ao plano horizontal. A pelve gira através de uma excursão total aproximada de 10 a 15 graus como resultado de adução e abdução pelvicofemoral (quadril) no membro de apoio. Durante a aceitação do peso no membro inferior direito (*i. e.*, os primeiros 15 a 20% do ciclo da marcha), a crista ilíaca esquerda cai ligeiramente abaixo da altura da crista ilíaca direita (Fig. 15-17, A); essa queda da crista ilíaca esquerda reflete a adução pelvicofemoral do quadril de apoio direito (Fig. 15-17, B).<sup>143</sup> Este movimento para baixo do lado esquerdo da pelve é o resultado da ação da gravidade no tronco e controlado em grande parte pela

ativação excêntrica dos abdutores do quadril direito. A partir de 20% a 60% do ciclo da marcha, a crista ilíaca esquerda é elevada pela ativação concêntrica dos abdutores do quadril direito, auxiliada por uma ligeira mudança do CM do tronco para o lado direito. Essa mudança traz a massa do tronco sobre o quadril direito, reduzindo a demanda de torque externo sobre os abdutores do quadril. A elevação da crista ilíaca esquerda (sobre o membro em balanço) produz efetivamente a abdução do quadril de apoio direito. Ao longo da fase de balanço à direita, um padrão similar ocorre da redução controlada inicial da crista ilíaca direita, seguida por sua elevação progressiva.<sup>31,161</sup>



**FIGURA 15-17** A pelve no plano frontal e movimento do quadril para um ciclo de marcha completo a partir do contato do calcanhar direito. A ilustra o alinhamento da pelve em si, considerando a altura da crista ilíaca esquerda em relação à crista ilíaca direita. Durante a fase de apoio direito, a crista ilíaca esquerda inicialmente cai pouco, antes de progressivamente mover-se para cima. Este movimento é controlado por uma forte ativação, inicialmente excêntrica em seguida concêntrica, dos abdutores do quadril direito. Portanto, uma pequena queda da pelve contralateral durante o início do apoio é considerada normal. Na segunda metade do ciclo da marcha, a elevação relativamente alta da crista ilíaca esquerda, durante a parte inicial da fase de balanço direito, reflete o abaixamento controlado da crista ilíaca direita pelos abdutores do quadril esquerdo, quando uma pessoa inicialmente fica no

membro inferior esquerdo. B ilustra o movimento do quadril no plano frontal. Ao considerar o movimento da pelve (descrito anteriormente) em relação ao fêmur, na parte inicial do apoio à direita, a queda da crista ilíaca esquerda contribui para a adução do quadril direito. À medida que a crista ilíaca esquerda está elevada na última seção da fase de apoio direito e a crista ilíaca direita é abaixada no início da fase de balanço à direita, é criada abdução do quadril direito.

*(Dados de Ounpuu S: Clinical gait analysis. Spivack BS, ed: Evaluation and management of gait disorders, Nova York, 1995, Marcel Dekker.)*

## QUADRIL

O padrão de elevação e depressão das cristas ilíacas reflete o movimento no plano frontal dos quadris (Fig. 15-17, B). Durante a fase de apoio, este movimento no plano frontal ocorre principalmente a partir da cinemática pelvico-femoral (Capítulo 12). Uma quantidade muito menor e variável do movimento pelvico-femoral no plano frontal ocorre provavelmente durante o apoio por meio da cinemática. Durante a fase de balanço, o movimento da pelve (sobre o membro de apoio) combina com o movimento do fêmur avançando para retornar o quadril para a sua posição neutra no plano frontal.<sup>31,159</sup>

### ENFOQUE ESPECIAL 15-4 Possíveis Causas para o Movimento Excessivo do Quadril no Plano Frontal durante a Marcha

O movimento excessivo no plano frontal do quadril no apoio é muito comum, o que causa mudanças mediolaterais exageradas do centro de massa (CM). Há pelo menos três razões pelas quais o movimento excessivo da pelve e do quadril no plano frontal pode ser observado: a fraqueza dos abdutores, o

“encurtamento” reduzido do membro do balanço e uma discrepância no comprimento dos membros.

A queda da crista ilíaca contralateral (ou seja, a adução do quadril) durante a fase inicial do médio apoio, normalmente é controlada por uma ativação excêntrica dos músculos abdutores do quadril do membro em apoio. Um torque de abdução inadequado desses músculos muitas vezes leva ao movimento excessivo no plano frontal durante o apoio.<sup>138</sup> Enquanto se está em pé sobre um membro, uma pessoa com fraqueza moderada dos abdutores do quadril demonstra uma queda excessiva da pelve, para o lado do membro inferior elevado (Fig. 15-18).<sup>21</sup> Esta ação é referida como um sinal de Trendelenburg positivo. Normalmente, no entanto, uma pessoa com abdutores enfraquecidos, especialmente se for grave, compensa esse problema ao inclinar o tronco para o mesmo lado do músculo enfraquecido durante as atividades de apoio simples do membro, em pé ou ao caminhar. Durante a marcha, isso é chamado de marcha de Trendelenburg “compensada” ou claudicação do glúteo médio. A inclinação do tronco para o lado da fraqueza minimiza a demanda do torque externo resultante do peso do corpo sobre os músculos abdutores do membro em apoio.

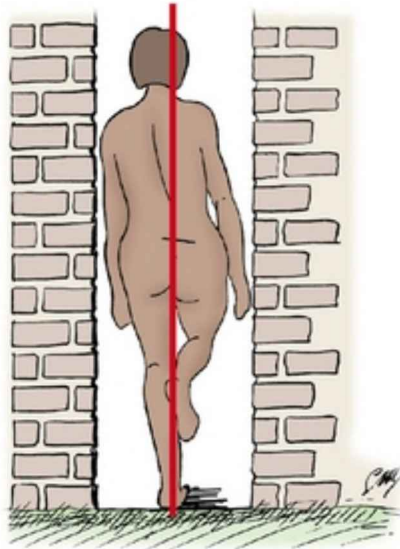


FIGURA 15-18 Queda excessiva da crista ilíaca direita (lado sem sustentação do peso) resultante do glúteo médio fraco, do lado da sustentação do peso.

*(Modificado de Calvé J, Galland M, De Cagny R: Pathogenesis of the limp due to coxalgia: the antalgic gait, J Bone Joint Surg Am 21:12, 1939.)*

Outro desvio observado do movimento da pelve no plano frontal é chamado de “caminhada do quadril”. O quadril eleva-se sobre o lado do membro inferior em balanço para compensar a incapacidade do joelho e/ou do tornozelo de encurtar suficientemente o membro para a liberação do pé. O exemplo clássico é caminhar com uma órtese de joelho, mantendo-o em extensão completa. A “caminhada do quadril” é mais bem descrita como a elevação excessiva da crista ilíaca, do lado do membro em balanço. A elevação resulta da abdução pelvico-femoral no membro em apoio. Os músculos envolvidos neste movimento incluem os abdutores primários do membro em apoio, o quadrado lombar do membro em balanço e

possivelmente os abdominais e extensores do tronco do lado do balanço.

Uma diferença significativa no comprimento do membro também afeta o movimento da pelve no plano frontal. A discrepância de comprimento dos membros pode ser grave, secundária a uma fratura do fêmur ou uma coxa vara ou valga unilateral, ou pode ser leve ( $<0,5$  cm), por causa da variabilidade natural. Durante os períodos de duplo apoio do membro, a crista íliaca do membro inferior mais longo é posicionada mais alta do que a crista íliaca do membro inferior mais curto. Essa obliquidade pélvica, que ocorre a cada ciclo da marcha, resulta no aumento da flexão da coluna lombar no lado cíclico.

## JOELHO

Em virtude de sua geometria articular e dos ligamentos colaterais fortes, o joelho é relativamente estável no plano frontal, o que permite apenas uma pequena quantidade de movimento angular.<sup>11,99,159</sup> Benoit *et al.*<sup>11</sup> estudaram a cinemática das articulações tibiofemoral de seis indivíduos saudáveis, através do registro do movimento com marcadores reflexivos ligados aos pinos inseridos no córtex do fêmur e da tíbia de cada um. Como as pessoas caminharam com velocidade autosselecionada, os movimentos foram medidos em três dimensões através da utilização de quatro câmeras de infravermelho. Em geral os autores encontraram um padrão mínimo e inconsistente do movimento abdução-adução (menos de três graus) no joelho durante os primeiros 80% da fase de apoio. Nos últimos 20% do apoio, pouco antes do desprendimento dos dedos, cerca de 5 graus de adução do joelho ocorreram na maioria dos indivíduos. Os dados de Benoit *et al.* são

geralmente consistentes com os de um estudo publicado anteriormente por Lafortune *et al.* que usaram métodos invasivos semelhantes em cinco indivíduos que caminhavam a 1,2 m/s.<sup>99</sup> Lafortune *et al.* relataram 1,2 grau de abdução (valgo), para a média do joelho, no momento do contato do calcanhar (Fig. 15-19). Este alinhamento permaneceu inalterado durante toda a fase de apoio.

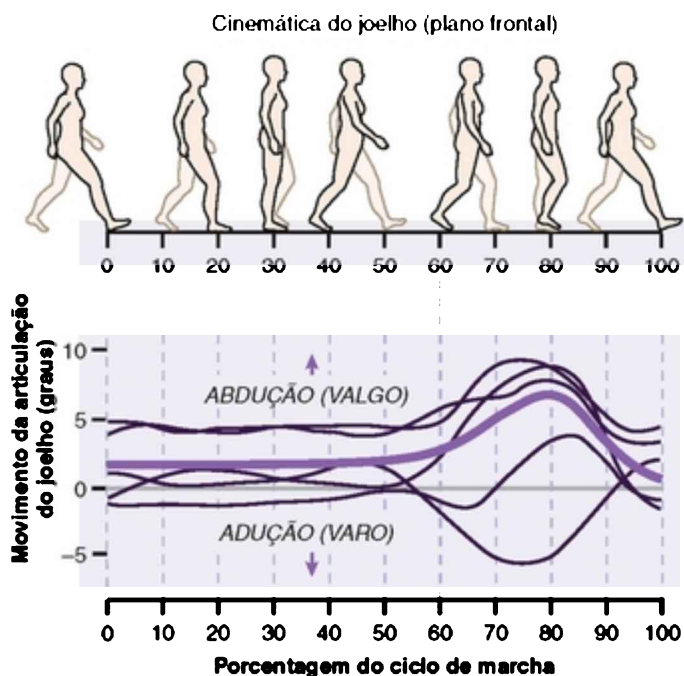


FIGURA 15-19 O movimento angular no plano frontal do joelho é ilustrado. A linha roxa é a média de quatro dos cinco sujeitos. As pequenas linhas pretas são os dados individuais de cada sujeito.

(Dados de Lafortune MA, Cavanagh PR, Sommer HJ III, Kalenak A: *Three-dimensional kinematics of the human knee during walking*, *J Biomech* 25:347,



1992.)

Lafortune *et al.* também relataram dados para a fase de balanço da marcha, que indica que o joelho normalmente abduz um adicional de cinco graus durante a fase de balanço inicial. A abdução máxima ocorreu quando o joelho estava perto do seu ângulo de flexão máxima. O joelho voltou a sua posição ligeiramente abduzida antes do próximo contato do calcanhar. Os dados de ambos os estudos fornecem uma contribuição original à literatura. A maioria dos outros dados publicados sobre esta cinemática tem como base estudos que utilizam marcadores montados na pele, que geralmente estão associados a um maior erro.

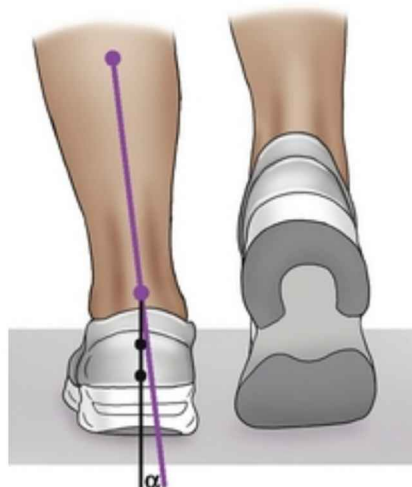
## **TORNOZELO (ARTICULAÇÃO TALOCRURAL)**

O principal movimento da articulação talocrural é a dorsiflexão-flexão plantar. Embora, conforme descrito no Capítulo 14, o tornozelo realize a eversão e a abdução ligeiramente com a dorsiflexão, e a inverção e adução ligeiramente com a flexão plantar, esses movimentos secundários nos planos frontal e horizontal são muito pequenos e não são discutidos neste capítulo.

## **PÉ E ARTICULAÇÃO SUBTALAR**

Os movimentos triplanar de pronação e supinação ocorrem através da interação das articulações subtalar e transversa do tarso. A pronação combina componentes de eversão, abdução e dorsiflexão; a supinação combina inversão, adução e flexão plantar. Este capítulo analisa os movimentos no plano frontal de eversão e inversão na articulação subtalar para representar os movimentos mais globais de pronação e supinação do pé, respectivamente.

Os movimentos da articulação subtalar são tipicamente medidos como o ângulo formado entre a face posterior do calcâneo e a face posterior da perna (Fig. 15-20).

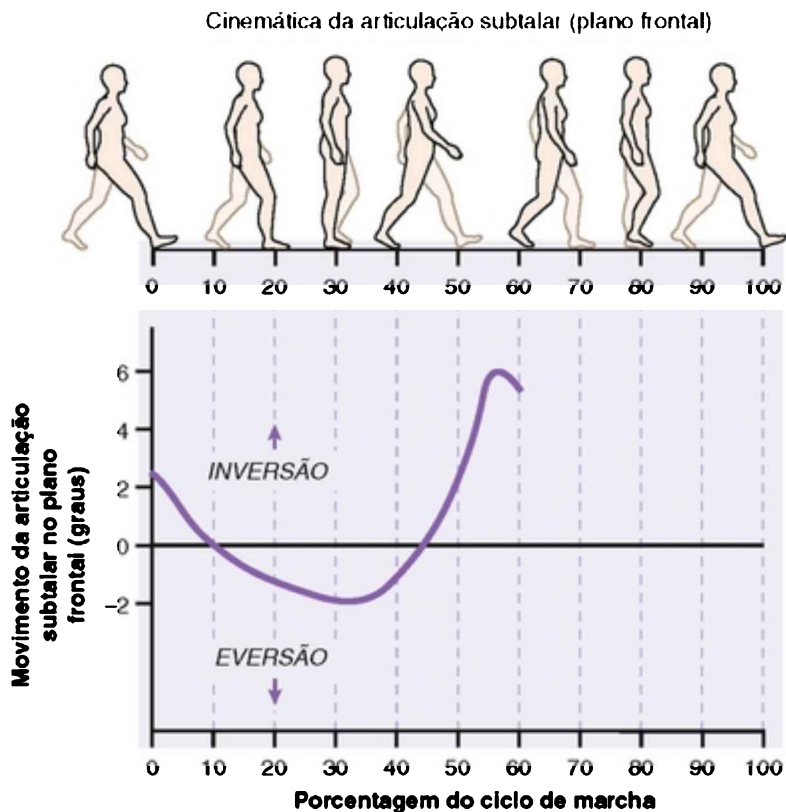


$\alpha$  = Plano frontal  
Ângulo da articulação subtalar

FIGURA 15-20 Método para medir o movimento do retropé (articulação subtalar). O ângulo de inversão ou eversão, feito pelas linhas que atravessam a parte inferior da perna (*linha roxa*) e o calcâneo (*linha preta*), é medido como um indicador simplificado da quantidade de pronação ou supinação do pé. Essa medição pode ser feita em um único ponto ou ao longo do ciclo da marcha através da análise de imagens individuais gravadas usando um sistema de vídeo.

A articulação subtalar é invertida aproximadamente dois a três graus no momento do contato do calcanhar (Fig. 15-21). Imediatamente após o contato do calcanhar, uma rápida eversão do calcâneo começa e continua até o médio apoio (30% a 35% do ciclo da marcha), onde a posição de

máxima eversão de aproximadamente dois graus é alcançada. Neste momento, a articulação subtalar inverte a direção do movimento e começa a inversão. Normalmente, uma posição relativamente neutra do calcâneo é atingida em cerca de 40% a 45% do ciclo da marcha, aproximadamente no desprendimento do calcanhar. Entre o desprendimento do calcanhar e dos dedos do pé, a inversão do calcâneo continua até atingir um valor de aproximadamente seis graus.<sup>35</sup> Durante o balanço, o calcâneo retorna para uma posição ligeiramente invertida em preparação para o próximo contato do calcanhar. Esse padrão de movimento é geralmente concordante na literatura; no entanto, a quantidade relatada de pronação do pé durante a marcha varia de acordo com as técnicas e preferências de medição. Reischl *et al.*,<sup>150</sup> utilizando um modelo tridimensional do pé, relatou um pico médio de pronação de 10,5 + 3,4 graus, ocorrendo em 26,8% + 8,7% do ciclo da marcha.



**FIGURA 15-21** Inversão e eversão do calcâneo no plano frontal como um indicador do movimento subtalar durante a marcha.

*(Dados de Cornwall MW, McPoil TG: Three-dimensional movement of the foot during the stance phase of walking, J Am Podiatr Med Assoc 89:56, 1999.)*

O movimento de pronação ou supinação do pé durante a marcha é acompanhada por alterações na altura do arco longitudinal medial.<sup>8,68</sup> Uma análise detalhada desta cinesiologia associada é fornecida no Capítulo 14.

**ENFOQUE ESPECIAL 15-5** Resumo da Cinemática no

## Plano Frontal

O melhor local para se observar a cinemática no plano frontal das articulações dos membros inferiores é atrás do indivíduo. O movimento do quadril desempenha um papel importante na redução do deslocamento vertical do centro de massa do corpo (CM). A pronação rápida (eversão calcânea) do pé após o contato do calcanhar participa no processo de aceitação do peso e oferece uma estrutura flexível e adaptável para fazer contato com o solo. Mais tarde, na fase de apoio, entre o desprendimento do calcanhar e dos dedos, a inversão do calcâneo associada à supinação do pé fornece uma estrutura mais rígida, que ajuda a impulsionar o corpo para frente.

## Cinemática no Plano Horizontal

A informação atualmente disponível sobre a cinemática dos membros inferiores no plano horizontal durante a marcha é fornecida apenas por um número limitado de estudos. Para melhorar a precisão das medições, alguns pesquisadores fixaram pinos de metal rígido na pelve, no fêmur e na tíbia das pessoas estudadas. A esses pinos metálicos associaram marcadores que permitiam a câmeras de vídeo monitorar o movimento ósseo. Em alguns estudos, apenas o movimento das estruturas ósseas no espaço foi observado; relatos de outros estudos descreveram o movimento relativo, localizado na própria articulação.<sup>82,99</sup>

A seção a seguir cita dados sobre o movimento dos ossos, bem como o movimento das articulações. Embora o número de estudos que descrevem a cinemática no plano horizontal tem aumentado nos últimos anos, esta área de estudo não é bem compreendida e é difícil generalizar os

resultados para toda a população. A falta de entendimento está associada à dificuldade técnica de se tentar medir uma quantidade relativamente pequena de movimentos, em combinação com a alta variabilidade natural desse movimento entre os indivíduos.

## PELVE

Durante a marcha, a pelve gira no plano horizontal em torno de um eixo vertical de rotação através da articulação do quadril do membro de apoio. A descrição a seguir da rotação pélvica é baseada em uma *vista superior para um ciclo de marcha direito*. No contato do calcanhar direito, a espinha ilíaca anterossuperior direita (EIAS) está à frente em comparação com a EIAS esquerda. Para os 15 a 20% iniciais do ciclo da marcha, a pelve gira em rotação interna (anti-horário), como visto anteriormente na Figura 15-22. Durante o resto do apoio no membro inferior direito, uma rotação externa da pelve (horário) ocorre como na EIAS esquerda que progressivamente avança junto com o membro esquerdo em balanço. No desprendimento dos dedos do pé direito, a EIAS direita está atrás da esquerda. Durante o balanço do membro inferior direito, a EIAS direita progressivamente avança. Ao longo do ciclo da marcha, a pelve gira de 3 a 4 graus em cada direção. Grande parte da rotação da pelve ocorre com o aumento da velocidade de marcha para aumentar o comprimento do passo.

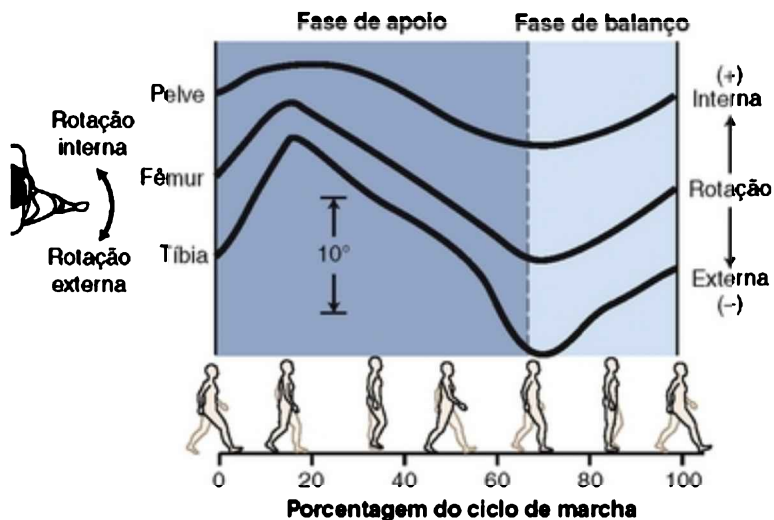


FIGURA 15-22 Padrão de movimento no plano horizontal da pelve, do fêmur e da tíbia, vista superior. O padrão de movimento é semelhante para as três estruturas ósseas, com amplitude cada vez maior de movimento para as estruturas mais distais. Vista superior, para o membro inferior direito, rotação interna da pelve corresponde a um movimento anti-horário.

(Mann RA: *Biomechanics of the foot*. In *American Academy of Orthopedic Surgeons, ed: Atlas of orthotics: biomechanical principles and application*, St Louis, 1975, Mosby, 1975.)

## FÊMUR

Após o contato com o calcanhar, o fêmur roda internamente para os primeiros 15% a 20% do ciclo da marcha (Fig. 15-22). Em cerca de 20% do ciclo da marcha, o fêmur inverte a direção e roda externamente até pouco depois do desprendimento dos dedos. A rotação interna do fêmur ocorre em quase toda a fase de balanço. No total, o fêmur roda aproximadamente seis a sete graus em cada direção durante a marcha.<sup>25</sup>

## **TÍBIA**

O padrão de movimento da tíbia é muito semelhante ao movimento descrito para o fêmur (Fig. 15-22). A magnitude da rotação é de cerca de oito a nove graus em cada direção.

## **QUADRIL**

Tanto o fêmur quanto a pelve rodam simultaneamente. No contato do calcanhar direito, o quadril está em ligeira rotação externa baseada numa posição relativa posterior da EIAS contralateral (esquerda) (Fig. 15-23). Um movimento de rotação interna do quadril direito ocorre durante a maior parte do apoio no membro inferior direito, assim como a EIAS contralateral (esquerda) é antecipada. A posição máxima da rotação interna é alcançada aos 50% da marcha. A rotação externa do quadril direito ocorre aos 50% da marcha até o balanço médio, quando o membro inferior direito avança para frente. Do balanço médio para o contato do calcanhar direito, ocorre uma pequena quantidade de rotação interna do quadril direito.<sup>31,159,179</sup>



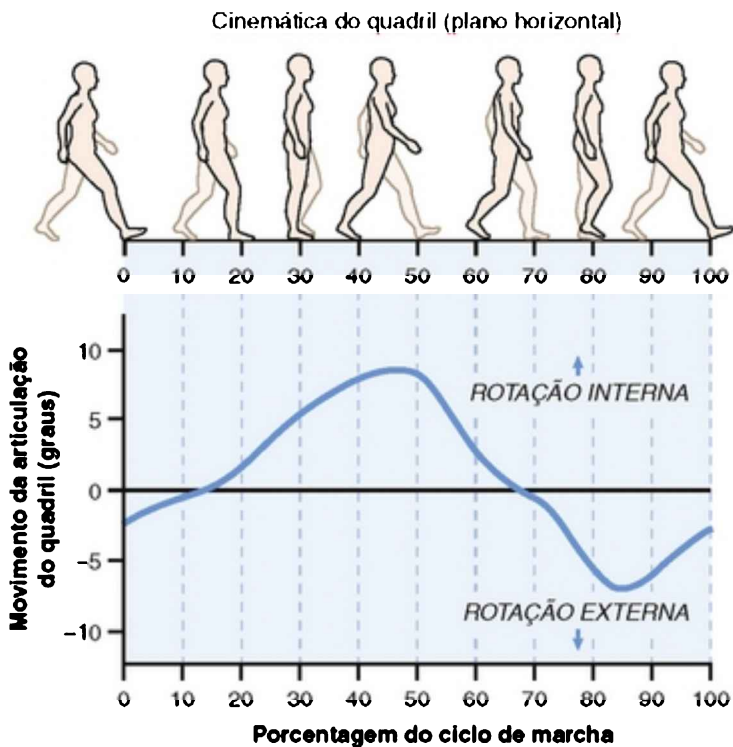


FIGURA 15-23 Movimento angular do quadril no plano horizontal.

(Dados de Sutherland DH, Kaufman KR, Moitzoa JR: *Kinematics of normal human walking*. In Rose J, Gamble JG, eds: *Human walking*, ed 2, Philadelphia, de 1994, William & Wilkins.)

## JOELHO

Existem dois estudos de particular interesse que utilizaram pinos intracorticais fixados ao fêmur e à tíbia como um meio de documentar precisamente a rotação do joelho no plano horizontal durante a deambulação.<sup>11,99</sup> A Figura 15-24 ilustra os dados de um estudo realizado por Lafortune *et al.* para cada indivíduo, juntamente com a média do

grupo.<sup>99</sup> Claramente, e consistente com os dados de Benoit e coautores,<sup>11</sup> a quantidade e a direção de rotação do joelho no plano horizontal são altamente variáveis. Grande parte dessa variabilidade é mascarada pelo processo da média dos dados entre os indivíduos, como realizado na Figura 15-24, e em muitos relatórios de pesquisa descritiva. Na verdade, embora a Figura 15-24 mostre uma tendência geral em direção à rotação interna durante a fase de apoio, os dados de Benoit *et al.*<sup>11</sup> indicam um padrão médio global de rotação externa do joelho. Esta variabilidade torna difícil a interpretação dos muitos estudos que propuseram uma ligação biomecânica entre a dor do joelho e uma cinemática anormal no plano horizontal nesta articulação durante a marcha e a corrida.

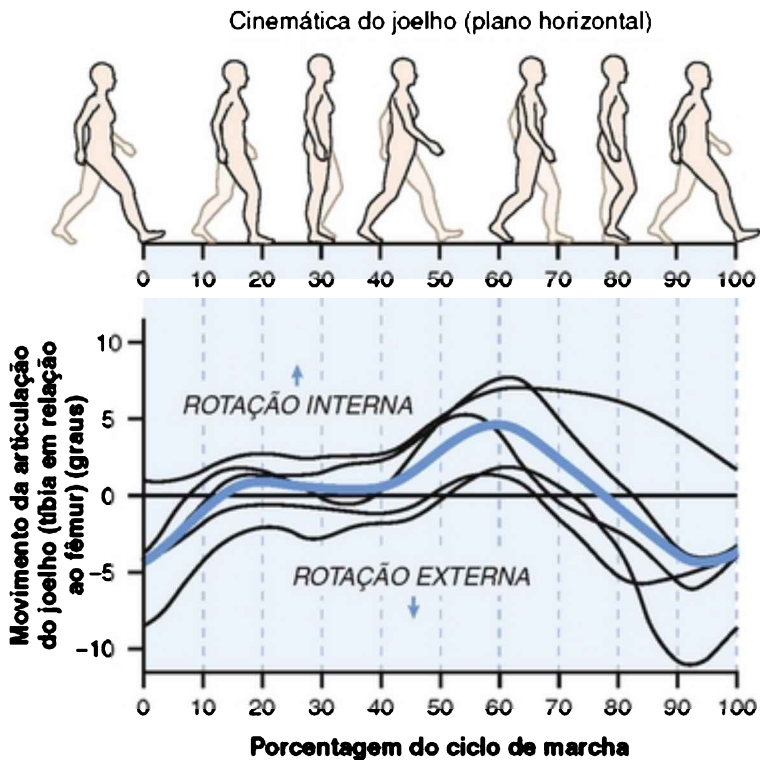


FIGURA 15-24 Movimento angular do joelho no plano horizontal. A linha azul é a média dos cinco sujeitos. As pequenas linhas pretas são os dados individuais de cada sujeito.

(Dados de Lafortune MA, Cavanagh PR, Sommer III HJ, Kalenak A: Three-dimensional kinematics of the human knee during walking, *J Biomech* 25:347, 1992.)

## TORNOZELO E PÉ

A rotação da articulação talocrural no plano horizontal é pequena e não é considerada aqui. Os movimentos principais da articulação subtalar (inversão e eversão) estão no plano frontal e são descritas anteriormente neste capítulo.

## **Cinemática do Tronco e dos Membros Superiores**

O tronco e os membros superiores desempenham um papel importante na manutenção do equilíbrio e minimizam o gasto energético durante a marcha. Além disso, movimentos vertebrais pequenos perfeitos e ações musculares no tronco servem para amortecer as oscilações relacionadas à marcha e às acelerações produzidas pelo movimento dos membros inferiores.<sup>86,119</sup> Como resultado, a aceleração do segmento da cabeça é de 10 a 40% menor do que os da porção inferior do tronco. Este efeito de amortecimento mantém a cabeça mais estável e tem um papel importante na otimização da função visual e vestibular durante a marcha.

### **TRONCO**

Durante a deambulação, a translação do CM segue o padrão geral da translação da cabeça e do tronco (Fig. 15-13). Além disso, o tronco gira no plano horizontal em torno de seu eixo vertical. A cintura escapular gira na direção oposta, como a pelve. A excursão total média de rotação da cintura escapular é de aproximadamente de 7 a 9 graus.<sup>18,132</sup> Esse padrão de movimento do tronco gera uma pequena contribuição para a eficiência global da marcha.<sup>18</sup> A restrição do movimento de tronco aumenta o gasto energético em até 10% durante a marcha.<sup>149</sup>

Embora o parágrafo anterior descreva brevemente o movimento do tronco no plano horizontal, Rozumalski *et al.*<sup>155</sup> em 2008, publicaram dados sobre o movimento segmentar ao longo da coluna lombar durante a deambulação. A singularidade deste estudo está

relacionada aos métodos de coleta de dados, que incluiu análise de vídeo tridimensional dos marcadores rigidamente fixados aos processos espinhosos de todos os segmentos lombares inseridos cirurgicamente que utilizam fios de Kirshner. Os dados indicam movimento intervertebral lombar complexo de até três a cinco graus em cada direção, nos três planos.<sup>155</sup> Esta cinemática, embora modesta, provavelmente é necessária para permitir pequenos movimentos pélvicos triplanares, como descrito anteriormente, enquanto o tronco é mantido em uma postura relativamente ereta.

## **OMBRO**

No plano sagital o ombro exhibe um padrão de movimento sinusoidal que está fora de fase com a flexão e extensão de quadril. Como o quadril (fêmur) se move na direção da extensão, o ombro ipsilateral (úmero) se move na direção da flexão e vice-versa.<sup>174</sup> No contato do calcanhar, o ombro está em sua posição máxima de extensão de aproximadamente 25 graus para além da posição neutra. O ombro, então, progressivamente gira para frente a fim de alcançar um máximo de 10 graus de flexão aos 50% do ciclo da marcha. Na segunda metade do ciclo da marcha, como o quadril ipsilateral move-se à frente para a flexão, os ombros se estendem para retornar aos 25 graus de extensão até o próximo contato do calcanhar.

O padrão de movimento do ombro é consistente entre os indivíduos, embora a magnitude do movimento varie bastante. Em geral, a amplitude de movimento do ombro aumenta com uma maior velocidade. O balanço do braço é parcialmente ativo, e não totalmente passivo,

especialmente para o movimento de extensão do ombro que requer alguma ativação do músculo deltoide posterior.\*<sup>197</sup> A principal função do balanço do braço é equilibrar as forças de rotação do tronco.<sup>51</sup> A restrição de movimento do braço não demonstrou ter um efeito significativo sobre o gasto energético da deambulação.<sup>149,207</sup>

## COTOVELO

O cotovelo está normalmente com cerca de 20 graus de flexão no contato com o calcanhar. À medida que o ombro flete nos primeiros 50% do ciclo da marcha, o cotovelo também flexiona a um máximo de aproximadamente 45 graus. Na segunda metade do ciclo da marcha, quando o ombro se estende, o cotovelo se estende para regressar a 20 graus de flexão.<sup>132</sup>

### ENFOQUE ESPECIAL 15-6 Resumo da Cinemática no Plano Horizontal

A Figura 15-25 resume a direção do plano de rotação horizontal dos ossos principais do membro inferior e da articulação subtalar durante a marcha, usando diferentes conjuntos de dados.<sup>35,71,110</sup> A pelve, o fêmur e a tíbia rodam internamente, bem depois do contato do calcanhar (ou seja, através de cerca de 15 a 20% do ciclo da marcha). Essa rotação interna de massa é acompanhada de eversão subtalar. Conforme descrito no Capítulo 14, uma eversão subtalar tende a aumentar a flexibilidade da região do mediopé, incluindo a articulação transversa do tarso. Um mediopé flexível serve para amortecer o impacto da carga do membro. Após cerca de 15 a 20% do ciclo da marcha, a pelve, o fêmur e a tíbia começam a

rodar externamente até o desprendimento dos dedos. Simultaneamente a essa rotação externa da pelve, do fêmur e da tíbia, a articulação subtalar começa a se mover em direção à inversão, o que tende a aumentar a estabilidade da região do mediopé. Essa estabilidade permite que o mediopé sirva como uma alavanca rígida no apoio terminal e pré-balanço, permitindo que os flexores plantares elevem o calcâneo sem o colapso do mediopé sob o peso corporal. Outras investigações, como a realizada por Reischl *et al.*,<sup>150</sup> são necessárias para bem elucidar a exata relação que existe entre o tempo e a magnitude de pronação do pé e a rotação da tíbia e do fêmur.

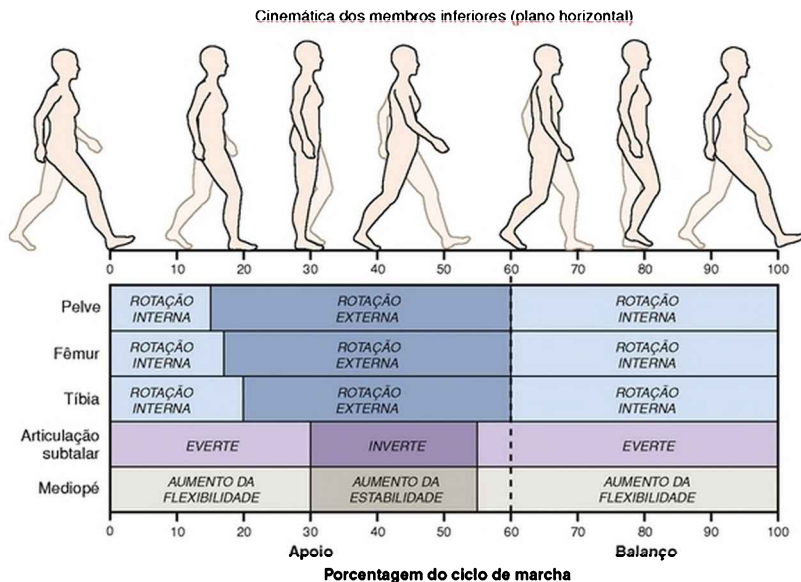


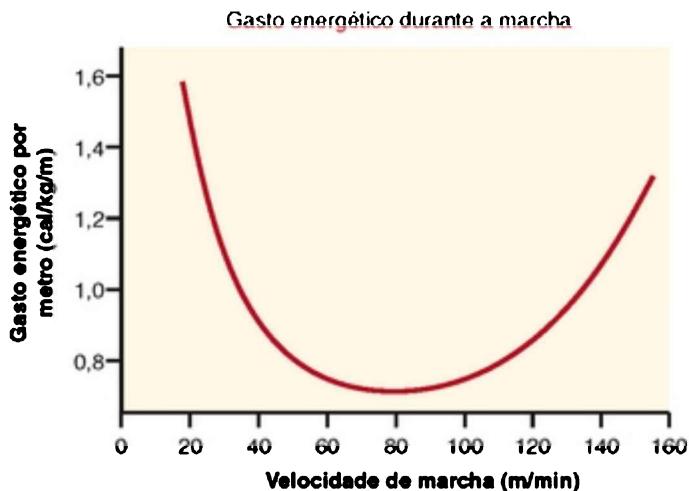
FIGURA 15-25 Rotação dos ossos principais do membro inferior no plano horizontal e articulação subtalar durante a marcha. O gráfico mostra o sentido de rotação, que não é necessariamente o mesmo que a posição absoluta articular.

## **GASTO ENERGÉTICO**

---

O gasto energético durante a marcha é medido pela quantidade de energia utilizada em calorias por metro caminhado por quilograma de peso corporal. Normalmente, o gasto energético é medido indiretamente para quantificar o consumo de oxigênio.<sup>154</sup> Ao andar, o corpo se esforça para minimizar o gasto de energia. A conservação de energia é obtida através da otimização da excursão do CM, que controla o momento do corpo e tira partido das transferências de energia intersegmentar.<sup>201</sup>

A eficiência metabólica da marcha é maior em uma velocidade de marcha de aproximadamente 1,33 m/s (3 mph).<sup>154</sup> Não surpreendentemente, essa velocidade de marcha corresponde grosso modo ao que livremente é adotado por indivíduos que deambulam na rua (Tabela 15-1). Andar mais rápido ou mais lento do que a velocidade ideal aumenta o custo energético da marcha (Fig. 15-26).





---

FIGURA 15-26 O gasto energético em função da velocidade de marcha. O gasto de energia mais baixo por metro caminhado é uma velocidade de aproximadamente 1,33 m/s (80 m/min).

*(Dados de Ralston HJ: Effects of immobilization of various body segments on energy cost of human locomotion, Ergon Suppl 53, 1965.)*

A velocidade da marcha é igual ao produto do comprimento do passo e cadência (ritmo do passo). A máxima eficiência energética da marcha é alcançada pela capacidade inata do corpo de adotar uma combinação ideal de tamanho do passo e ritmo do passo. Essa combinação é demonstrada em todas as velocidades de marcha. Embora o custo energético da marcha aumente com a velocidade, a eficiência da marcha é maior ao manter a relação comprimento do passo/ritmo do passo numa proporção de 0,0072 m/passos/min para homens e 0,0064 m/passos/min para mulheres, em todas as velocidades de marcha.<sup>211</sup> Em qualquer velocidade determinada, a imposição de um comprimento diferente de passo, ou de ritmo, aumenta o gasto energético.

Com a marcha anormal, o custo de energia aumenta na deambulação (Tabela 15-4).<sup>39,135</sup> Como consequência, os indivíduos com padrões anormais de marcha tendem a andar mais devagar, como forma de manter a taxa de consumo de energia em um nível aeróbio confortável. Uma discussão mais aprofundada da energética da marcha em indivíduos com marcha patológica pode ser encontrada no livro de Perry<sup>147</sup> e em revistas de literatura de Gonzalez e Corcoran<sup>69</sup> e Walters e Mulroy.<sup>196</sup>

TABELA 15-4 Aumento do Custo Energético da Marcha Associado

## a Condições Específicas

Condições	Aumento do Custo Energético (%) *
Imobilização de um tornozelo <sup>149,192</sup>	3–6
Imobilização de um joelho em extensão total <sup>92,193</sup>	23–33
Imobilização de um joelho a 45 graus de flexão <sup>149</sup>	37
Imobilização de um quadril, artrodese <sup>192</sup>	32
Amputação transtibial unilateral, caminhando com prótese <sup>60</sup>	20–38
Amputação transfemoral unilateral, caminhando com prótese <sup>60</sup>	20–60
Após acidente cérebro-vascular moderado para grave com déficits residuais <sup>34</sup>	55

\* Porcentagem aumentada com base no custo da energia da marcha normal.

## Estratégias de Economia de Energia da Marcha

Durante a marcha, cinco estratégias cinemáticas servem para reduzir o deslocamento do CM que, por sua vez, por muito tempo, acreditou-se diminuir o custo da energia. O deslocamento vertical do CM é reduzido por ações combinadas das primeiras quatro estratégias. A quinta

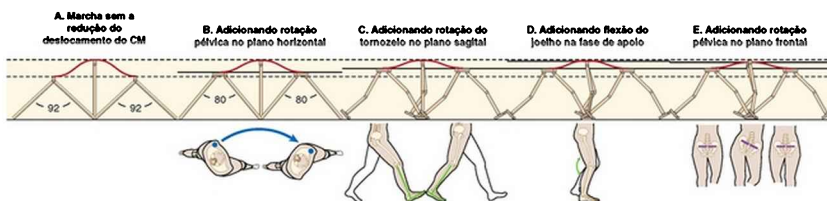
estratégia serve para reduzir o deslocamento lateral do CM (Tabela 15-5). As estratégias descritas neste capítulo baseiam-se em *seis fatores* determinantes da marcha, originalmente descritos por Saunders *et al.* em 1953.<sup>158</sup> Um relato detalhado dos determinantes encontra-se na obra de Inman *et al.*<sup>82,83</sup>

**TABELA 15-5** Estratégias Cinemáticas para Otimizar o Gasto Energético durante a Marcha

Direção da Ação	Nome da Estratégia	Ação
Vertical	Rotação pélvica no plano horizontal	Diminui o deslocamento para baixo do centro de massa (CM)
Vertical	Rotação do tornozelo no plano sagital	Diminui o deslocamento para baixo do CM
Vertical	Flexão do joelho na fase de apoio	Diminui o deslocamento para cima do CM
Vertical	Rotação pélvica no plano frontal	Diminui o deslocamento para cima do CM
De lado a lado	Rotação do quadril no plano frontal (largura do passo)	Diminui a excursão lateral do CM

Para avaliar os efeitos das quatro estratégias cinemáticas utilizadas para otimizar o deslocamento vertical do CM, visualize a marcha sem tais mecanismos.

Isso pode ser conseguido usando dois lápis ligados nas extremidades da borracha (Fig. 15-27, A). Durante a marcha, uma grande oscilação vertical da ponta da borracha do lápis (representando a pelve e, portanto, o CM do corpo) é facilmente observada. A extremidade da borracha é maior quando os lápis estão lado a lado em uma posição verticalmente orientada (ou seja, no médio apoio). Por outro lado, a ponta da borracha é menor quando os lápis estão maximamente angulados (ou seja, no duplo apoio). Este padrão de marcha resulta em um grande deslocamento do CM.



**FIGURA 15-27** Essa série ilustra o indivíduo e os efeitos aditivos de quatro estratégias cinemáticas para reduzir a excursão do centro vertical de massa (CM). A ilustra a grande oscilação vertical do CM, enquanto uma pessoa caminha *sem* as estratégias. B ilustra a rotação da pelve no plano horizontal que alonga funcionalmente os membros inferiores e reduz a magnitude da flexão e extensão do quadril necessária para um dado comprimento de passo, portanto reduzindo o deslocamento para baixo do CM. C ilustra que a redução do deslocamento descendente do CM é alcançada pela rotação do tornozelo no plano sagital. D ilustra que a pequena quantidade da flexão do joelho presente durante o apoio reduz o comprimento funcional do membro inferior e, portanto, do deslocamento para cima do CM. E mostra que a queda pélvica contralateral durante o apoio também reduz a elevação global líquida do CM. Os valores do ângulo em A e B são apenas para

fins ilustrativos e não representam os ângulos do quadril presentes durante a marcha.

Saunders *et al.*<sup>158</sup> em seus clássicos manuscritos, sugeriram que o objetivo dessas estratégias é reduzir o deslocamento do CM, de modo a diminuir o gasto de energia relacionado ao esforço muscular necessário para ciclicamente levantar o corpo. Esta opinião já foi contestada em favor de um modelo no qual o deslocamento vertical do corpo aja mais como um pêndulo invertido, aproveitando-se da transferência de energia potencial e cinética.<sup>97</sup> Dados mais recentes sugerem que realmente uma quantidade ideal de oscilação vertical do CM existe, que não é nem muito “plana” ou muito “elástica”, que minimiza o custo da energia.<sup>1,70,97,115,141</sup> Estes dados fornecem uma nova perspectiva sobre a interpretação da meta original dos *determinantes* da marcha, possivelmente de “minimização” para “otimização” do deslocamento do CM. Trabalhos adicionais são necessários para compreender melhor a relação entre a cinemática dos membros inferiores, a excursão do CM e o custo energético da deambulação.

## **DESLOCAMENTO VERTICAL DO CENTRO DE MASSA**

A redução do deslocamento descendente do CM é conseguida por meio da rotação pélvica no plano horizontal e da rotação do tornozelo no plano sagital. No plano horizontal a rotação pélvica avança o membro em balanço para frente, minimizando assim a quantidade de flexão e extensão do quadril necessária para um

determinado comprimento do passo (compare a Figura 15-27, A com a Figura 15-27, B). Como consequência de os membros inferiores permanecerem mais perto de uma orientação vertical ao longo do ciclo da marcha, os pontos mais baixos da trajetória do CM são elevados, o que reduz o deslocamento para baixo do CM. A rotação do tornozelo no plano sagital usa a configuração do complexo tornozelo-pé (Fig. 15-27, C). No contato do calcanhar, o alinhamento do tornozelo coloca a grande projeção do calcâneo em contato com o chão, alongando funcionalmente o membro inferior. Próximo ao final do apoio, à medida que o quadril se estende e o joelho começa a fletir, o membro inferior é alongado pela flexão plantar do tornozelo (ou seja, elevação do calcanhar). Este alongamento funcional dos membros inferiores na fase de apoio reduz ainda mais o deslocamento para baixo do CM (compare a Figura 15-27, B com a Figura 15-27, C).<sup>41,90,91</sup>

O limite do deslocamento para cima do CM é parcialmente alcançado pela flexão do joelho na fase de apoio, quando o membro inferior está na sua orientação mais vertical (Fig. 15-27, D). A rotação pélvica no plano frontal também auxilia na redução do deslocamento para cima do CM (Fig. 15-27, E). Durante a fase de apoio, a crista ilíaca contralateral desce à medida que a crista ilíaca ipsilateral sobe. Ao longo do ciclo completo da marcha, portanto, a crista ilíaca alternadamente ascende e desce como as extremidades de uma gangorra, mas o ponto justamente anterior à segunda vértebra sacral (ou seja, o ponto que representa CM do corpo) permanece relativamente fixo, o que seria o ponto pivô de uma gangorra.<sup>41,91</sup>

Conforme mostrado na Figura 15-28, a combinação das quatro estratégias acima reduz o deslocamento vertical total líquido do CM. O deslocamento para baixo do CM é reduzido pela rotação pélvica no plano horizontal e rotação do tornozelo no plano sagital. O deslocamento para cima do CM é reduzido pela flexão do joelho na fase de apoio e rotação pélvica no plano frontal. Apesar de ainda ser debatido, o trabalho de Della Croce *et al.*<sup>41</sup> sugere que a rotação do tornozelo no plano sagital tem uma grande influência no deslocamento vertical do CM, seguida pela obliquidade pélvica, flexão do joelho na fase de apoio e rotação pélvica no plano frontal.

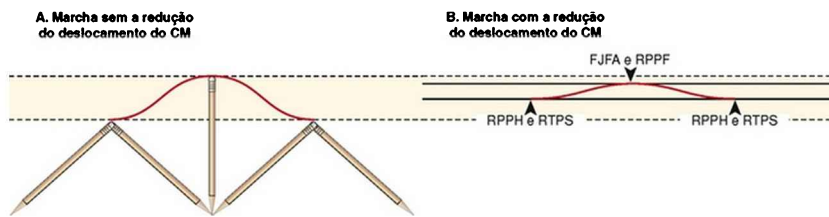


FIGURA 15-28 A ação conjunta das quatro estratégias cinemáticas para reduzir a excursão vertical do CM. Sem essas estratégias, um grande deslocamento vertical do CM do corpo (*vermelho*) poderia ocorrer durante a marcha (A). B ilustra a ação combinada de rotação pélvica no plano horizontal (RPPH) e rotação do tornozelo no plano sagital (RTPS) para reduzir o deslocamento para baixo do CM durante o duplo apoio. Também mostra a ação da flexão do joelho na fase de apoio (FJFA) e rotação pélvica no plano frontal (RPPF) para reduzir o deslocamento para cima do CM no médio apoio.

## DESLOCAMENTO LATERAL DO CENTRO DE MASSA

Quando uma pessoa caminha, o seu CM desloca-se

lateralmente e permanece na base dinâmica de apoio do pé (Fig. 15-13). A amplitude desse deslocamento lateral é parcialmente refletida pela largura do passo, principalmente em função do movimento do quadril no plano frontal (ou seja, abdução e adução). A largura do passo normalmente adotada durante a deambulação é de 8 a 10 cm, o que reduz o deslocamento lateral do corpo, principalmente como uma estratégia para reduzir o gasto de energia.<sup>46,135</sup> Entretanto, uma vez que a largura de passo também diminui o tamanho potencial da base dinâmica de apoio, ela provavelmente representa um compromisso mecânico entre a conservação da energia e a estabilidade do corpo como um todo. Teoricamente, a largura do passo superior a 8 a 10 cm proporciona maior estabilidade, ao custo do aumento do gasto energético. As pessoas com distúrbios de equilíbrio, por exemplo, muitas vezes optam por andar com uma ampla base de apoio como um meio para melhorar a sua estabilidade. Embora, esta estratégia aumente o custo energético da marcha, é provável que a troca possa valer a pena, considerando as consequências muitas vezes negativas da queda.

Mas, conforme discutido anteriormente em relação ao deslocamento vertical do CM, a largura do passo normalmente adotada, de 8 a 10 cm, parece refletir a capacidade inerente do corpo de utilizar naturalmente estratégias cinemáticas que são ideais para minimizar o gasto energético. Tem-se demonstrado que a deambulação em menor ou maior largura de passo aumenta o custo da energia de deambulação em indivíduos jovens saudáveis.<sup>46</sup>

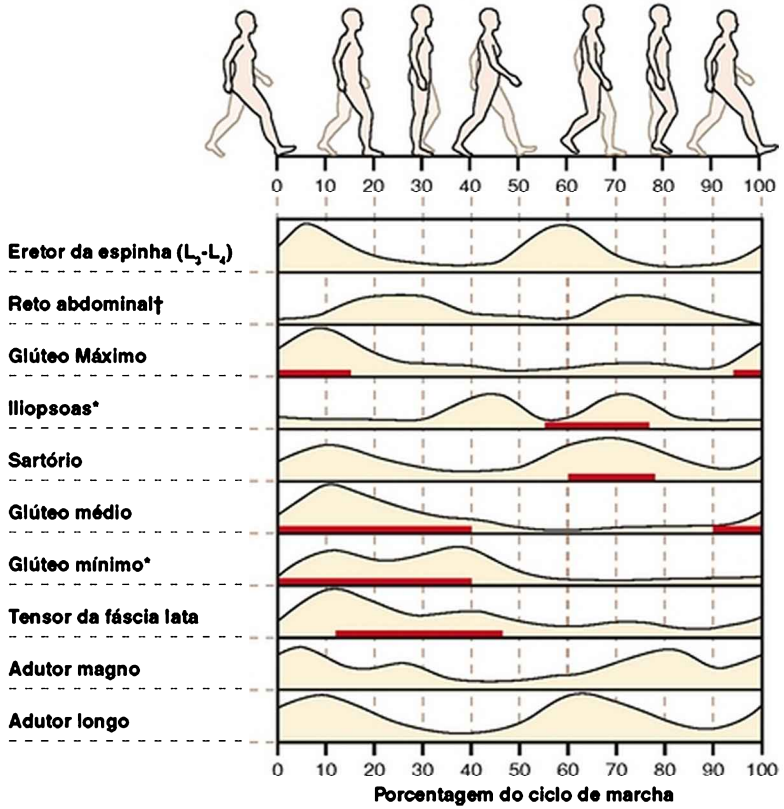
## **ATIVIDADE MUSCULAR**



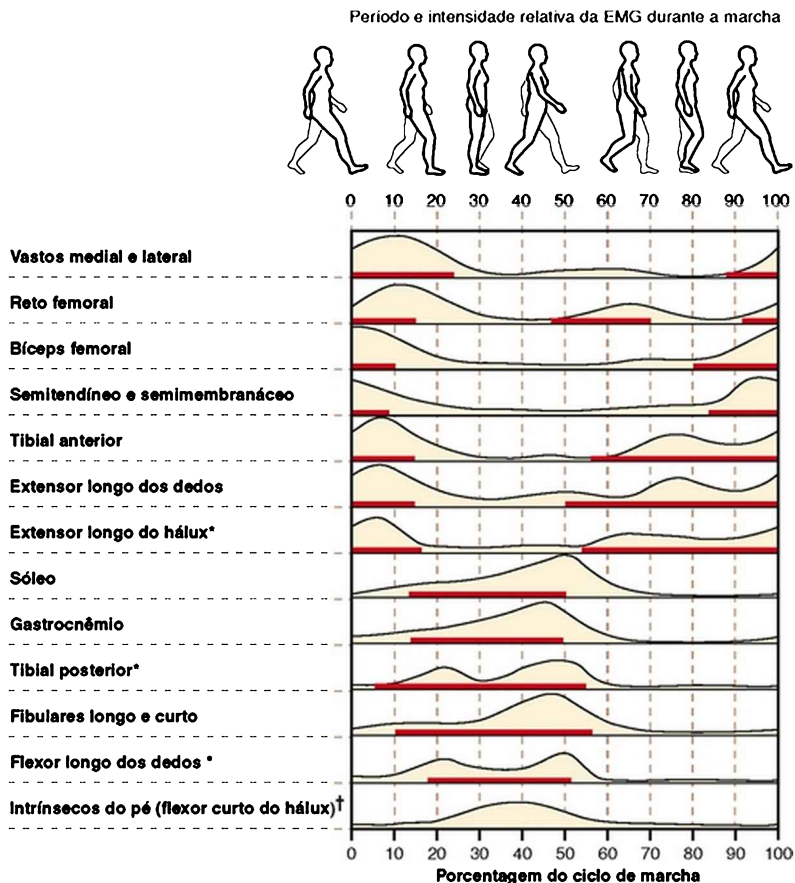
Durante um ciclo de marcha, praticamente todos os músculos dos membros inferiores apresentam um ou dois disparos curtos da atividade elétrica, geralmente com duração de 100-400 m/s (cerca de 10 a 40% do ciclo da marcha). Como todos os outros elementos da marcha, esta ativação fásica muscular é repetida durante cada passada. O conhecimento de quando os músculos estão ativos durante o ciclo da marcha fornece compreensão sobre a sua função cinesiológica específica. Este conhecimento permite que os desvios da marcha sejam mais facilmente compreendidos e tratados.

A atividade da musculatura do membro inferior e do tronco tem sido estudada extensivamente com o uso de EMG. Na sua simples interpretação, a atividade muscular pode ser determinada numa base temporal; o músculo simplesmente é considerado “ligado” ou “desligado”. O músculo é considerado “ligado” quando a amplitude do sinal eletromiográfico atinge um valor predeterminado acima do nível de repouso. Caso contrário, o músculo é considerado “desligado”, ou eletricamente silencioso. Como exemplos, as barras horizontais vermelhas na Figura 15-29 ilustram quando os músculos selecionados estão “ligados” durante o ciclo da marcha.<sup>94</sup>

Período e intensidade relativa da EMG durante a marcha



A



B

FIGURA 15-29 A, B, Uma ilustração mostra o período eletromiográfico (*barras vermelho escuro*) e a intensidade relativa (*castanho claro sombreado*) da ativação muscular durante a marcha. Estes padrões gerais de ativações musculares são consistentes com dados registrados em vários outros estudos.<sup>22,42,78,101,187</sup> Embora o eixo Y não seja rotulado, no entanto, mostra a intensidade relativa da ativação muscular de cada músculo em função do valor máximo obtido durante o ciclo da marcha. O leitor deve ser alertado para o fato de que, apesar de todos os músculos preencherem toda a dimensão vertical do seu gráfico, alguns músculos, tal como o reto

abdominal, são de fato apenas minimamente ativos durante a marcha. Para os outros músculos, como o glúteo médio, seu pico de ativação representa um esforço mais significativo.

*(Dados do período muscular de Knutson e Soderberg, 1995;<sup>94</sup> intensidade relativa da ativação muscular dados de Winter, 1991;<sup>204</sup> Bechtol, \* 1975;<sup>9</sup> Carlsoo,<sup>†</sup> 1972<sup>23</sup>.)*

Outro método de relatório da atividade muscular durante a marcha é expressar a quantidade relativa do sinal eletromiográfico comparado a um padrão de referência (tópico de revisão da EMG no Capítulo 3). Nos muitos estudos de marcha, a referência é o sinal máximo registrado durante um ciclo de marcha para o mesmo músculo, o que explica por que não existem unidades no eixo Y na Figura 15-29 e por que a representação do sinal eletromiográfico de cada músculo aproveita ao máximo a dimensão vertical gráfica.<sup>204</sup> Este tipo de análise fornece conhecimento sobre o nível relativo de ativação do músculo (ou seja, um índice de esforço muscular) durante todo o ciclo da marcha.

Finalmente, o leitor deve lembrar-se de que o momento e especialmente a ativação relativa dos músculos durante a marcha variam de acordo com parâmetros como velocidade de marcha,<sup>4,22,42,78,187</sup> carga adicional,<sup>187</sup> e inclinação<sup>101</sup> da superfície de marcha. Salvo disposição em contrário, os dados eletromiográficos apresentados e discutidos ao longo deste capítulo são baseados na velocidade média de marcha, cerca de 1,37 m/s.

## **Tronco**

Somente as ações dos eretores da espinha\* e do reto do

abdome são discutidos aqui. Salientamos que esses músculos mostram ativação simultânea sobre o lado direito e o esquerdo do corpo.

## **ERETORES DA ESPINHA**

Os eretores da espinha no nível da região lombar apresentam dois períodos bem definidos de atividade. O primeiro período é um pouco antes do contato do calcanhar até 20% do ciclo da marcha. O segundo período de 45 a 70% do ciclo da marcha, que corresponde ao contato do calcanhar oposto.<sup>3,22,28,100</sup> Estes dois disparos da atividade dos eretores da espinha tanto à direita, quanto à esquerda, controlam o momento angular do tronco em relação aos quadris logo após o contato do calcanhar para cada passo.

## **RETO DO ABDOME**

Este músculo tem atividade muito pequena e variável em todo o ciclo da marcha.<sup>3,37,195</sup> No entanto, a atividade aumenta entre 20 e 40%, e novamente entre 70 e 90% do ciclo da marcha. Este pequeno aumento na atividade coincide com o tempo em que os flexores do quadril realizam ativamente a flexão desta articulação. O aumento da atividade do músculo reto do abdome bilateralmente, portanto, estabiliza a pelve e a coluna lombar e fornece um ponto de fixação estável para os músculos flexores do quadril, principalmente o iliopsoas e o reto femoral.

## **Quadril**

Os três grupos musculares do quadril têm sido

extensivamente estudados durante a deambulação normal: os extensores do quadril, como o glúteo máximo e os isquiotibiais; os flexores, como o ilíaco e o psoas; e os abdutores, como os glúteos médio e mínimo.<sup>4,22,78,101,187</sup> Menos documentado é o papel dos adutores e rotadores do quadril.<sup>22,78</sup>

## EXTENSORES DO QUADRIL

A ativação do glúteo máximo começa no balanço terminal e serve para dois propósitos - iniciar a extensão do quadril e preparar a musculatura para a aceitação do peso no início do apoio (Fig. 15-15). No contato do calcanhar, o glúteo máximo é, portanto, ativado para estender o quadril e prevenir futuras “guinadas” ou flexão do tronco descontrolada sobre o fêmur. Esta *guinada* poderia ocorrer se o deslocamento do tronco para frente continuasse a uma velocidade constante, enquanto a translação da pelve para frente, normalmente leve, fosse desacelerada de repente no contato do calcanhar. O glúteo máximo permanece ativo do contato do calcanhar até o médio apoio (ou seja, primeiros 30% do ciclo da marcha) para suportar o peso do corpo e produzir a extensão do quadril. A forte ativação do glúteo máximo quando o pé está firmemente plantado também contribui indiretamente com a extensão do joelho. Durante a fase de balanço, o glúteo máximo é inativo até o balanço terminal, quando uma ativação modesta é necessária para primeiro desacelerar a flexão do quadril e, em seguida, iniciar a sua extensão.

Os músculos isquiotibiais estão ativos durante os primeiros 10% do ciclo da marcha, provavelmente por razões semelhantes ao glúteo máximo (Fig. 15-29, B).

## FLEXORES DO QUADRIL

Os dados eletromiográficos sobre os flexores do quadril são relativamente escassos na literatura e provavelmente refletem a necessidade do uso de eletrodos intramusculares para a coleta de dados. Os dados disponíveis indicam que o iliopsoas se torna ativo bem antes do desprendimento dos dedos do pé e continua através do balanço inicial.<sup>4</sup> A ativação entre 30 e 50% do ciclo da marcha é provavelmente excêntrica no início, à medida que o quadril se estende neste momento, seguido de uma ação concêntrica para iniciar a flexão, antes do desprendimento dos dedos. Apesar de a flexão do quadril continuar no balanço terminal, os músculos flexores do quadril estão ativos apenas nos primeiros 50% da fase de balanço. A flexão do quadril na segunda metade da fase de balanço é o resultado do impulso da coxa para frente no balanço inicial. O reto femoral também age como um flexor do quadril e, portanto, ajuda com as ações anteriormente mencionadas.<sup>4,136</sup> Os papéis chave dos flexores do quadril são avançar o membro inferior para a frente durante o balanço preparando-o para o próximo passo, e levantar o membro inferior para permitir a retirada dos dedos do pé, durante o balanço.

O sartório, outro músculo anterior do quadril, também está ativo como flexor do quadril, desde o desprendimento dos dedos até o médio balanço. A ativação durante a fase de apoio inicial, conforme ilustrado na Figura 15-29, A, não tem sido relatada por outros estudos, especialmente aqueles que utilizam eletromiografia com eletrodos intramusculares.\* Os estudos que relatam a ativação deste músculo na fase inicial do apoio normalmente utilizam

eletrodos de superfície eletromiográfica, que levanta a possibilidade de que o aumento do sinal eletromiográfico é o resultado da “conversa cruzada”<sup>4</sup> (discussão da EMG, no Capítulo 3), o sinal eletromiográfico efetivamente originário dos músculos vastos profundos.

## **ABDUTORES DO QUADRIL**

Considerando que flexores do quadril e extensores têm um papel primordial no plano sagital, os abdutores do quadril - glúteo médio, glúteo mínimo e tensor da fáscia lata - estabilizam a pelve no plano frontal. O glúteo médio é ativo para o final da fase de balanço, em preparação para o contato do calcanhar. O glúteo médio e mínimo, os dois abdutores primários do quadril, são mais ativos durante os primeiros 40% do ciclo da marcha, especialmente durante o apoio simples do membro. A principal função dos abdutores é controlar a descida ligeira da pelve contralateral no lado do membro em balanço (Fig. 15-17). Após esta ação excêntrica, esses músculos agem concentricamente para iniciar uma abdução relativa do quadril que ocorre no apoio posteriormente. Conforme descrito anteriormente neste capítulo e extensivamente no Capítulo 12, o torque adequado no plano frontal dos músculos abdutores do quadril é crucial para a estabilidade neste plano durante a marcha. A bengala usada na mão contralateralmente aos abdutores fracos é uma forma eficaz de reduzir as exigências sobre os músculos enfraquecidos, reduzindo o movimento excessivo da pelve no plano frontal resultante do peso corporal (Cap. 12).

Os abdutores também controlam o alinhamento do fêmur no plano frontal. Uma ativação muscular



inadequada pode resultar em adução excessiva do fêmur, causando um mau alinhamento do membro inferior e torque em valgo excessivo no joelho durante a fase de apoio. Outros papéis acessórios do glúteo médio incluem a assistência na flexão do quadril e rotação externa, com a utilização fibras anteriores, e ajudar com a extensão de quadril e rotação externa, com a utilização de fibras posteriores.

## **ADUTORES E ROTADORES DO QUADRIL**

Os adutores do quadril apresentam dois disparos de atividade durante a marcha.<sup>204</sup> O primeiro disparo ocorre no contato do calcanhar e o segundo logo após o desprendimento dos dedos. O disparo inicial de atividade serve para estabilizar o quadril através da coativação com os extensores e abdutores. É provável que o adutor magno e outros adutores auxiliem na extensão do quadril no momento do ciclo da marcha. O segundo disparo de atividade, depois do desprendimento dos dedos, auxilia a iniciar a flexão do quadril. Conforme ilustrado na Figura 12-34, os adutores têm um braço de momento para estender o quadril quando ele está em flexão (ou seja, a posição do quadril no contato do calcanhar) e um braço de momento para flexionar o quadril quando ele está em extensão (ou seja, a posição do quadril no desprendimento dos dedos).

O rotadores internos do quadril (tensor da fásia lata, glúteo mínimo e fibras anteriores do glúteo médio) estão ativos durante a maior parte da fase de apoio. Durante este tempo, esses rotadores internos movem o lado contralateral da pelve para frente no plano horizontal e ajudam, assim,

com o avanço do membro no balanço (Fig. 12-36).

Os rotadores externos do quadril, constituídos por seis curtos rotadores externos, as fibras posteriores do glúteo médio e o glúteo máximo são mais ativos durante o início do apoio. Esses músculos, em conjunto com os rotadores internos, controlam o alinhamento do quadril no plano horizontal. Em particular, eles controlam a rotação pélvica, enquanto o membro inferior está fixo no chão. Considere a importante ação desses rotadores na rápida mudança de direção durante a marcha ou a corrida.

A ativação excêntrica dos rotadores externos pode ser especialmente importante para o controle da rotação interna do membro inferior no apoio inicial (Fig. 15-25). A força ou o controle inadequados dos rotadores externos pode resultar em rotação interna excessiva do fêmur, visto frequentemente em conjunto com excessiva pronação do pé.

## **Joelho**

Dois grupos musculares desempenham um papel crítico no joelho durante a deambulação: extensores do joelho e flexores do joelho.<sup>22,42,78,101,187</sup>

### **EXTENSORES DO JOELHO**

Como um grupo, o quadríceps está ativo no estágio muito tardio da fase de balanço, em preparação para o contato do calcanhar (Fig. 15-29, *B*). O maior disparo da atividade, no entanto, ocorre logo após o contato do calcanhar. A função do quadríceps neste momento é controlar a flexão do joelho que ocorre nos primeiros 10% do ciclo da marcha. A ativação excêntrica serve para atenuar a taxa de aceitação

de peso no membro inferior (ou seja, absorção de choque) e para evitar a flexão excessiva do joelho. O quadríceps age então concentricamente para estender o joelho e suportar o peso do corpo durante o médio apoio.

Nene *et al.* compararam criticamente a atividade EMG do reto femoral e os vastos componentes do quadríceps durante a marcha.<sup>136</sup> Eles estabeleceram que o reto femoral *não* estava ativo no contato com o calcanhar, como se pensava tradicionalmente, mas apenas antes e depois do desprendimento dos dedos. A função do reto femoral no desprendimento dos dedos, provavelmente visa a controlar o grau de flexão do joelho. Ao utilizar tanto eletrodos de superfície quanto intramuscular neste estudo, Nene *et al.* concluíram que o disparo do reto femoral, sinal eletromiográfico normalmente relatado na literatura no contato do calcanhar (e apresentado na Figura 15-29, B), é resultado de *conversa cruzada*<sup>5</sup> do músculo vasto intermédio.<sup>136</sup>

Em resumo, parece que os componentes musculares no quadríceps têm funções diferentes durante a marcha, pelo menos como expressada na velocidade de marcha normal. Ativos no contato do calcanhar, os vastos têm como função principal amortecer o choque. Segundo Anderson *et al.*\* o reto femoral pode auxiliar com esta ação durante a marcha em velocidades superiores a 2 m/s e na corrida. A principal função do reto femoral na marcha ocorre na transição do apoio para a fase de balanço e parece direcionado a auxiliar o início da flexão do quadril, bem como controlar a flexão do joelho.

## **FLEXORES DO JOELHO**

Os isquiotibiais são mais ativos a partir de um período pouco anterior e logo após o contato do calcanhar. Antes do contato do calcanhar, os isquiotibiais desaceleram a extensão do joelho, em preparação para a colocação do pé no solo. Durante os 10% iniciais do apoio, os isquiotibiais estão ativos para auxiliar na extensão do quadril e de assegurar a estabilidade do joelho através da coativação. A cabeça curta do bíceps femoral também pode ajudar na flexão do joelho durante a fase de balanço. A maior parte da flexão do joelho durante o pré-balanço e a fase de balanço da marcha é realizada de forma passiva como resultado da flexão do quadril e de uma pequena ativação do gastrocnêmio.<sup>164,204</sup>

## **Tornozelo e Pé**

Vários músculos desempenham um papel crucial na marcha normal no tornozelo e no pé: tibial anterior, extensores dos dedos, extensor longo do hálux, gastrocnêmio, sóleo, tibial posterior e fibulares longo e curto.\*

### **TIBIAL ANTERIOR**

O tibial anterior tem dois períodos de atividade. No contato do calcanhar, uma forte ativação excêntrica está presente para desacelerar a flexão plantar passiva do tornozelo, causada pelo peso do corpo aplicada sobre a parte mais posterior do calcâneo. Se não houver resistência pela ativação excêntrica do músculo tibial anterior e outros dorsiflexores do tornozelo, este grande, passivo torque de flexão plantar resulta no desvio de marcha denominada “pé caído”. Este termo é derivado do som característico

feito pelo pé batendo no chão logo após o contato do calcanhar. Do contato do calcanhar para o pé plano, o tibial anterior pode auxiliar com a desaceleração da pronação do pé e também através da ativação excêntrica. A pequena vantagem mecânica do músculo para inverter o pé, no entanto, levanta algumas dúvidas quanto à eficácia do tibial anterior em controlar fortemente a pronação do pé.

O segundo período de ativação do tibial anterior ocorre durante a fase de balanço. O propósito dessa ativação é para produzir dorsiflexão suficiente do tornozelo a fim de retirar os dedos dos pés do solo. A extrema fraqueza do tibial anterior e outros dorsiflexores do tornozelo resulta em uma “queda do pé” durante a fase de balanço. Como um mecanismo de compensação, o indivíduo geralmente flexiona excessivamente o joelho e o quadril durante o balanço. Outras manobras compensatórias, como o saltito, a circundação do quadril, a marcha do quadril (ilustrado mais adiante neste capítulo), poderão ser adotadas para a retirada dos dedos do solo. Um recurso comum para um pé caído é uma órtese posterior tornozelo-pé que mantém a dorsiflexão passivamente do tornozelo durante o balanço.

## **EXTENSOR DOS DEDOS E EXTENSOR LONGO DO HÁLUX**

Semelhante ao tibial anterior, os músculos extensor dos dedos e extensor longo do hálux desaceleram a flexão plantar do tornozelo no contato do calcanhar. Nesses músculos, no entanto, falta a linha de força para desacelerar a pronação do pé durante a resposta à carga e

ao médio apoio. Durante a fase de balanço, os extensores dos dedos auxiliam a dorsiflexão do tornozelo e estendem os dedos para garantir que sejam retirados do solo. A menor atividade do extensor longo dos dedos e do extensor longo do hálux durante o impulso pode dar estabilidade ao tornozelo através da coativação com os flexores plantares.<sup>204</sup>

## **FLEXORES PLANTARES DO TORNOZELO**

Os músculos sóleo e gastrocnêmio (tríceps sural) são ativos durante a maior parte da fase de apoio, com exceção dos primeiros 10% do ciclo da marcha. Durante este período, a flexão plantar do pé é controlada por uma ação excêntrica dos dorsiflexores do tornozelo. A partir de cerca de 10% do ciclo da marcha para o desprendimento do calcanhar (aproximadamente de 30 a 40% do ciclo da marcha), os flexores plantares do tornozelo são ativados excêntricamente para controlar o avanço da tibia e da fíbula em relação ao tálus (ou seja, a dorsiflexão). O avanço excessivo ou descontrolado do movimento da perna resulta na dorsiflexão do tornozelo exagerada e possivelmente na flexão descontrolada do joelho.

### **ENFOQUE ESPECIAL 15-7 Papel do Tríceps Sural**

O trabalho de Stewart *et al.*<sup>175</sup> fornece algum conhecimento adicional interessante sobre o papel funcional do tríceps sural na fase de apoio da marcha. Em um grupo saudável de indivíduos, a estimulação elétrica do músculo sóleo durante a fase de apoio levou a uma diminuição da quantidade da flexão de joelho durante esta parte do ciclo da marcha. Por outro lado, a estimulação elétrica do gastrocnêmio biarticular

durante a fase de apoio produziu uma flexão do joelho maior que o normal, bem como um aumento da dorsiflexão do tornozelo. Esses resultados sugerem uma relação complexa entre a biomecânica e o controle no plano sagital do joelho e do tornozelo durante a fase de apoio. Uma ruptura no controle dessas duas articulações é frequentemente observada nos indivíduos com determinadas doenças neuromusculares.

O maior disparo da atividade dos flexores plantares do tornozelo ocorre perto do desprendimento do calcanhar e diminui rapidamente próximo a zero no desprendimento dos dedos. Durante este breve período, o encurtamento dos músculos cria um torque de flexão plantar do tornozelo, que participa na propulsão para frente do corpo. Essa ação é conhecida como *impulso*.

O gastrocnêmio também gera um baixo nível de atividade muscular no balanço inicial, presumivelmente para ajudar a flexão do joelho. Observe que em virtude de o reto femoral também estar ativo durante o balanço inicial, ocorre uma pequena quantidade de coativação dos flexores e extensores de joelho.<sup>204</sup>

Os outros flexores plantares do tornozelo (tibial posterior, flexor longo do hálux, flexor longo dos dedos e fíbulares) auxiliam o grupo gastrocnêmio - sóleo nas ações descritas anteriormente. Algumas ações adicionais desses músculos são notáveis.

## **TIBIAL POSTERIOR**

O tibial posterior, um músculo supinador potente do pé está ativo de 5 a 55% do ciclo da marcha, desacelerando a pronação do pé, entre 5% e cerca de 35% do ciclo e supinando, entre 35% e 55% (médio apoio para o

desprendimento dos dedos).<sup>87</sup> O músculo atua nos pés e na tíbia durante a fase de apoio médio e final da marcha. Com base na sua linha de tração, o encurtamento deste músculo pode supinar o retropé (e levantar o arco do pé), ao mesmo tempo girar externamente a perna em relação ao pé. Realmente, ambas as cinemáticas acopladas ocorrem quando o tibial posterior está ativo. Embora seja especulação, é interessante considerar como a dorsiflexão da articulação talocrural (que ocorre através de 50% do ciclo da marcha) pode servir para estender o músculo num momento em que ele está muito encurtado durante a sua ação acoplada à rotação externa e supinação na perna e no pé. Manter o comprimento adequado (e tensão) neste músculo, neste momento, pode auxiliar no aumento do arco longitudinal medial e adicionar a rigidez necessária para o pé preparando-o para seu impulso iminente.

#### **ENFOQUE ESPECIAL 15-8 Controle “De Baixo para Cima” ou “De Cima para Baixo” da “Pronação” Global do Membro Inferior durante a Fase Inicial do Apoio**

Conforme descrito anteriormente no capítulo e no livro, um componente cinesiológico importante do período de resposta à carga do ciclo da marcha é uma rotação interna global do membro inferior associada a uma pronação do pé. Este movimento é muitas vezes vagamente descrito clinicamente como “pronação” global de todo membro inferior. Tal movimento, quando controlado, fornece pelo menos duas funções biomecânicas úteis. Primeiro, a pronação da articulação subtalar permite (em particular seu componente horizontal) a dissipação da rotação residual interna do membro inferior após o contato do calcanhar. Segundo, a pronação da



articulação subtalar atua em conjunto com uma redução controlada do arco longitudinal medial – ambos os movimentos projetados para ajudar a absorver uma parte do impacto da carga. Para ser mais eficaz, uma “resposta de pronação” global do membro inferior deve ser realizada dentro de amplitude limitada e duração prescrita. Nos cenários do pior caso, a pronação excessiva do membro inferior, especialmente durante a participação em esportes que envolvem corrida e salto, pode resultar no “colapso medial” do joelho que pode levar a uma variedade de patologias do membro inferior, incluindo a síndrome da dor femoropatelar<sup>148</sup> e lesão do ligamento cruzado anterior.<sup>40</sup>

Uma questão fundamental clinicamente relevante relaciona a origem para a iniciação e controle da pronação global do membro inferior durante a primeira parte da fase de apoio da marcha e corrida.<sup>74,148</sup> Por causa da transferência de peso natural da fase de apoio, presume-se que a rotação interna do membro inferior *ocorre em resposta* ao padrão de pronação global do pé. A pronação do pé causa uma rotação interna da tibia, que por sua vez, leva à rotação interna do fêmur. Essa visão sugere um controle cinesiológico da pronação global do membro inferior “de baixo para cima” e é a base para a prescrição especializada de calçados e órteses para o pé das pessoas que demonstram pronação global excessiva (produzindo dor) de todo o membro inferior.<sup>74</sup>

Por outro lado, uma visão mais recente que defende um controle de pronação global do membro inferior “de cima para baixo” foi proposta. Com base nesta perspectiva, a pronação excessiva de todo o membro inferior resulta principalmente de muita rotação interna e adução do fêmur secundária à inadequada ativação ou força dos rotadores externos e

músculos abdutores, mas especialmente durante o início do apoio.<sup>121,170</sup> Este movimento femoral insuficiente leva à excessiva rotação interna da tíbia e finalmente à pronação excessiva do pé. Os defensores desta perspectiva de cima para baixo inferem que a correção da pronação excessiva do membro inferior e o colapso medial do joelho são mais bem alcançados através dos esforços terapêuticos que melhoram o controle e a força da musculatura do quadril.

É provável que ambas as perspectivas cinesiológicas, de baixo para cima e de cima para baixo, sejam complementares em vez de excludentes. A pesquisa clínica e biomecânica continuada é necessária para refinar o diagnóstico e aperfeiçoar as abordagens do tratamento nos indivíduos com patologias relacionadas à pronação global controlada excessiva ou precária do membro inferior.

Há evidências na literatura de que os indivíduos com pés excessivamente pronados (plano) apresentam maior ativação dos músculos supinadores, como o tibial posterior, tibial anterior e flexor longo do hálux.<sup>124</sup> Pessoas ativas com os pés exageradamente pronados podem desenvolver uso excessivo e subsequente tensão dos músculos supinadores, que tentam controlar a pronação excessiva do pé durante o apoio inicial.

O tibial posterior recebe atenção especial no tratamento de pessoas com paralisia cerebral. Muitas vezes hiperativo, juntamente com o músculo sóleo, pode causar uma deformidade equinvara do pé e tornozelo, que resulta na marcha do indivíduo com um pé em flexão plantar e supinado.

## **MÚSCULOS FIBULARES**

Os fibulares longo e curto estão ativos cerca de 10% do ciclo da marcha um pouco antes do desprendimento dos dedos. Além de sua função como flexores plantares, esses músculos pronadores (eversores) ajudam a combater o efeito forte de inversão causado pela ativação do tibial posterior e outros músculos posteriores profundos. O fibular longo também auxilia na cinemática do pé, segurando o primeiro raio rigidamente no solo, que fornece uma base sólida de apoio para a ação do pé como uma alavanca rígida durante o apoio terminal e a fase de pré-balanço da marcha.

## **MÚSCULOS INTRÍNSECOS DO PÉ**

Os músculos intrínsecos do pé são tipicamente ativos do médio apoio ao desprendimento dos dedos (30% a 60% do ciclo da marcha). Esses músculos estabilizam o antepé e levantam o arco longitudinal medial, proporcionando assim uma alavanca rígida para a flexão plantar do tornozelo no apoio terminal e pré-balanço. Eles também podem auxiliar ao controlar a extensão dos dedos entre o desprendimento do calcanhar e dos dedos.

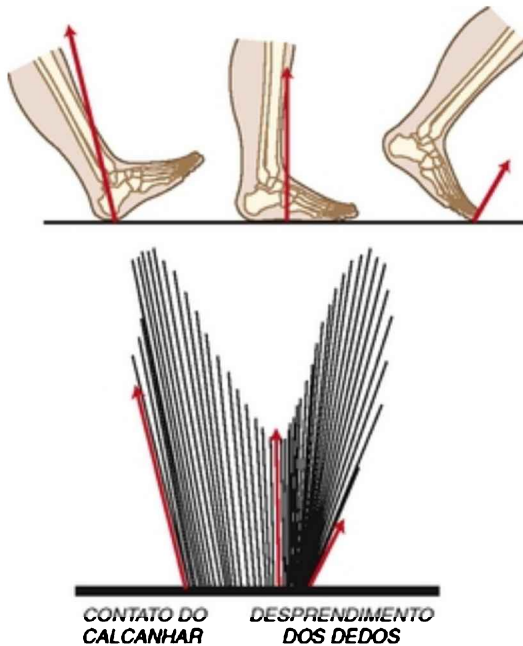
## **CINÉTICA**

Compreender as forças que são responsáveis pelo movimento durante a marcha desempenha um papel crítico na compreensão do movimento normal e patológico. Embora a cinética (estudo de forças) da marcha não seja visualmente perceptível, é fundamentalmente responsável pela cinemática observada.

## **Forças de Reação do Solo**

Durante a locomoção, as forças são aplicadas sob a superfície do pé toda vez que uma pessoa dá um passo. As forças aplicadas ao solo pelos pés são chamadas de *forças do pé*. Por outro lado, as forças aplicadas ao pé pelo solo são chamados de *forças de reação do solo* (ou piso). Essas forças são de igual magnitude, mas sentido oposto. (A Terceira Lei de Newton - a lei da ação e reação - afirma que as forças estão sempre presentes em pares, iguais em magnitude e em direção oposta.) Este capítulo concentra-se principalmente nas forças de reação do solo em função do impacto que potencialmente eles têm sobre o corpo.

A descrição das forças de reação do solo segue um sistema de coordenadas cartesianas, com as forças expressas ao longo de três eixos ortogonais: vertical, anteroposterior e mediolateral. A soma vetorial das três forças dá um único vetor de força resultante entre o pé e o solo. Essa soma de vetores realizados para o componente vertical e anteroposterior das forças de reação do solo leva à clássica representação “borboleta” das forças de reação do solo para um passo simples (Fig. 15-30).



**FIGURA 15-30** A parte inferior da figura ilustra a clássica “borboleta” de representação das forças de reação do solo para um passo. Cada linha representa a força resultante da soma vetorial das forças vertical e anteroposterior em intervalos regulares (ou seja, a cada 10 m/s, neste caso). A parte superior da figura representa a forma como as linhas sucessivas a partir da “borboleta” refletem a progressão da aplicação da força sob o pé do contato do calcanhar ao desprendimento dos dedos. Os vetores em vermelho indicam o contato do calcanhar, o médio apoio e o desprendimento dos dedos.

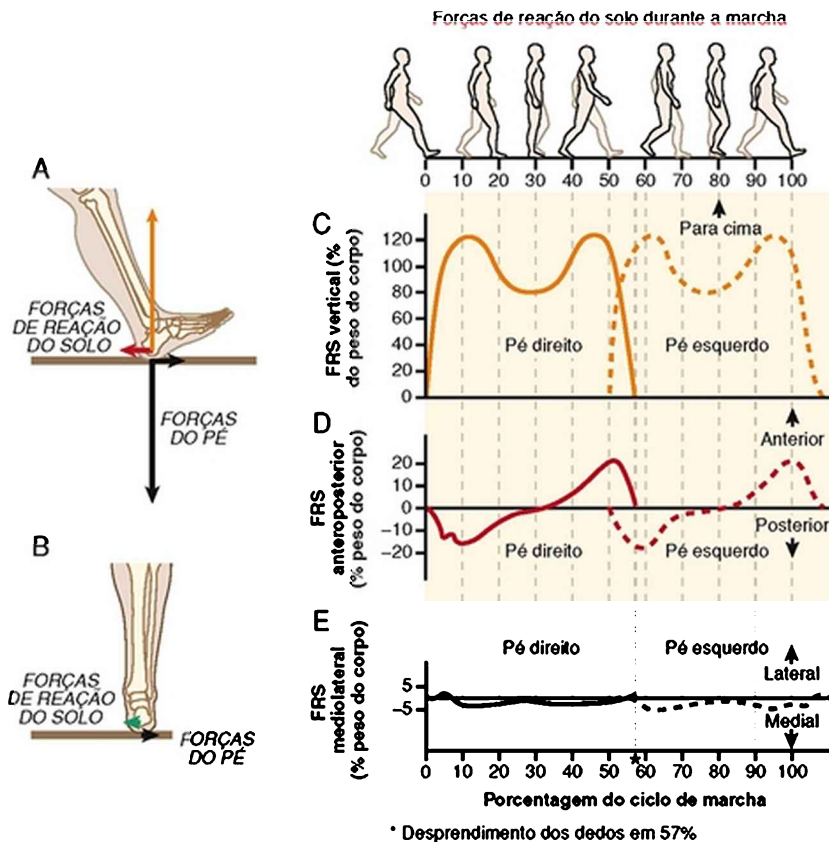
*(Dados de Whittle M: Gait analysis: an introduction, ed 4, Oxford, 2007, Butterworth-Heinemann.)*

**Pico das Forças de Reação do Solo (Em Porcentagem do Peso Corporal)**

- Vertical: 120% do peso corporal (PC)
- Anteroposterior: 20% PC
- Mediolateral: 5% PC

## FORÇAS VERTICAIS

As forças verticais são aquelas dirigidas perpendiculares à superfície de apoio. Estes picos de forças de reação do solo vertical dobram em um determinado ciclo da marcha. As forças são um pouco maior do que o peso do corpo no momento da resposta de carga e novamente no apoio terminal (Fig. 15-31, A e C). Durante o médio apoio, as forças de reação do solo são um pouco menor que o peso corporal. Esta flutuação é o resultado da aceleração vertical do CM do corpo. (Força é uma função da massa e da aceleração:  $F = ma$ .) No momento da resposta à carga, o CM do corpo move-se para baixo (Fig. 15-13). Uma força de reação vertical do solo superior ao peso de um corpo, portanto, é necessária para inicialmente desacelerar o movimento descendente do corpo e, em seguida, acelerá-lo para cima. (Isso é semelhante a saltar sobre uma balança e numa breve leitura, o peso ser maior do que o peso corporal estático.) No médio apoio, a força de reação vertical do solo é menor do que o peso corporal, como resultado de uma relativa “retirada de peso” causado pelo momento ascendente do corpo adquirido durante a fase inicial do apoio. A maior força de reação do solo no apoio terminal reflete o esforço combinado dos flexores plantares e da necessidade de inverter o movimento descendente do corpo que ocorre no apoio durante o pré-balanço.



**FIGURA 15-31** Forças de reação do solo (FRS) durante a marcha. **A** ilustra a força vertical (*seta laranja*) e FRS anteroposterior (*seta vermelha*) e as forças do pé (*setas pretas*), a 10% do ciclo da marcha. **B** ilustra a força mediolateral a 10% do ciclo da marcha. **C**, **D** e **E** mostram as FRS para um ciclo de marcha. As linhas tracejadas são dados para a fase de apoio no pé esquerdo.

## FORÇAS ANTEROPOSTERIORES

No sentido anteroposterior, as forças de cisalhamento são aplicadas paralelamente à superfície de apoio. No contato

com o calcanhar, a força de reação do solo está na direção posterior (ou seja, o pé aplica uma força direcionada anteriormente para o solo) (Fig. 15-31, *D*). Nessa altura, o atrito suficiente é necessário entre o pé e o solo para evitar que o pé escorregue para frente (imagem do desenho animado clássico de uma pessoa caindo no chão, depois de escorregar numa casca de banana). Como a magnitude da força de reação do solo no sentido horizontal aumenta com passos mais longos e com a velocidade da marcha mais rápida, o atrito entre o pé e o solo é necessário para evitar que o pé escorregue.<sup>33,76,106</sup> Assim, o coeficiente de atrito necessário para a deambulação é calculado como a relação entre a força resultante de cisalhamento (que é a soma vetorial das forças horizontais combinadas nas direções anteroposterior e mediolateral) dividida pela força vertical aplicada sob o pé.<sup>20,33</sup> As estratégias para evitar o escorregamento são minimizar a distância entre a localização do pé, do CM do corpo e reduzir a velocidade da marcha. É por isso que muitas vezes as pessoas realizam passos mais curtos e estreitos ao caminhar sobre uma superfície de gelo - estão diminuindo a demanda por atrito, mantendo os pés quase diretamente sob CM.

Durante o apoio terminal e pré-balanço, a força de reação do solo é dirigida anteriormente, com o pé aplicando posteriormente uma força dirigida para o solo, a fim de impulsionar o corpo para frente. A magnitude da força de propulsão depende da velocidade da marcha e especialmente das tentativas para acelerar. O atrito inadequado entre o pé e o solo, neste momento, muitas vezes faz com que o pé deslize para trás, sem impulsionar o corpo para frente. Isso explica a dificuldade sentida quando



se acelera rapidamente ao caminhar sobre uma superfície escorregadia.

O pico da força de reação do solo anteroposterior geralmente é igual à cerca de 20% do peso corporal. Estas forças de cisalhamento são em grande parte o resultado do CM do corpo que está posterior (no contato do calcanhar) ou anteriormente (no apoio terminal e pré-balanço) ao pé. Quanto maior o comprimento do passo, maior a força de cisalhamento, por causa do maior ângulo entre o membro inferior e o solo. As propriedades de inércia do corpo, tais como o momento, também contribuem para as forças anteroposteriores de reação do solo.

A força de reação do solo posteriormente direcionadas no contato do calcanhar momentaneamente retarda a progressão do corpo para frente. Por outro lado, o corpo é acelerado momentaneamente à frente do desprendimento dos dedos, como resultado de uma força de reação do solo anteriormente dirigida. Observe que a força propulsora de um membro é aplicada simultaneamente à força de frenagem do membro oposto durante o período de duplo apoio (Fig. 15-31, *D*). Quando se caminha em uma velocidade constante, a força propulsora que ocorre no final do apoio equilibra a força de frenagem que ocorre na fase inicial. Como essas forças são de magnitude relativamente igual, mas de sentido oposto, fornecem o equilíbrio para o corpo quando o peso é transferido de um membro inferior ao outro no momento do duplo apoio. Desacelerar exige uma força de frenagem maior que a força de propulsão: acelerar exige o oposto.

## **FORÇAS MEDIOLATERAIS**

A magnitude da força de reação do solo na direção

mediolateral é relativamente pequena (ou seja, menos de 5% do peso corporal) e mais variável entre os indivíduos (Fig. 15-31, *B* e *E*). Tal como acontece com a força de cisalhamento anteroposterior, a magnitude e a direção desta força dependem principalmente da relação entre a posição do CM do corpo e da localização do pé. Durante os mais ou menos 5% iniciais do ciclo da marcha, uma pequena força de cisalhamento de reação do solo, dirigida lateralmente, é produzida para parar a velocidade lateromedial do pé, que está normalmente presente no momento do contato do calcanhar. Durante o resto da fase de apoio, no entanto, o CM do corpo está medial ao pé (Fig. 15-13), causando uma força dirigida lateralmente para o solo pelo pé e, portanto, uma força de reação do solo dirigida medialmente. Essas forças de reação do solo dirigidas medialmente através do apoio inicialmente desaceleram o movimento lateral da CM. Então, essas forças de reação do solo aceleram o CM medialmente em direção ao membro inferior contralateral, que está em balanço para frente e se prepara para fazer o próximo contato com o pé no solo.

Embora a ação das forças de reação mediolaterais, não possam ser facilmente sentidas durante a marcha normal, são percebidas durante os passos muito grandes, ou quando se salta de um lado para outro. Na verdade, os maiores valores de pico em forças de reação mediolaterais do solo são frequentemente vistos em indivíduos com largura maior do passo. A necessidade de atrito pode ser novamente apreciada ao se observar alguém caminhando sobre o gelo. As pessoas que andam no gelo reduzem a largura de seus passos como se estivessem andando numa corda bamba. Esta adaptação destina-se a manter o CM do

corpo diretamente sobre os pés para minimizar as forças de reação mediolaterais do solo e, portanto, a necessidade de atrito. Os patinadores fazem uso dessas forças de reação mediolaterais do solo para impulsionar o corpo para frente. *I. e.* conseguido através de uma lâmina que escava o gelo, proporcionando uma resistência adequada para a propulsão.

### **Trajatória do Centro de Pressão**

A trajetória do centro de pressão (CP) sob o pé através do apoio segue um padrão relativamente reprodutível (Fig. 15-32). (O termo *pressão* é usado para descrever a força de reação do solo relacionado à sua área específica de aplicação.) No contato do calcanhar, o CP está localizado lateralmente ao ponto médio do calcanhar. Então, ele se move progressivamente para a região lateral do médio-pé no apoio médio e para a região medial do antepé (sob a primeira ou segunda cabeça metatársica) durante o desprendimento do calcanhar para o desprendimento dos dedos. A localização do CP ajuda a explicar a tendência do tornozelo e do pé para a flexão plantar e eversão, respectivamente, no contato do calcanhar (Fig. 15-33). Ambas as tendências são parcialmente controladas pela ativação excêntrica dos músculos do tornozelo, ou seja, os dorsiflexores incluindo o músculo tibial anterior.

Trajétória do centro de pressão sobre a superfície plantar do pé

DESPRENDIMENTO DOS DEDOS



CONTATO DO CALCANHAR

FIGURA 15-32 Trajetória do centro de pressão (CP) sob o pé, do contato do calcanhar ao desprendimento dos dedos. A área sombreada é representativa da variabilidade individual da trajetória do CP.

Torques gerados pela força de reação do solo no contato do calcanhar

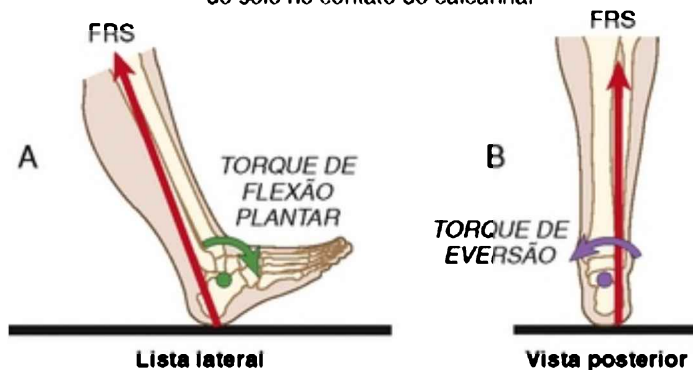


FIGURA 15-33 No contato do calcanhar, o ponto e a direção da aplicação da força de reação do solo (FRS) no calcâneo cai

posteriormente ao eixo de rotação da articulação talocrural (*círculo verde*), criando assim um torque de flexão plantar no tornozelo (A). Este torque externo requer a geração de um torque interno oposto de dorsiflexão pelos dorsiflexores do tornozelo. Em B, a localização lateral da força de reação do solo sobre o calcâneo (em relação ao seu ponto médio descrito como um círculo roxo) produz um torque em eversão na articulação subtalar. Esta tendência é parcialmente controlada pela ação do tibial anterior.

## Potência e Torque Articulares

Durante a marcha, as forças de reação do solo aplicadas sob o pé geram um *torque externo* sobre as articulações dos membros inferiores. Este fato é ilustrado na Figura 15-34. Durante a resposta à carga no membro direito, a linha de ação da força de reação do solo está localizada atrás do tornozelo e do joelho, mas anteriormente ao quadril. Como consequência, as forças de reação do solo no contato do calcâneo produzem a flexão plantar do tornozelo, a flexão do joelho e a flexão do quadril. Para impedir o colapso do membro inferior, esses torques externos são resistidos por *torques internos* criados pela ativação dos dorsiflexores do tornozelo, extensores do joelho e extensores do quadril.

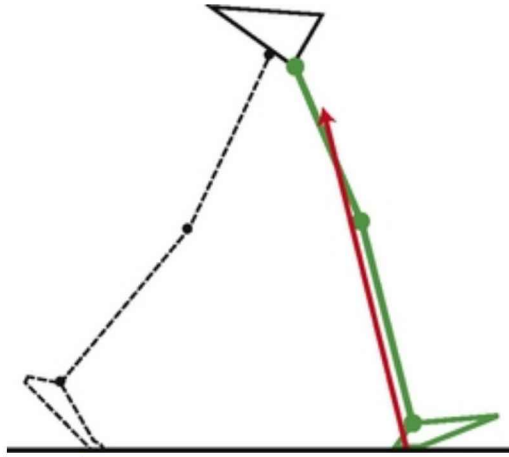


FIGURA 15-34 Durante a resposta à carga, a linha de ação das forças de reação do solo (posterior ao tornozelo, posterior ao joelho e anterior ao quadril) promove flexão plantar do tornozelo, flexão do joelho e flexão do quadril.

(Modificado de Whittle M: *Gait analysis: na introduction*, ed 4, Oxford, 2007, Butterworth-Heinemann.)

Uma análise simplificada da magnitude dos torques internos (muscular) poderia ser derivada de um diagrama do corpo semelhante ao da Figura 15-34, assumindo uma condição de equilíbrio estático. Um cálculo mais preciso, no entanto, requer o uso de uma abordagem dinâmica inversa, que leva em consideração a natureza dinâmica da ação.<sup>5</sup> Essa abordagem requer o conhecimento das características antropométricas dos segmentos de massa do indivíduo, a localização do CM do segmento, a matriz de inércia do centro de massa do segmento, a magnitude exata da posição do corpo e do movimento (velocidade linear e angular de cada segmento) e as forças de reação do solo durante o ciclo marcha (Fig. 15-5). Neste capítulo, grande parte dos dados sobre torques internos durante a

marcha é baseada na abordagem da dinâmica inversa.

Como mencionado anteriormente, a ativação dos músculos cria a maioria dos torques internos que controla a mobilidade articular, especialmente em posições de médio alcance. Este torque interno está associado à ativação muscular concêntrica, quando o conjunto se move na direção da ação do músculo; em contrapartida, o torque interno está associado à ativação muscular excêntrica, quando o conjunto se move na direção oposta da ação do músculo. Em ambos os casos, a magnitude do torque interno corresponde razoavelmente à descrição da ativação muscular fornecida anteriormente neste capítulo.

Os torques internos também podem ser criados por forças passivas geradas pela deformação e pelo recolhimento dos tecidos conjuntivos, tais como a cápsula, os tendões e os ligamentos. Nem sempre é possível afirmar com certeza a contribuição relativa das forças ativa e passiva para um torque interno através da articulação. Em alguns casos, porém, tal como no meio da amplitude de movimento, pode ser um processo bastante simples e dedutivo para identificar as estruturas responsáveis (possivelmente músculos ativos), mas em outros casos, próximo do final da amplitude do movimento, as contribuições das estruturas, ativas e passivas necessitam ser consideradas.<sup>201</sup> Muitos desvios da marcha associados à fraqueza muscular dependem fortemente de tensões passivas criadas na amplitude final da posição articular, para os torques internos exigidos para a deambulação.

A literatura frequentemente utiliza o termo torque interno articular *líquido* na tentativa de explicar a coativação dos grupos musculares agonista-antagonista. Por exemplo, o torque produzido pela flexão dos músculos

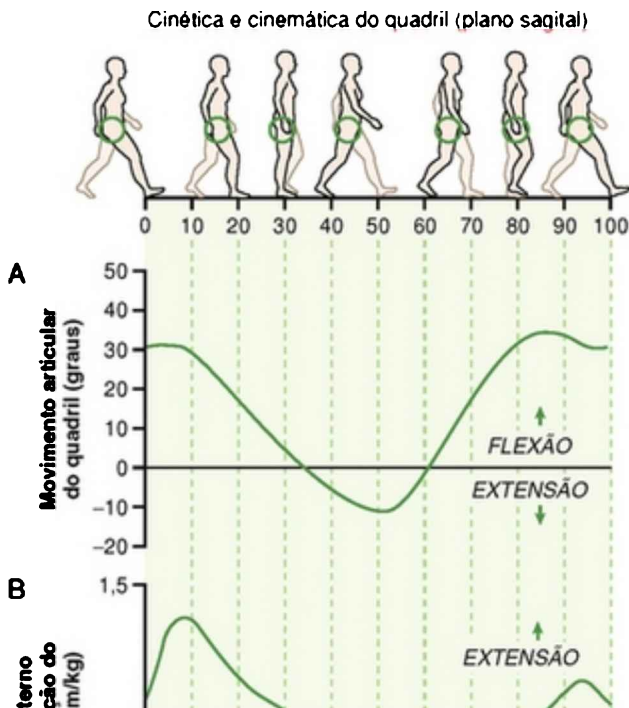
flexores do quadril durante a fase de balanço pode ser associado à ligeira (excêntrica) ativação dos músculos que estendem o quadril. Na teoria, o torque extensor subtrai o torque de flexão do quadril, gerando, assim, um torque de flexão líquido. Embora durante a marcha este torque antagonístico seja provavelmente pequeno, ele precisa ser considerado, especialmente em patologias, tais como acidente vascular cerebral ou doença de Parkinson. Este capítulo não utiliza sistematicamente o termo modificado, *líquido*, embora esteja implícito.

O conceito de torque interno fornece *insight* valioso sobre o papel especial dos músculos e tecidos conectivos no controle de uma articulação durante a marcha. O torque interno, contudo, não descreve a *taxa* de trabalho realizada pelos músculos ou a deformação passiva dos tecidos conjuntivos; isso requer conhecimento da potência. A potência é o produto do torque interno líquido e da velocidade angular. A potência articular reflete a taxa líquida de geração ou absorção de energia de todos os músculos e outros tecidos conjuntivos que cruzam uma articulação. Um valor positivo indica a *geração* de potência, o que reflete a ativação muscular concêntrica e a liberação de energia dos tecidos conjuntivos previamente alongados. Um valor negativo, ao contrário, indica a *absorção* de potência, o que reflete a ativação muscular excêntrica e do alongamento passivo dos tecidos conjuntivos.<sup>201</sup> O conceito de geração de potência e de absorção pode ser entendido com o exemplo da realização de um salto. Durante o movimento de agachamento inicial antes de um salto, a maioria dos músculos dos membros inferiores trabalham excêntrica e absorvem energia. Essa energia é então liberada pela ativação muscular



concêntrica e dos tecidos conjuntivos alongados durante o movimento do corpo para cima. A aplicação deste conceito no campo do fortalecimento muscular é conhecida como *treinamento pliométrico*.

Deve ser reenfocado que a geração e absorção de energia são baseadas no *produto* da velocidade angular e torque interno. Considere, por exemplo, que mesmo um grande torque interno pode criar apenas uma pequena quantidade de energia se a velocidade angular é muito baixa. Alternativamente, o mesmo torque cria uma potência muito grande se a velocidade angular é grande. É importante considerar esse conceito quando se interpretar os dados apresentados nas Figuras 15-35, 15-36, 15-38 e 15-42.<sup>9,204,205</sup>



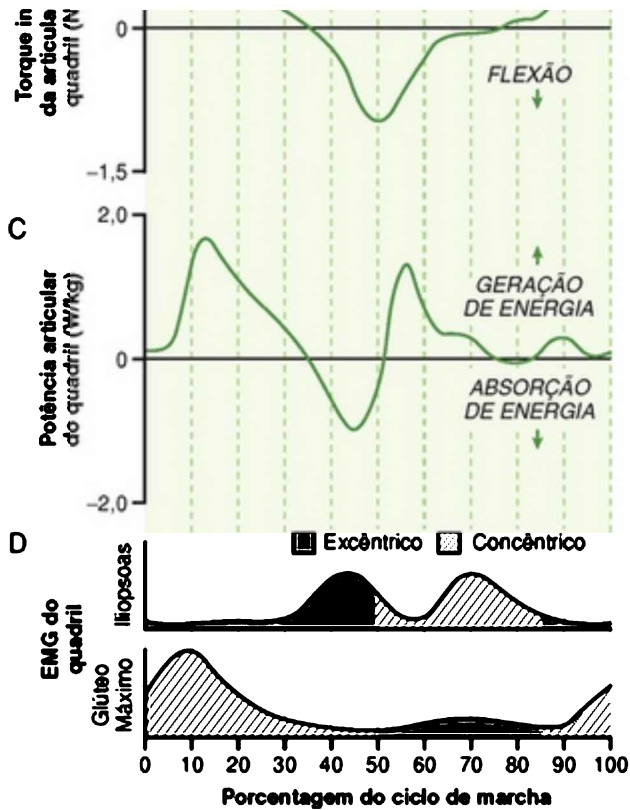
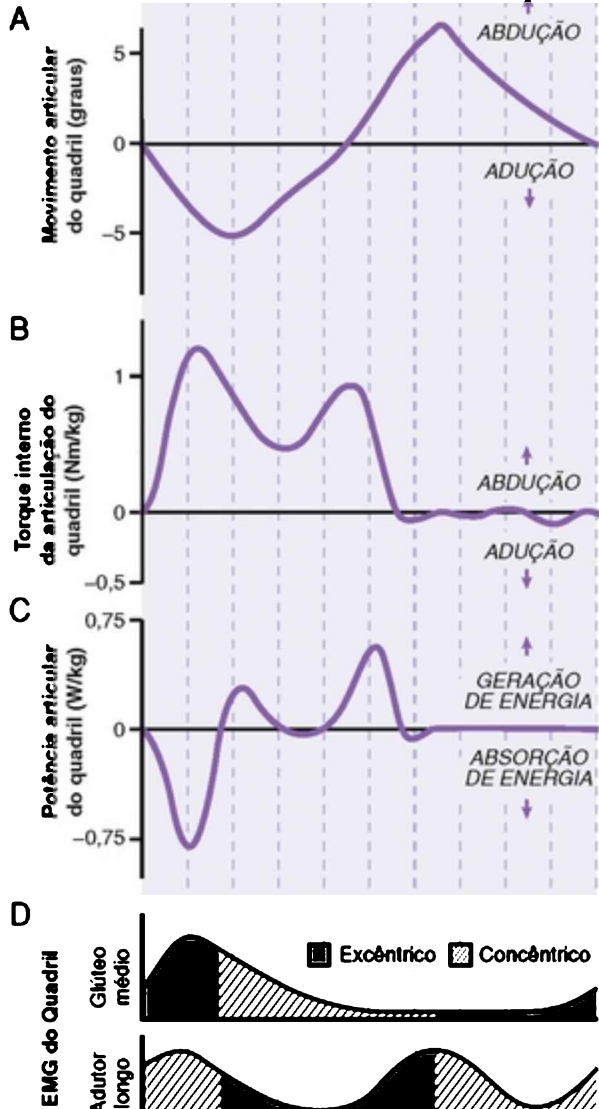
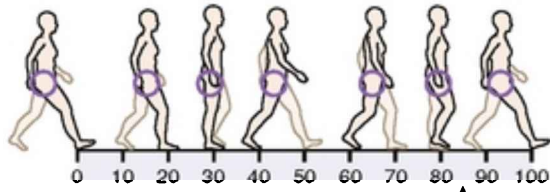


FIGURA 15-35 Movimento do quadril no plano sagital (A), torques internos (B), potências (C) e sinal eletromiográfico (D) para um ciclo de marcha. As curvas eletromiográficas representam a intensidade relativa da ativação muscular durante o ciclo da marcha. Como na Figura 15-29, observe que a amplitude do sinal eletromiográfico é ilustrado de modo que seu valor máximo durante o ciclo da marcha preenche a dimensão vertical dos gráficos. O sinal é, portanto, normalizado para o valor máximo obtido durante o ciclo da marcha, e não à sua capacidade de gerar força máxima.

(Dados de torque e potência normalizados para massa corporal de Winter et al, 1996.<sup>205</sup> e dados eletromiográficos de Winter, 1991<sup>204</sup> e Bechtol, 1975.<sup>9</sup>)

Cinética e cinemática do quadril (plano frontal)



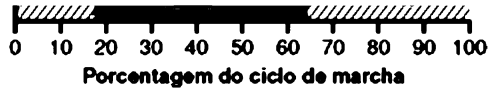
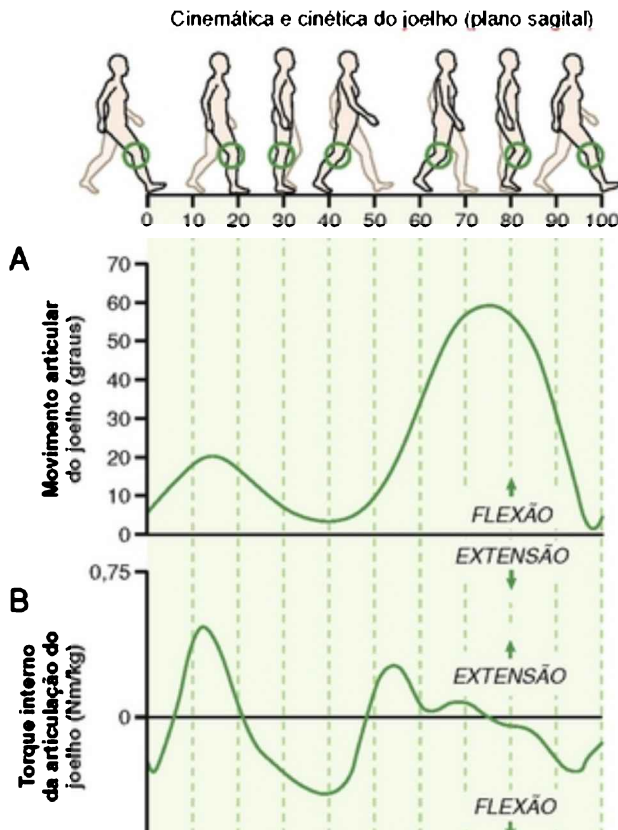


FIGURA 15-36 Movimento do quadril no plano frontal (A), torques internos (B), potências (C) e sinal eletromiográfico (D) para um ciclo de marcha. As curvas eletromiográficas representam a intensidade relativa da ativação muscular durante o ciclo da marcha. Ver legenda na Figura 15-35 para comentários adicionais sobre a normalização dos dados eletromiográficos. EMG, eletromiografia.

(Dados de torque e potência normalizados para massa corporal de Winter et al, 1996<sup>205</sup> e os dados eletromiográficos de Winter, 1991.<sup>204</sup>)



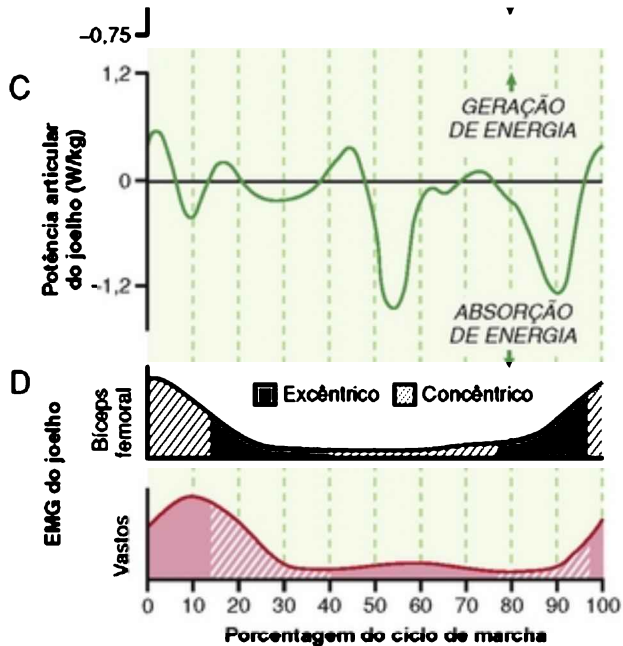
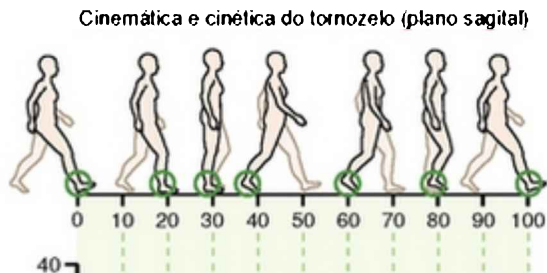


FIGURA 15-38 Movimento do joelho no plano sagital (A), torques internos (B), potências (C) e sinal eletromiográfico (D) para um ciclo de marcha. As curvas eletromiográficas representam a intensidade relativa da ativação muscular durante o ciclo da marcha. Consulte a legenda na Figura 15-35 para comentários adicionais sobre a normalização dos dados eletromiográficos. EMG, eletromiografia.

(Torque e potência dados normalizados para massa corporal de Winter et al, 1996<sup>205</sup> e dados eletromiográficos de Winter, 1991.<sup>204</sup>)



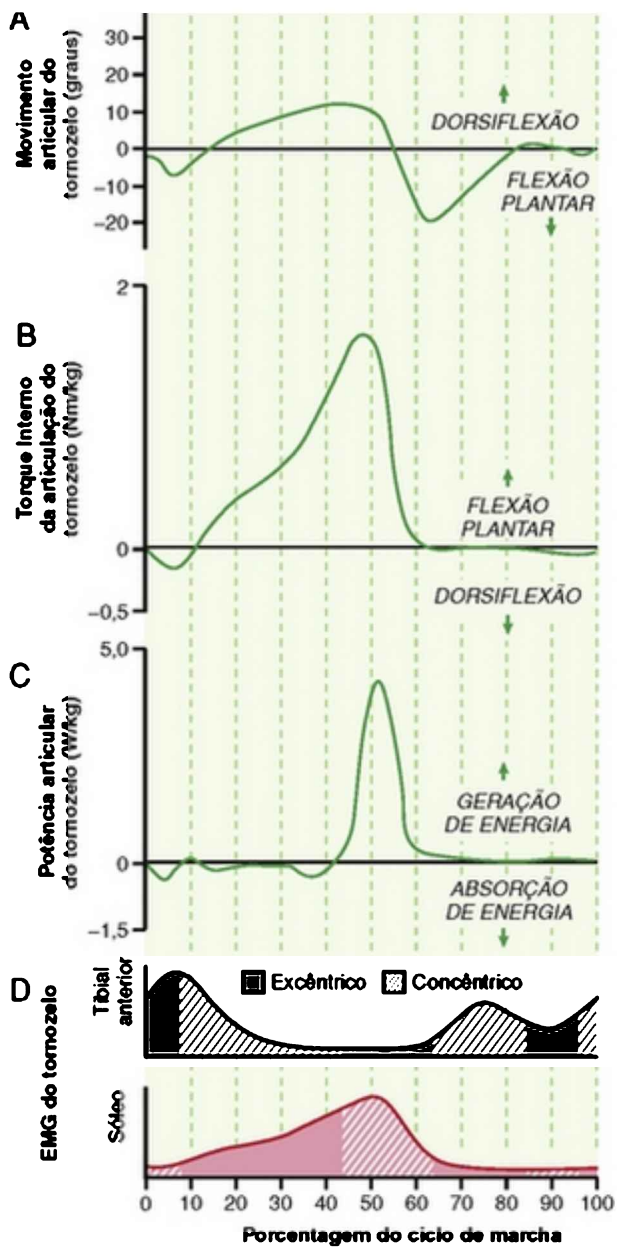


FIGURA 15-42 Movimento do tornozelo no plano sagital (A), torques internos (B), potências (C) e sinais eletromiográficos (D)

para um ciclo de marcha. As curvas eletromiográficas representam a intensidade relativa da ativação muscular durante o ciclo da marcha. Consulte a legenda da Figura 15-35 para comentários adicionais sobre a normalização dos dados eletromiográficos. *EMG*, eletromiografia.

*(Torque e potência dados normalizados para massa corporal de Winter et al, 1996<sup>205</sup> e dados eletromiográficos de Winter, 1991.<sup>204</sup>)*

As seções a seguir destacam os torques primários e as potências geradas durante a marcha. Essas seções também fornecem figuras que resumem a cinemática e a cinética do quadril, do joelho e do tornozelo no plano sagital e do quadril no plano frontal. O estudo cuidadoso desses dados deverá fornecer uma maior compreensão das relações entre a mobilidade articular, o torque, a potência e a ativação muscular durante a marcha. Há um forte acordo geral na literatura sobre o padrão e a magnitude do torque e potência dados no plano sagital durante a deambulação. Mas, como os dados cinemáticos, o torque e a potência são parcialmente derivados dos dados cinemáticos, há muita variação na literatura para o torque no plano frontal e especialmente no horizontal e os dados da potência.<sup>54,72,104,116,159</sup>

A análise conjunta dos torques e das potências proporciona um retrato mais completo da biomecânica da marcha.<sup>44,65,102,152,201</sup> Estas variáveis ajudam a estabelecer a contribuição relativa das várias articulações e dos grupos musculares para dar apoio e propulsão ao corpo.<sup>19,89,105</sup> A compreensão e o tratamento da marcha patológica beneficiam-se deste tipo de informação.

## QUADRIL

Na parte inicial da fase de apoio, no *plano sagital*, a musculatura do quadril gera um torque de extensão que serve para aceitar o peso do corpo, controlar o momento anterior do tronco e estender o quadril (Fig. 15-35, A e B). Na segunda metade do apoio, um torque de flexão é gerado inicialmente para desacelerar a extensão do quadril e, em seguida, iniciar a flexão antes do desprendimento dos dedos. Esse torque de flexão do quadril é o resultado de uma combinação de forças passivas das estruturas anteriores da articulação do quadril, incluindo a cápsula articular e a atividade dos músculos flexores do quadril.<sup>201</sup> No balanço inicial, um torque pequeno de flexão do quadril, correspondente à ativação concêntrica dos músculos flexores, também auxilia na flexão desta articulação. Na segunda metade do balanço (cerca de 80% do ciclo da marcha), um torque extensor é necessário para inicialmente desacelerar o movimento de flexão do quadril e, em seguida, iniciar a extensão.

A Figura 15-35, C mostra a curva de potência do quadril no plano sagital. Nos primeiros 35% do ciclo da marcha, a energia é gerada para sustentar o corpo, levantar o CM, controlar o tronco e impulsionar o corpo para frente.<sup>205</sup> A energia é absorvida até alcançar cerca de 50% do ciclo da marcha, refletindo a desaceleração da extensão do quadril, secundária à resistência fornecida pelas estruturas anteriores e da ativação excêntrica dos flexores do quadril. No pré-balanço e balanço inicial, a energia é gerada para flexionar o quadril.<sup>201</sup> Uma pequena quantidade de flutuação de energia ocorre durante a segunda metade do balanço, refletindo a combinação das alterações na velocidade angular do quadril e no torque



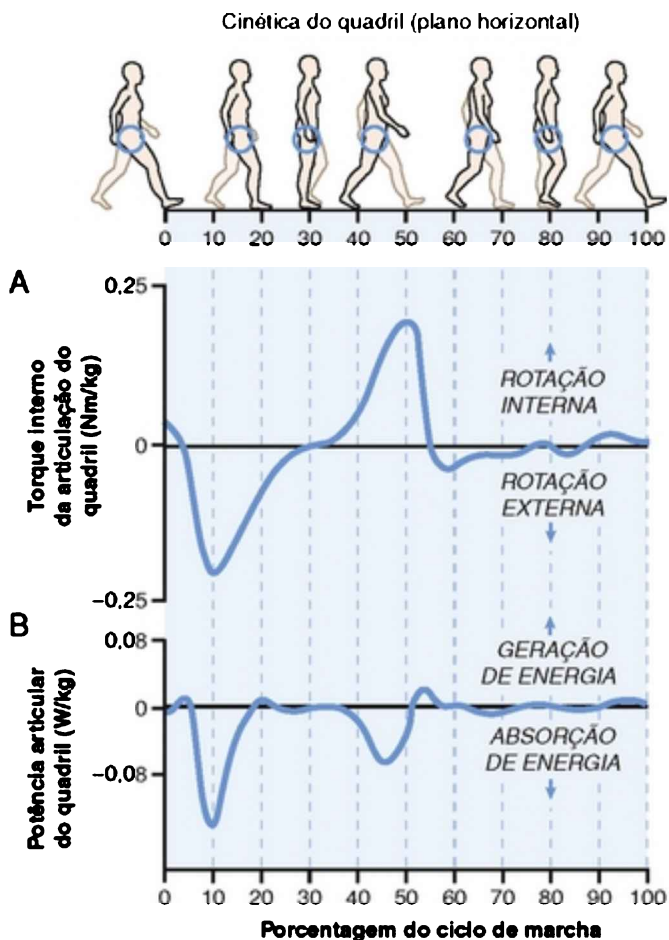
necessário para primeiramente desacelerar a flexão e, em seguida, dar início à extensão.

Para completar a descrição do movimento no plano sagital do quadril durante a marcha, a Figura 15-35, *D* ilustra a intensidade relativa e o tipo de ativação muscular de dois músculos antagonistas primários do quadril. As áreas da curva eletromiográfica são codificadas para representar a ativação presumida do músculo excêntrico (área sombreada) e a ativação concêntrica (área tracejada), com base na direção do movimento angular do quadril. Em geral, as ativações musculares correlacionam-se com a absorção de energia (ação excêntrica) e com a geração de energia (ação concêntrica).

No *plano frontal*, um grande torque de abdução ocorre durante a fase de apoio para suportar a massa do corpo que está localizada medialmente à articulação do quadril (Fig. 15-36, *A* e *B*). A absorção de energia ocorre na parte inicial do apoio (Fig. 15-36, *C*), enquanto o lado oposto da pelve está inicialmente para baixo (Fig. 15-36, *A*). Essas cinemáticas são controladas através da ativação excêntrica dos abdutores do quadril (Fig. 15-36, *D*). Dois disparos de geração de energia são observados cerca de 20% e 50% do ciclo da marcha, à medida que a pelve contralateral é elevada (Fig. 15-36, *C*).

No *plano horizontal*, um torque de rotação externa é usado para desacelerar a rotação interna do fêmur nos primeiros 20% do ciclo da marcha (Fig. 15-37, *A*). Esse torque é seguido por um torque de rotação interna que avança o lado contralateral da pelve para frente durante o resto do apoio. Observe as pequenas magnitudes desses torques, cerca de 15% deles nos planos sagital e frontal. A ativação excêntrica dos rotadores externos do quadril em

20% iniciais do ciclo da marcha justifica a absorção de energia registrada nesse momento na Figura 15-37, B. No entanto, como citado anteriormente, a variabilidade existente nos registros desses dados no plano horizontal para o quadril é parcialmente atribuída à sua menor magnitude, às dificuldades em fazer medições cinemáticas precisas no plano horizontal e aos diferentes métodos de processamento de dados.<sup>104,152,159,160</sup>



---

FIGURA 15-37 Torques internos no plano horizontal (A) e potências (B) para o quadril.

*(Dados normalizados de massa corporal de Winter DA, Eng JJ, Ishac M: Three-dimensional moments, powers and work in normal gait: implications for clinical assesments. In Harris GF, Smith PA, eds: Human motion analysis: current applications and futures directions, New York, 1996, IEEE Press.)*

## JOELHO

No *plano sagital*, no contato do calcanhar, um muito breve (os primeiros 4% do ciclo da marcha) torque de flexão inicial presumivelmente garante que o joelho seja flexionado para proporcionar um alinhamento adequado para absorção do choque (Fig. 15-38, A e B). Um torque de grande extensão necessário para a resposta à carga rapidamente segue esse torque de flexão breve. Este torque extensor continua até atingir 20% da marcha, inicialmente para controlar a flexão do joelho e em seguida, para estendê-lo. A partir de 20% a 50% do ciclo da marcha, um torque de flexão interna está presente no joelho, apesar da extensão do joelho em 20% a 40% do ciclo. Por causa da pouca atividade presente dos isquiotibiais neste momento, o torque de flexão interna provavelmente resulta da tensão passiva nas estruturas posteriores do joelho, incluindo a cápsula, que estão sendo alongadas. A flexão do joelho, em preparação para a fase de balanço, começa em 40% do ciclo da marcha, que coincide com a direção do torque de flexão interna no joelho em 40% a 50%. Pouco antes do desprendimento dos dedos, no entanto, um torque de pequena extensão interna ocorre para controlar a flexão do joelho. No balanço terminal, um torque de flexão interno é gerado para desacelerar a extensão do joelho.

A curva de potência no plano sagital reflete a ação da musculatura ao redor dos joelhos (Fig. 15-38, C e D). A geração de energia de curta duração no apoio inicial demonstra que o torque de flexão do joelho cria a flexão do joelho. Então, momentaneamente ocorre a absorção de energia, que reflete a ação excêntrica do quadríceps em 5% a 15% do ciclo da marcha. Isso é seguido por outro breve instante de geração de energia, que indica o início da extensão do joelho produzido pelo torque contínuo de extensão da articulação. Pouco antes do desprendimento dos dedos, em 50% a 60% do ciclo da marcha, a energia é absorvida pelos extensores do joelho para controlar a flexão do joelho. Na segunda metade da fase de balanço, os isquiotibiais absorvem a energia enquanto o membro do balanço é desacelerado (Fig. 15-38, C e D), até o início da flexão do joelho, pouco antes do próximo contato do calcanhar.

No *plano frontal* (Fig. 15-39, A), durante o apoio, um torque de abdução interno no joelho opõe-se ao torque de adução externo (varo) criado pela força resultante de reação do solo passando medial ao joelho (Fig. 15-40). O torque de abdução interno é criado por uma combinação de estruturas ativas e passivas, incluindo a banda iliotibial, o tensor da fáscia lata e os ligamentos laterais do joelho. Apesar do grande torque (Fig. 15-39, A), os valores de potência neste plano são muito baixos em virtude da pequena quantidade de movimento do joelho e, conseqüentemente, da baixa velocidade angular durante o apoio (Fig. 15-39, B).

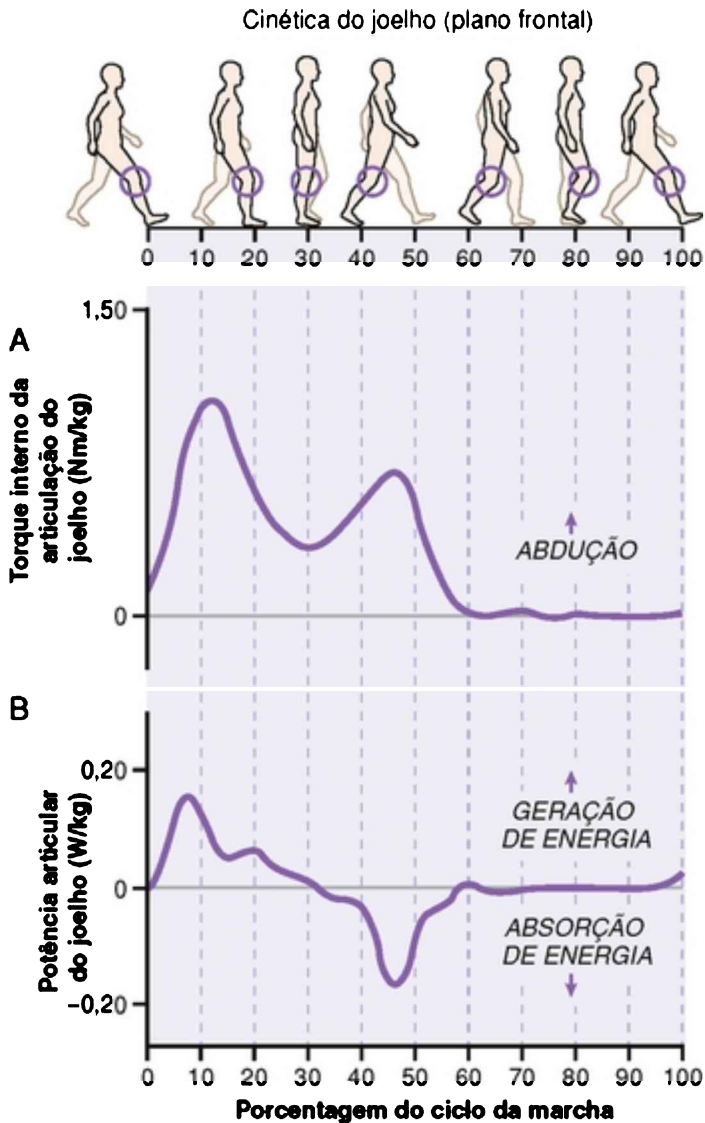


FIGURA 15-39 Torques internos no plano frontal (A) e potências (B) para o joelho.

(Dados normalizados para massa corporal de Winter DA, Eng JJ, Ishac M: Three-dimensional moments, powers and work in normal gait: implications for clinical

assessments. Harris GF, Smith PA, eds: *Human motion analysis: current applications and future directions*, New York, 1996, IEEE Press.)

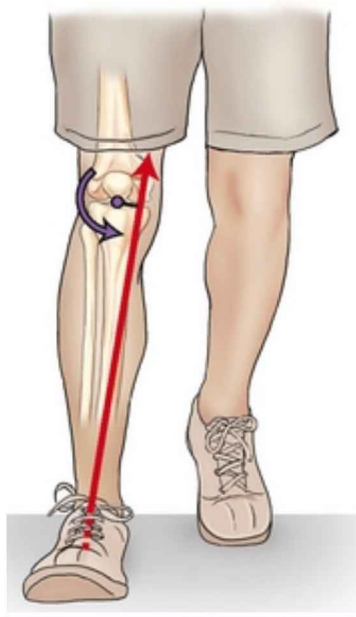


FIGURA 15-40 O instante da aplicação de peso sobre o pé durante a marcha cria um torque no joelho em varo.

No entanto, o padrão inicial de geração de energia seguido de absorção sugere um pequeno movimento de abdução do joelho (valgo), seguido inicialmente por uma pequena quantidade de adução do joelho (varo).

No *plano horizontal* os torques articulares no joelho são similares àqueles no quadril, com um torque de rotação externa na primeira metade do apoio e um torque de rotação interna na segunda metade (Fig. 15-41, A). Esses torques são provavelmente passivos, gerados pelos ligamentos do joelho, em resposta aos torques ativos do

quadril criados no plano horizontal.<sup>53</sup> Durante a resposta à carga, uma pequena quantidade de energia é absorvida, enquanto as estruturas capsulares e ligamentares do joelho resistem ao movimento de rotação interna do fêmur sobre a tíbia (ou rotação externa do joelho) (Fig. 15-41, *B*). Novamente, estes valores de potência e torque são de pequena magnitude em contraste com aqueles nos planos sagital e frontal.

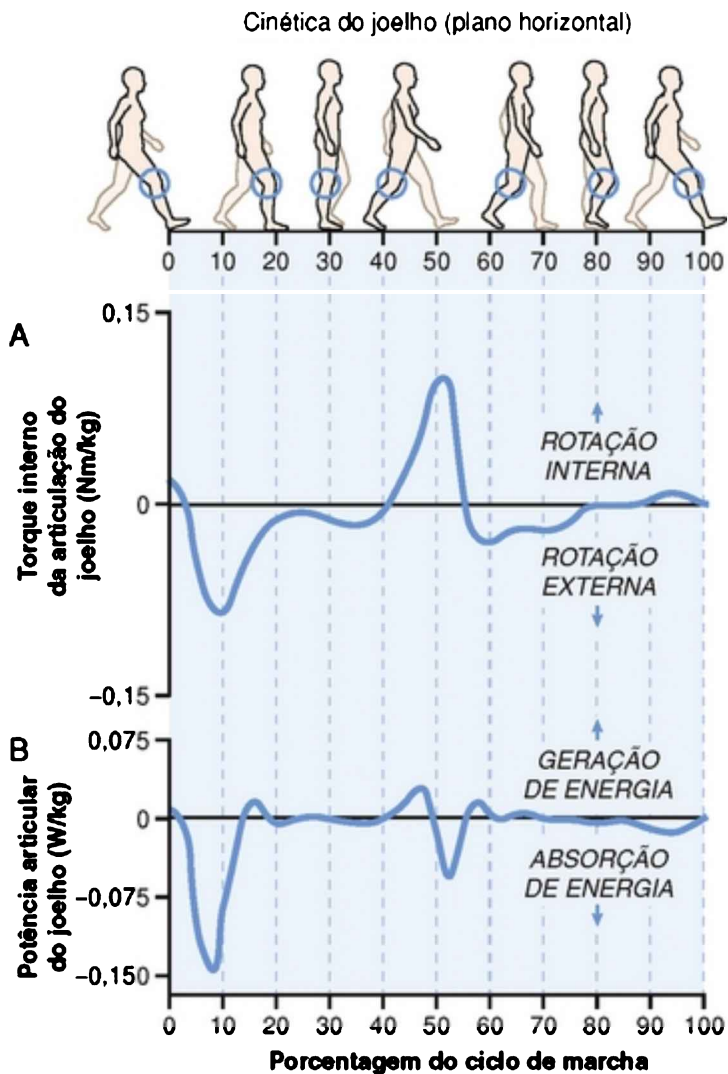


FIGURA 15-41 Torques internos no plano horizontal (A) e potências (B) para o joelho.

(Dados normalizados para massa corporal de Winter DA, Eng JJ, Ishac M: *Three-dimensional moments, powers and work in normal gait: implications for clinical assesments*. Harris GF, Smith PA, eds: *Human motion analysis: current applicarions and future directions*, New York, 1996, IEEE Press.)



## TORNOZELO

No *plano sagital* um torque pequeno de dorsiflexão é gerado no tornozelo logo após o contato do calcanhar (Fig. 15-42, A e B). Esse torque serve para controlar o movimento de flexão plantar gerado pela aplicação do peso do corpo sobre o calcâneo (Fig. 15-33). Um torque de flexão plantar prevalece em todo o resto do apoio, inicialmente para controlar o avanço da tíbia sobre o pé, depois para a flexão plantar do tornozelo no impulso. Um torque muito pequeno de dorsiflexão está presente durante o balanço a fim de manter o tornozelo dorsifletido para a retirada dos dedos do solo.

No plano sagital, a energia é absorvida imediatamente após o contato do calcanhar, como resultado da desaceleração muscular da flexão plantar do tornozelo (Fig. 15-42, C). Então, alguma absorção de energia ocorre até o impulso, refletindo a ativação excêntrica dos flexores plantares, 10% a 40% do ciclo da marcha (Fig. 15-42, D), enquanto a tíbia lentamente avança sobre o pé. O deslocamento angular relativamente lento do tornozelo (e velocidade adotada) em 10% a 40% do ciclo da marcha explica os valores pequenos de potência (Fig. 15-42, C). A grande geração de energia ocorre no impulso (de 40% a 60% do ciclo da marcha), principalmente como resultado de uma ação concêntrica dos flexores plantares do tornozelo, mas com alguma contribuição (cerca de 10% a 15% do disparo da potência) de um retorno da energia absorvida por meio do alongamento dos flexores plantares do tornozelo antes do desprendimento do calcanhar. Esta geração de energia registrada no impulso é considerada

por muitos (embora não todos) o principal contribuinte da propulsão para frente do corpo durante a marcha normal, com a gravidade e os extensores do quadril também provavelmente desempenhando um papel significativo.<sup>19,89,151</sup>

Os torques e, especialmente, os valores da potência nos planos frontal e horizontal no tornozelo são muito pequenos e apresentam grande variação entre as pessoas (Figuras 15-43 e 15-44). No plano frontal, a fase de apoio é caracterizada por um pequeno torque inicial de eversão (de zero a 20% da marcha), seguido de um torque de inversão (de 20% a 45% da marcha) e um torque menor de eversão, antes do desprendimento dos dedos.<sup>205</sup> No plano horizontal um torque de rotação externa está presente durante a fase de apoio. Esse torque de rotação externa na verdade deveria ser chamado de *torque de abdução* com base na descrição dos movimentos do tornozelo e do pé fornecida no Capítulo 14.

Cinética do tornozelo (plano frontal)

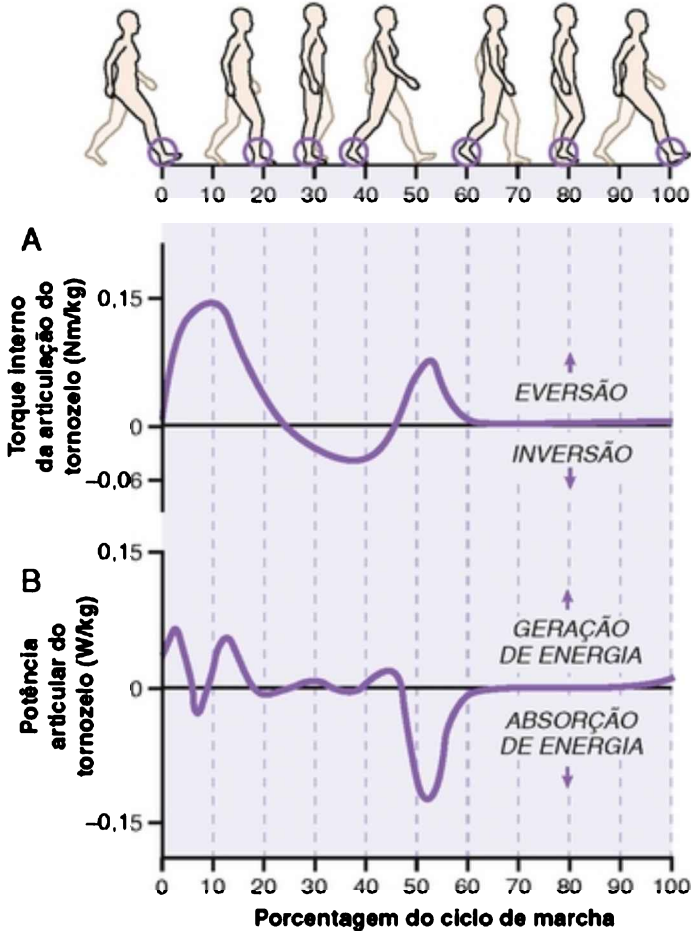


FIGURA 15-43 Torques internos no plano frontal (A) e potências (B) para o tornozelo.

*(Dados normalizados para massa corporal de Winter DA, Eng JJ, Ishac M: Three-dimensional moments, powers and work in normal gait: implications for clinical assessments. Harris GF, Smith PA, eds: Human motion analysis: current applications and future directions, New York, 1996, IEEE Press.)*

Cinética do tornozelo (plano horizontal)

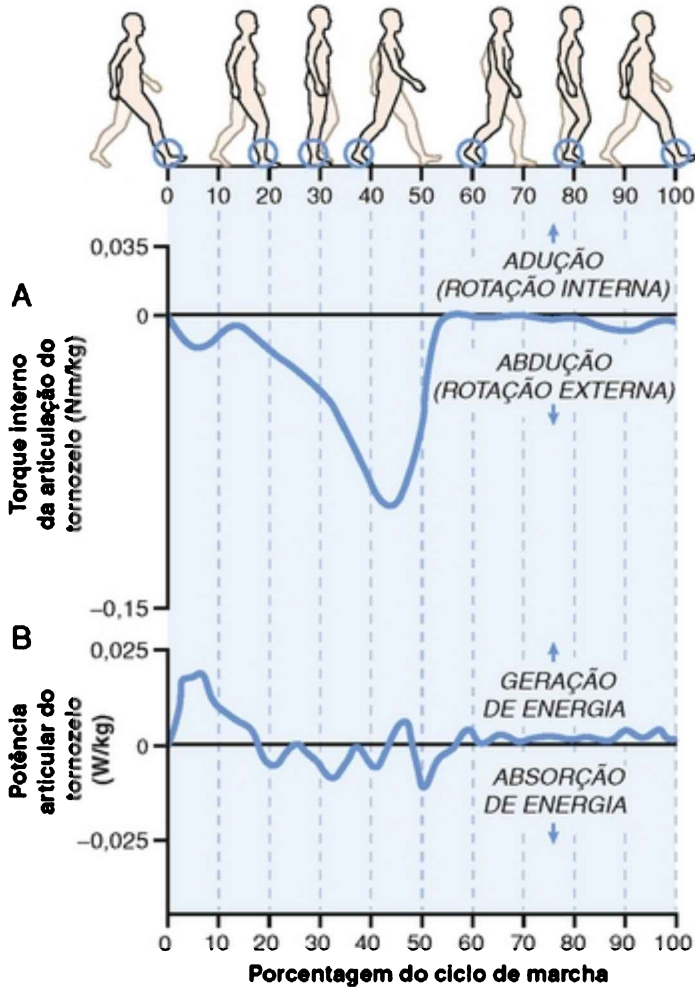


FIGURA 15-44 Torques internos no plano horizontal (A) e potências (B) para o tornozelo.

(Dados normalizados para massa corporal de Winter DA, Eng JJ, Ishac M: *Three-dimensional moments, powers and work in normal gait: implications for clinical assesments*. Harris GF, Smith PA, eds: *Human motion analysis: current applicarions and future directions*, New York, 1996, IEEE Press.)

## Forças nas Articulações e nos Tendões

As superfícies articulares, os ligamentos e os tendões são submetidos à grande tensão, compressão ou forças de cisalhamento durante a marcha. O conhecimento da magnitude dessas forças é de grande interesse, especialmente para o clínico, cirurgião ortopédico e bioengenheiro. O projeto de implantes cirúrgicos articulares, em particular, exige estes tipos de dados. As medidas diretas nos homens e mulheres não são, obviamente, facilmente obtidas, pois essas forças são normalmente calculadas indiretamente por meio da análise biomecânica, incluindo técnicas de modelagem e otimização.

As forças aplicadas a diversas estruturas dos membros inferiores durante a deambulação são apresentadas na Tabela 15-6. Essas forças podem ser surpreendentemente grandes. Considere, por exemplo, que a força de compressão no quadril durante a deambulação de 1,4 m/s foi medida em 6,4 vezes o peso do corpo.<sup>168</sup>

**TABELA 15-6** Magnitude das Forças (na Multidão do Peso Corporal) Aplicadas às Estruturas dos Membros Inferiores durante a Deambulação nas Várias Velocidades

Estruturas (Tipos de Força)	Magnitude (PC)	Velocidade*
<b>Tornozelo</b>		
Articulação talocrural (pico de compressão) <sup>168</sup>	4,2	1,4 m/s

Articulação talocrural (pico de compressão) <sup>32</sup>	4,8	114 passos/min
Articulação talocrural (pico de compressão) <sup>162</sup>	12,0	4,2 m/s (corrida)
Articulação talocrural (pico de cisalhamento anterior†) <sup>173</sup>	0,6	116 passos/min
Articulação talocrural (pico de cisalhamento posterior†) <sup>173</sup>	0,3	116 passos/min
Tendão do calcâneo (pico de tensão) <sup>58</sup>	2,0	1,5 m/s
Tendão do calcâneo (pico de tensão) <sup>59</sup>	4,0	1,7 m/s
Tendão do calcâneo (pico de tensão) <sup>162</sup>	7,0	4,2 m/s (corrida)
Dorsiflexores de tornozelo (pico de tensão) <sup>32</sup>	1,0	114 passos/min
Fascia plantar (pico de tensão) <sup>162</sup>	2,1	4,2 m/s (corrida)
<b>Joelho</b>		
Articulação tibiofemoral (pico de compressão) <sup>168</sup>	4,6	1,4 m/s
Articulação patelofemoral (pico de compressão) <sup>95</sup>	0,3	1,0 m/s
Articulação patelofemoral (pico de compressão) <sup>98</sup>	1,5	1,5 m/s

Articulação patelofemoral (pico de compressão) <sup>184</sup>	0,8	1,0 m/s
Articulação patelofemoral (pico de compressão) <sup>162</sup>	9,0	4,2 m/s (corrida)
Ligamento cruzado anterior (pico de tensão) <sup>32</sup>	1,5	114 passos/min
Ligamento cruzado posterior (pico de tensão) <sup>32</sup>	0,4	114 passos/min
Tendão patelar (pico de tensão) <sup>59</sup>	3,0	1,7 m/s
Tendão patelar (pico de tensão) <sup>162</sup>	5, q8	4,2 m/s (corrida)
Isquiotibiais (pico de tensão) <sup>32</sup>	1,1	114 passos/min
<b>Quadril</b>		
Quadril (pico de compressão) <sup>168</sup>	6,4	1,4 m/s
Quadril (pico de compressão) <sup>146</sup>	3,1	0,9 m/s
Adutor magno (pico de tensão) <sup>146</sup>	0,3	0,9 m/s
Glúteo médio (pico de tensão) <sup>146</sup>	0,5	0,9 m/s

\* m/s, metros por segundos.

† Direção de cisalhamento da tibia sobre o tálus.

## DISFUNÇÕES DA MARCHA

---

A maioria de nós reconhece a nossa capacidade de caminhar. O fato é que, a menos que tenhamos experimentado pessoalmente uma lesão ou uma deficiência física, não pensamos na marcha como uma tarefa difícil. No entanto, as informações prestadas até agora no capítulo lembra-nos da complexidade da marcha. Muitas ações devem ocorrer simultaneamente em cada parte do ciclo da marcha para a deambulação ocorrer com a máxima eficiência.

A marcha normal requer amplitude de movimento e força em cada articulação participante. Caminhar também exige controle sofisticado do movimento através do sistema nervoso central. A complexidade da marcha cria muitas oportunidades para o padrão normal ser afetado pela deficiência. A adaptabilidade do sistema, no entanto, cria muitas oportunidades para modificar o padrão de marcha e preservar a “locomoção”, apesar das deficiências graves. Nestes casos um padrão de marcha normal é sacrificado para a capacidade de mover-se de um local para outro de forma independente. Todos nós usamos a habilidade para nos adaptarmos à marcha, mesmo que com apenas uma bolha dolorosa sob o pé ou ao caminhar sobre a areia



quente da praia. Em essência, um padrão de marcha anormal ou patológico reflete um esforço para preservar a deambulação através da adaptação. O custo do desvio da marcha é, tipicamente, o gasto energético aumentado e a aplicação de tensões de forma anormal no corpo.

Três causas comuns de padrões de marcha patológica estão listadas no quadro a seguir. Cada uma inclui muitas patologias específicas e gerais. Os desvios observados podem ser o reflexo direto do comprometimento específico, ou podem ser uma compensação biomecânica para algum aspecto da deficiência. As características da marcha patológica, portanto, dependem da natureza da deficiência, bem como da capacidade do indivíduo de compensar o prejuízo.

A dor pode causar um padrão de marcha anormal que é frequentemente referida como uma *marcha antálgica*. O padrão de evasão do peso no membro doloroso muitas vezes leva a traços característicos. Os achados primários são um comprimento menor de passo, conjugado com a diminuição do tempo de apoio no lado doloroso. Se a dor está relacionada à compressão da articulação do quadril pela ativação do músculo abductor, o deslocamento lateral da cabeça e do tronco ocorre em direção ao membro inferior doloroso de sustentação do peso (Capítulo 12). Se a origem da dor não é no quadril, o tronco pode se inclinar

levemente, em direção ao membro que está em balanço, numa tentativa de aliviar a sustentação de peso sobre o membro prejudicado de apoio.

### Causas dos Padrões Patológicos de Marcha

- Dor
- Distúrbios do sistema nervoso central
- Deficiências do sistema musculoesquelético

Muitas doenças neurológicas, como acidente vascular cerebral (AVC), doença de Parkinson e paralisia cerebral, podem causar padrões anormais de marcha.<sup>39,45,177</sup> A espasticidade muscular, definida como aumento do tônus e resistência ao alongamento, resulta da atividade muscular inadequada e aumento da rigidez.\* Muitas vezes, ela afeta a musculatura extensora dos indivíduos com paralisia cerebral e AVC, resultando em uma marcha com a perna rígida, acompanhada por uma tendência à circundução e arrasto dos dedos no chão. A hiperatividade dos adutores do quadril pode contribuir para um padrão de marcha em tesoura. A doença de Parkinson está associada a uma falta de balanço dos braços, tronco flexionado e passos com acelerações curtas, também chamados de *marcha festinada*. As lesões cerebelares são associadas a um padrão de

marcha atáxica caracterizada por passos instáveis descoordenados e uma ampla base de apoio. A apraxia, definida como um distúrbio do movimento voluntário, ocorre em alguns processos patológicos que afetam os idosos. A apraxia da marcha pode resultar em um padrão de deambulação caracterizada por uma ampla base de apoio, passo curto e arrastamento. Os indivíduos com função sensorial e equilíbrio prejudicado podem apresentar um padrão de marcha instável.<sup>165</sup> Com as alterações neurológicas, a principal causa de disfunção da marcha é a incapacidade de gerar e controlar os níveis adequados de força muscular.

Os déficits no sistema musculoesquelético, tais como excesso ou limitação de amplitude articular e/ou força muscular limitada, podem causar uma grande variedade de desvios da marcha. A amplitude anormal de movimento articular pode ocorrer secundária à lesão, tensão ou contratura de tecidos conjuntivos e músculos; estrutura comum anormal; instabilidade articular; ou frouxidão congênita do tecido conjuntivo. Na maioria dos casos, a amplitude anormal de movimento articular leva a alguma forma de compensação em uma ou mais articulações circunvizinhas. A fraqueza muscular pode resultar de atrofia\* por desuso após uma lesão ou uma unidade neural limitada secundária a uma lesão periférica. Seja qual for a

causa, a fraqueza em última análise leva a alterações da marcha. As Tabelas 15-7 a 15-12 e as Figuras 15-45 a 15-50 apresentam alguns desvios de marcha mais comuns observados na população em geral.

**TABELA 15-7 Desvios da Marcha Secundários aos Acometimentos Específicos do Tornozelo e Pé**

<b>Desvio de Marcha Observado no Tornozelo ou pé</b>	<b>Provável Acometimento</b>	<b>Precursores Patológicos Selecionados</b>	<b>Raciocínio Mecânico e/ou Compensações Associadas</b>
<i>*Batida do pé</i> : ocorre rápida flexão plantar do tornozelo, após o contato do calcanhar. <sup>1</sup> O nome <i>batida do pé</i> é derivado do barulho característico realizado pela batida do antepé no solo	Fraqueza moderada dos dorsiflexores do tornozelo	Paralisia do nervo fibular comum e neuropatia periférica distal	Os dorsiflexores dos tornozelos têm força suficiente para a dorsiflexão durante o balanço, mas não o suficiente para controlar a flexão plantar após o contato do calcanhar. Nenhum outro desvio de marcha
<i>*Pé plano</i> <sup>2</sup> : Toda fâscia plantar do pé toca o solo no contato inicial, <sup>2</sup> seguido pela dorsiflexão normal passiva do tornozelo durante o resto do apoio	Fraqueza atenuada dos dorsiflexores do tornozelo	Paralisia do nervo fibular comum e neuropatia periférica distal	Força suficiente dos dorsiflexores para realizar parcialmente, mas não completamente, a dorsiflexão durante o balanço. A dorsiflexão normal ocorre durante o apoio se o tornozelo apresentar uma amplitude normal de movimento. Nenhum outro desvio de marcha
O contato inicial com o solo é realizado pelo antepé seguido pela região do calcanhar. A dorsiflexão normal passiva do tornozelo ocorre durante o apoio	Enfraquecimento grave dos dorsiflexores do tornozelo	Paralisia do nervo fibular comum e neuropatia periférica distal	Não é possível a dorsiflexão ativa durante o balanço. A dorsiflexão normal ocorre durante o apoio se o tornozelo apresentar uma amplitude normal de movimento. Provavelmente requer uma flexão excessiva do joelho e do quadril durante o balanço para evitar pendrer os dedos no solo
O contato inicial é realizado com o antepé, mas o calcanhar nunca faz contato com o solo durante o apoio	Dor no calcanhar	Fratura do calcâneo, fascíte plantar	Estratégia planejada para evitar a transferência do peso sobre o calcanhar
	Contratura em flexão plantar (deformidade do pé equino) ou espasticidade dos flexores plantares do tornozelo	Lesão do neurônio motor superior, paralisia cerebral, acidente vascular cerebral (AVC)	Para manter o peso sobre o antepé, o joelho e o quadril são mantidos em flexão durante o apoio, levando à "marcha agachada". Requer passos curtos
O contato inicial é feito com o antepé e o calcanhar é trazido do solo pelo deslocamento posterior da tibia no médio apoio (Fig. 15-45)	Contratura em flexão plantar (deformidade do pé equinos) ou espasticidade dos flexores plantares do tornozelo	Lesão do neurônio motor superior (paralisia cerebral, AVC) Fusão do tornozelo na posição de flexão plantar	A hiperextensão do joelho ocorre durante o apoio por causa da incapacidade da tibia de mover-se sobre o pé. A flexão do quadril é uma inclinação excessiva do tronco para frente durante o apoio terminal para deslocar o peso do corpo sobre o pé
Elevação prematura do calcanhar no apoio médio ou terminal	Ausência da dorsiflexão do tornozelo	Encurtamento muscular dos flexores plantares do tornozelo congênito ou adquirido	Padrão de marcha salutar

*Continua*

O calcanhar permanece em contato com o solo e atrás o <b>apoio terminal</b>	Fraqueza ou paralisia flácida dos flexores plantares sem ou com a posição fixa do tornozelo em <b>dorsiflexão</b> (deformidade do pé calcâneo)	Doenças do sistema nervoso central ou periférico Excessivo alongamento cinúrgico do tendão do calcâneo	Dorsiflexão excessiva do tornozelo resulta num prolongado contato do calcanhar, o que reduz o impulso e encurta o passo
Posição do pé supinado e a transferência de peso sobre a borda lateral do pé durante o <b>apoio</b>	Deformidade do pé cavo	Deformidade estrutural congênita	Um arco longitudinal medial elevado é observado com a mobilidade reduzida do mediopé durante o balanço e o apoio
Pronação do pé excessiva ocorre durante o <b>apoio</b> , com falha do pé para supinar no médio apoio. Arco longitudinal medial normal observado durante o <b>balanço</b>	Varo do retropé e/ou varo do antepé	Deformidade estrutural congênita ou adquirida	A pronação excessiva do pé associada ao aplanamento do arco longitudinal medial pode ser acompanhada pela rotação interna geral do membro inferior no apoio
Pronação excessiva com transferência de peso sobre a porção medial do pé durante o <b>apoio</b> . O arco longitudinal medial permanece ausente durante o <b>balanço</b>	Fraqueza (paralisia) dos inversores do tornozelo Deformidade do pé plano	Lesão do neurônio motor superior Deformidade estrutural congênita	É possível uma rotação excessiva interna global do membro inferior durante o apoio
Inversão excessiva e flexão plantar do pé e tornozelo ocorrem durante o <b>balanço</b> e o <b>contato inicial</b>	Deformidade do pé equinovaro causada pela espasticidade dos flexores plantares e inversores	Lesão do neurônio motor superior (paralisia cerebral, AVC)	O contato com o solo é feito com a borda lateral do antepé. Transferência do peso sobre a borda lateral do pé durante o apoio
O tornozelo permanece em flexão plantar durante o <b>balanço</b> e pode estar associado ao arrasto dos dedos, tipicamente chamado de queda do pé (Fig. 15-46)	Fraqueza dos dorsiflexores e/ou deformidade do pé equino	Paralisia do nervo fibular comum	Caminhada do quadril, circundação do quadril ou flexão excessiva do quadril e joelho do membro inferior em balanço ou salto do membro inferior em apoio podem ser observados para elevar os dedos do solo e prevenir o arrastamento dos dedos durante o balanço

\*Dentro deste contexto um acometimento é uma perda ou uma anomalia fisiológica, de estrutura anatómica ou de função.

Os termos em negrito indicam quando, no ciclo de marcha, os desvios são manifestados.

O **contato inicial** é frequentemente usado em vez de contato do calcanhar para expressar que em muitos desvios da marcha o calcanhar não é a parte do pé que faz o contato inicial com o solo.

**TABELA 15-8** Desvios da Marcha Observados no Tornozelo e no Pé como uma Compensação para um Acometimento do Joelho Ipsilateral, Quadril Ipsilateral ou Membro Inferior Contralateral

Desvio da Marcha Observado no Tornozelo e no Pé	Provável Acometimento	Raciocínio Mecânico
Saltito: mecanismo compensatório demonstrado pela exagerada flexão plantar do tornozelo durante o	Qualquer acometimento do membro inferior contralateral que diminui a flexão	Estratégia usada para permitir que o pé do membro inferior contralateral

<b>apoio médio</b> *; levando a um movimento vertical excessivo do corpo (Fig. 15-47)	do quadril, do joelho ou dorsiflexão do tornozelo durante o balanço	alongado funcionalmente seja retirado do solo durante o balanço
Ângulo do pé excessivo durante o <b>apoio</b> é chamado de <i>pé desviado para fora</i>	A retroversão da cabeça do fêmur ou encurtamento dos rotadores externos do quadril	Pé desviado excessivamente para fora por causa da rotação externa acentuada do membro inferior
Redução do ângulo normal do pé durante o <b>apoio</b> é chamado de <i>pé desviado para dentro</i>	Anteversão excessiva femoral ou espacidade dos adutores e/ou rotadores internos do quadril	Rotação interna total do membro inferior

\* Os termos em negrito indicam quando, no ciclo de marcha, o desvio é manifestado.

**TABELA 15-9** Desvios da Marcha Secundários aos Acometimentos Específicos do Joelho

<b>Desvios da Marcha Observados no Joelho</b>	<b>Comprometimentos Prováveis</b>	<b>Precursores Patológicos Selecionados</b>	<b>Raciocínio Mecânico e/ou Compensações Associadas</b>
Rápida extensão do joelho (impulso extensor do joelho) após o contato inicial*	Espasticidade do quadríceps	Lesão do neurônio motor superior	Dependendo do estado das estruturas posteriores do joelho, pode ocorrer com ou sem hiperextensão do joelho
O joelho permanece estendido durante a resposta à carga, mas não há impulso extensor	Quadríceps fraco	Paralisia do nervo femoral, neuropatia compressiva de L <sub>3</sub> -L <sub>4</sub>	O joelho permanece totalmente estendido durante o apoio. Uma inclinação anterior do tronco associada na parte inicial do apoio move a linha de gravidade do tronco ligeiramente anterior ao eixo de rotação do joelho (Fig. 15-48). Isso mantém o joelho estendido sem a ação dos extensores. Este desvio de marcha pode levar a um alongamento excessivo da cápsula posterior do joelho e eventual hiperextensão (genu recurvatum) durante o apoio
	Dor no joelho	Artrite	O joelho é mantido em extensão para reduzir a necessidade da atividade do quadríceps e das forças compressivas associadas. Deve ser acompanhado por um padrão de marcha análgico caracterizado pela redução do tempo de apoio e pelo encurtamento do comprimento do passo
Genu recurvatum durante o apoio	Extensores do joelho fracos	Poliomielite	Secundário ao estiramento progressivo da cápsula posterior do joelho
Impulso em varo durante o apoio	Frouxidão dos ligamentos posterior e lateral das estruturas articulares do joelho	Lesão traumática ou frouxidão progressiva	Desvio rápido em varo do joelho durante o apoio médio, tipicamente acompanhado pela hiperextensão do joelho
Posição flexionada do joelho durante o apoio (Fig. 15-49) e falta de extensão do joelho no balanço terminal	Contratura em flexão do joelho > 10 graus (genu flexum), isquiotibiais demasiadamente ativos (espasticidade)	Lesão do neurônio motor superior	Aumento associado na flexão do quadril e dorsiflexão do tornozelo durante o apoio
	Dor no joelho e efusão articular	Trauma ou artrite	Joelho é mantido flexionado porque esta é a posição de menor pressão intra-articular
Flexão do joelho diminuída ou ausente durante o balanço	Espasticidade dos extensores do joelho Contratura do joelho em extensão	Lesão do neurônio motor superior Imobilização ou fusão cirúrgica	Caminhada do quadril e/ou circundação do quadril compensatória podem ser observadas

\*Os termos em negrito indicam quando, no ciclo da marcha, o desvio é manifestado.

TABELA 15-10 Desvios da Marcha Observados no Joelho como uma Compensação para um Acometimento do Tornozelo Ipsilateral, Quadril Ipsilateral ou Membro Inferior Contralateral

<b>Desvio de Marcha Observado no Joelho</b>	<b>Provável Acometimento</b>	<b>Raciocínio Mecânico</b>
O joelho é mantido em flexão durante o	Acometimentos do tornozelo ou do quadril incluindo a	Dorsiflexão do tornozelo ou flexão do quadril exagerada durante o apoio força o joelho na posição flexionada. O

<p><b>apoio,*</b> mesmo que haja uma amplitude normal de movimento à inspeção</p>	<p>deformidade do pé calcâneo, fraqueza do flexor plantar e contratura em flexão do quadril</p>	<p>membro contralateral (sadio) em balanço apresenta flexão do quadril e do joelho exagerados para liberar os dedos por causa do encurtamento funcional do membro em apoio</p>
<p>Hiperextensão do joelho (genu recurvatum) do <b>contato inicial ao pré-balanço</b></p>	<p>Contratura em flexão plantar do tornozelo (deformidade do pé equino) ou espasticidade dos flexores plantares do tornozelo</p>	<p>O joelho precisa se hiperestender para compensar a falta do deslocamento anterior da tibia durante o médio apoio (Fig. 15-45)</p>
<p>Marcha antálgica</p>	<p>Membro inferior doloroso no apoio</p>	<p>Caracterizado pelo encurtamento do comprimento do passo e tempo de apoio sobre o lado do membro doloroso; pode ser acompanhado pela inclinação do tronco ipsilateralmente com dor no quadril ou inclinação contralateral do tronco com dor no joelho e no pé</p>
<p>Flexão do joelho</p>	<p>Falta da dorsiflexão do</p>	<p>Estratégia para aumentar a liberação dos dedos do membro</p>



excessiva no <b>balanço</b>	tornozelo do membro em balanço ou um membro de apoio curto	em balanço; é tipicamente acompanhado pelo aumento da flexão do quadril
-----------------------------	--	---

\* Os termos em negrito indicam quando, no ciclo de marcha, o desvio é manifestado.

**TABELA 15-11** Desvios da Marcha no Quadril, na Pelve e no Tronco Secundários aos Acometimentos Específicos nestas Articulações

<b>Desvio da Marcha Observado no Quadril, na Pelve ou Tronco</b>	<b>Provável Acometimento</b>	<b>Precusores Patológicos Seleccionados</b>	<b>Raciocínio Mecânico e/ou Compensações Associadas</b>
Inclinação do tronco para trás durante a resposta à carga*	Fraqueza dos extensores do quadril	Poliomielite	Esta ação move a linha de gravidade do tronco atrás do quadril e reduz a necessidade do torque para a extensão do quadril
Inclinação lateral do tronco durante o apoio do membro inferior; uma vez que este movimento compensa a fraqueza, é frequentemente chamado de <i>marcha compensada de Trendelenburg</i> e é referida como <i>marcha gíngada</i> se for bilateral	Fraqueza acentuada dos abdutores do quadril	Guillain-Barré ou poliomielite	O deslocamento do tronco sobre o membro de apoio reduz a demanda sobre os abdutores do quadril
	Dor no quadril	Artrite	O deslocamento do tronco sobre o membro inferior de apoio reduz forças articulares compressivas associadas à ação dos abdutores do quadril (Fig. 15-18)
Queda excessiva para baixo da pelve contralateral durante o apoio. (Referida como um <i>sinal positivo de Trendelenburg</i> se estiver presente durante o apoio simples estático)	Fraqueza moderada do glúteo médio do membro em apoio	Guillain-Barré ou poliomielite	Embora o sinal de Trendelenburg seja observado no apoio simples estático, uma marcha compensada de Trendelenburg é frequentemente observada quando há fraqueza grave dos abdutores do quadril
Flexão anterior do tronco durante apoio médio e terminal, enquanto o quadril é movido sobre o pé	Contratura em flexão do quadril	Osteoartrite do quadril	A inclinação anterior do tronco é usada para compensar a falta de extensão do quadril. Uma adaptação alternativa pode ser a lordose lombar excessiva
	Dor do quadril	Osteoartrite do quadril	Mantendo o quadril a 30 graus de flexão, minimiza a pressão intra-articular
Lordose lombar excessiva no apoio terminal	Contratura em flexão do quadril	Artrite	Falta de extensão no apoio terminal é compensado pelo aumento da lordose
O tronco cambaleia para trás e em direção ao membro de apoio não afetado do desprendimento do calcâneo para o médio balanço	Fraqueza dos flexores do quadril	Compressão do nervo L <sub>2</sub> -L <sub>3</sub>	Flexão do quadril é passivamente gerada pelo movimento para trás do tronco
Inclinação posterior da pelve durante o balanço inicial	Fraqueza dos flexores do quadril	Compressão do nervo L <sub>2</sub> -L <sub>3</sub>	Os abdominais são usados durante o balanço inicial para avançar o membro inferior no balanço
Circundação do quadril: o quadril se movimenta em semicírculo durante o balanço (Fig. 15-50)	Fraqueza dos flexores do quadril	Compressão do nervo L <sub>2</sub> -L <sub>3</sub>	Movimento em semicírculo combinando a flexão do quadril, abdução e rotação para a frente

\*Os termos em negrito indicam quando, no ciclo de marcha, o desvio é manifestado.

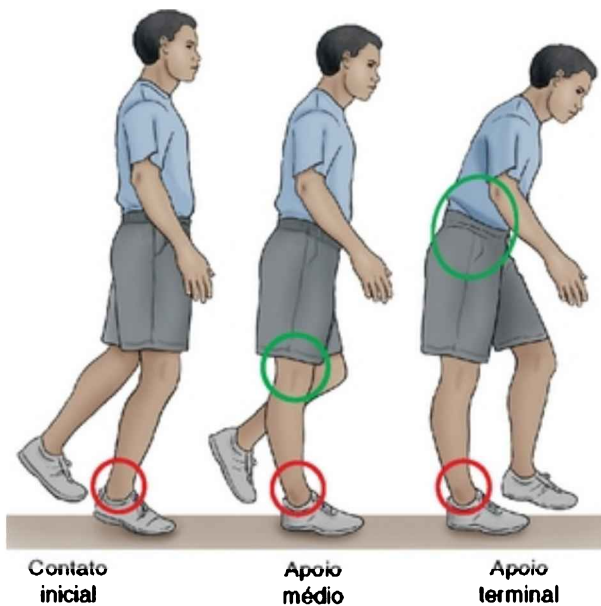
**TABELA 15-12** Desvios da Marcha Observados no Quadril, na Pelve e no Tronco como Compensação aos Acometimentos do Tornozelo Ipsilateral, do Joelho Ipsilateral ou do Membro Inferior Contralateral

Desvio da Marcha Observado no Quadril, na Pelve ou no Tronco	Provável Acometimento	Raciocínio Mecânico
Flexão anterior do tronco durante a <b>resposta à carga*</b>	Fraqueza do quadríceps	O tronco é antecipado para a frente para mover a linha de gravidade anterior ao eixo de rotação do joelho e, com isso, reduz a necessidade dos extensores do joelho (Fig. 15-48)
Flexor anterior do tronco durante os <b>apoios médio e terminal</b>	Deformidade do pé equino	Falta de dorsiflexão do tornozelo durante o apoio resulta na hiperextensão do joelho no médio apoio e inclina o tronco para a frente durante o apoio terminal para mover o peso do corpo no apoio do pé (Fig. 15-45)
Flexão	Frequentemente	Usado para liberar os

<p>excessiva do quadril e do joelho durante o <b>balanço</b> (Fig. 15-46)</p>	<p>causado pela dorsiflexão do tornozelo do membro em balanço; pode também ser causado pelo encurtamento funcional ou anatômico do membro inferior contralateral de apoio</p>	<p>dedos do membro de balanço</p>
<p>Circundução do quadril durante o <b>balanço</b> (Fig. 15-50)</p>	<p>Falta do encurtamento do membro em balanço secundário à redução da flexão do quadril, flexão reduzida do joelho e/ou falta da dorsiflexão de tornozelo</p>	<p>Usado para elevar o pé do membro de balanço do solo e prover a liberação dos dedos</p>
<p>Quadril elevado (elevação da pelve ipsilateral durante o <b>balanço</b>)</p>	<p>Falta do encurtamento do membro em balanço secundário para reduzir a flexão do quadril, flexão do joelho e/ou falta da dorsiflexão no joelho</p>	<p>Usado para elevar o pé do membro inferior de balanço do solo e prover a liberação dos dedos</p>

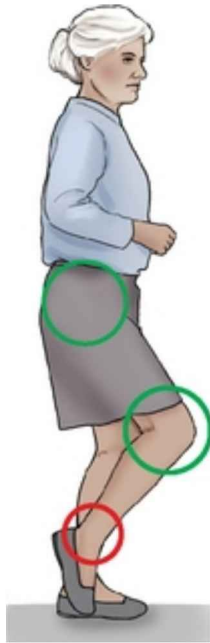
	Membro de apoio curto funcional ou anatomicamente	
Excessiva rotação horizontal da pelve para trás sobre o lado do membro inferior em apoio no apoio terminal	Fraqueza dos flexores plantares do tornozelo	Fraqueza dos flexores plantares do tornozelo leva a um prolongado contato do calcanhar e falta de impulso. Um aumento da rotação pélvica horizontal é usado para alongar o membro e manter um comprimento de passo adequado

\* Os termos em **negrito** indicam quando, no ciclo de marcha, o desvio é manifestado.



- Prejuízo: contratura em flexão plantar do tornozelo
- Compensações: hiperextensão do joelho (apoio médio); inclinação do tronco para frente (apoio terminal)

FIGURA 15-45 Indivíduos com uma contratura no tornozelo em flexão plantar realizarão o contato inicial com o solo com a região do antepé. No médio apoio, a elevação do calcanhar do chão irá resultar em uma hiperextensão do joelho. A inclinação do tronco ocorre no apoio terminal como uma estratégia para manter a progressão à frente do centro de massa.



- Prejuízo: queda do pé
- Compensações: flexão excessiva do joelho e do quadril

FIGURA 15-46 Os dorsiflexores do tornozelo fracos podem resultar em uma queda do pé durante a fase de balanço, exigindo do quadril e do joelho uma flexão excessiva para a retirada dos dedos do chão, à medida que o membro é avançado para a frente durante o balanço.

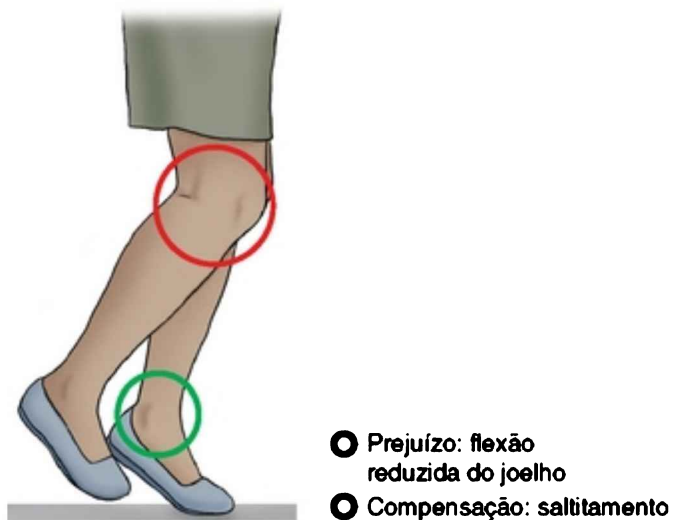


FIGURA 15-47 Saltos através da flexão plantar excessiva do tornozelo do membro em apoio não afetado é usado para compensar o encurtamento funcional limitado do membro afetado em balanço.

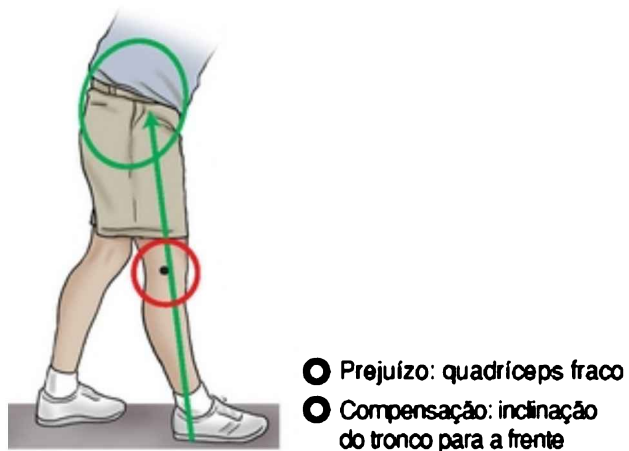


FIGURA 15-48 Quadríceps fraco inclina o tronco para a frente para mover o centro de massa do corpo anteriormente ao

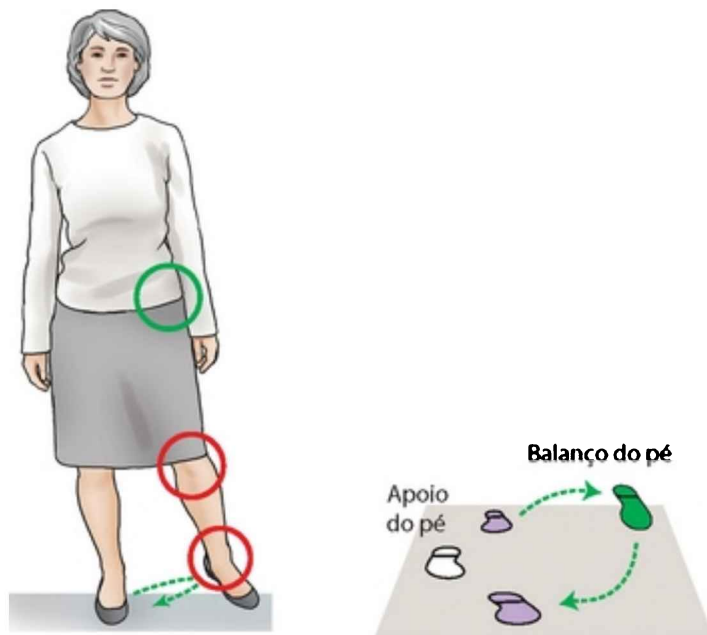
eixo de rotação do joelho.



- Prejuízo: **contratura em flexão do joelho**
- Compensações: **flexão exagerada do joelho e do quadril**

**FIGURA 15-49** Contratura de flexão do joelho que resulta em uma marcha agachada do membro em apoio. Para a retirada dos dedos durante o balanço, o lado contralateral não afetado deve compensar com flexão exagerada do joelho e do quadril.





- Prejuízo: flexão do joelho reduzida e/ou falta de dorsiflexão do tornozelo
- Compensação: circundação do quadril

FIGURA 15-50 A circundação do quadril durante o balanço é usada para compensar a impossibilidade de reduzir o membro em balanço por causa de inadequada flexão do joelho ou dorsiflexão do tornozelo.

## RESUMO

---

Caminhar integra as funções de todas as regiões dos membros inferiores. Para entender completamente a cinesiologia da marcha, o leitor deve considerar as próximas interações musculoesqueléticas simultâneas e

relativamente rápidas que ocorrem entre as múltiplas articulações e planos, em ambos os membros inferiores e, em certa medida, no tronco e nas extremidades superiores. Além disso, as forças internas e externas que atuam sobre cada um dos membros inferiores devem ser consideradas enquanto circulam livremente, bem como enquanto estão fixas no solo.

Para uma base ser estabelecida para o estudo desta complexa atividade humana tão fundamental para a vida cotidiana, os termos e as convenções devem ser inicialmente definidos. Uma das primeiras convenções discutidas neste capítulo é a descrição de caminhar com base em um único ciclo de marcha. O ciclo da marcha é composto de todos os eventos que ocorrem entre contatos consecutivos do calcanhar do mesmo membro; deambulação na velocidade constante é simplesmente uma repetição desse ciclo da marcha. Na sua simples subdivisão, um ciclo de marcha compreende uma fase de apoio (contato do calcanhar ao desprendimento dos dedos), que abrange aproximadamente 60% do primeiro ciclo da marcha, e uma fase de balanço que inclui o restante do ciclo (desprendimento dos dedos até o próximo contato do calcanhar).

Ao longo do ciclo da marcha, as articulações principais do membro inferior giram como uma forma levar o corpo

para frente, enquanto também fornecem apoio contra torques externos impostos pela gravidade. À medida que o corpo é impulsionado para frente, seu CM também é ligeiramente deslocado nas direções mediolateral e vertical. O deslocamento cíclico natural do corpo fornece qualidade de um pêndulo invertido à marcha, permitindo a transferência cíclica e suave de potencial e energia cinética mecânica. Esse mecanismo é vantajoso para minimizar o custo de energia.

Neste capítulo, a biomecânica associada à translação anterior do corpo como um todo está focado na rotação das articulações dos membros inferiores - mais especificamente do quadril, do joelho, do tornozelo e do pé. A maior amplitude de movimento articular ocorre no plano sagital, o que reflete a direção primária do movimento do corpo para frente. Menos óbvios, mas igualmente importantes, são as rotações no plano frontal e horizontal das articulações dos membros inferiores. Além de sua contribuição modesta para a progressão à frente do corpo, esses movimentos no plano extrassagital ajudam a otimizar os deslocamentos vertical e mediolateral do CM do corpo.

Durante a marcha, uma limitação de movimento em qualquer articulação pode ter um efeito profundo sobre a qualidade e a eficiência do movimento do corpo como um todo. Considere, por exemplo, o padrão de marcha

interrompida após a perda isolada dos últimos 15 graus de extensão do joelho. Caminhar ainda é possível, mas somente com compensações significativas cinemáticas feitas por outras articulações, ao custo de um aumento do gasto de energia.

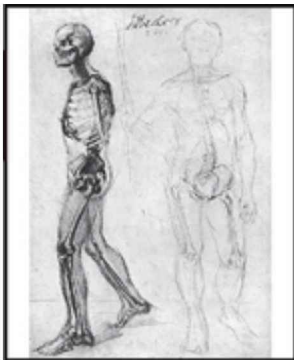
Com base nas informações fornecidas no Anexo IV deste livro, 50 músculos operam cada membro inferior. Os músculos têm ações idênticas, e todos estão ativos em diferentes graus em um momento ou outro durante o ciclo da marcha. Muitos desses músculos expressam suas ações específicas de várias maneiras: excêntrica, concêntrica ou isométrica, através de uma ou várias articulações, como motores de qualquer segmento distal ou proximal de uma articulação, ou uma combinação dos dois. Considere o músculo tibial posterior, por exemplo. Antes do médio apoio, o músculo está ativo excentricamente enquanto controla o rebaixamento do arco longitudinal medial. Após o médio apoio, o mesmo músculo está ativo concentricamente, já que elimina o arco e auxilia com a rotação externa da tíbia. Esta ação concêntrica continua à medida que contribui para o torque no tornozelo em flexão plantar gerado durante o impulso. A inibição da ação do músculo resulta em fraqueza ou tendinopatia, e pode interferir significativamente na transformação natural do pé, de uma plataforma flexível na resposta à carga, para

uma alavanca mais rígida no impulso. O entendimento deste nível de detalhe de cada ação muscular é essencial para o reconhecimento, bem como o tratamento patomecânico associado subjacente.

Um desvio da marcha perceptível provavelmente resulta de um músculo ou grupo muscular não ativo, no momento apropriado e magnitude do esforço. O desvio pode muitas vezes ser minimizado através de compensações biomecânicas naturalmente aprendidas pelo indivíduo. Muitas vezes, porém, é papel do médico elaborar estratégias que possam eliminar ou compensar o desvio da marcha. Essas estratégias geralmente incluem exercícios que visam a aumentar o controle, a força ou a flexibilidade dos músculos alvo. Além disso, as estratégias muitas vezes incluem educação do paciente, resistência e atividades de retreinamento de marcha e o uso de suporte, órteses, estimuladores elétricos, *biofeedback* ou outros dispositivos de apoio, como uma bengala.

Caminhar pode ser considerado a expressão cinesiológica final das interações neuromusculares e musculoesqueléticas do corpo inferior. Embora a cinesiologia da marcha seja complexa, uma compreensão completa do tema serve de base direta ou indireta para avaliação e tratamento da maioria dos transtornos que envolvem os membros inferiores. Esses distúrbios variam

consideravelmente e incluem lesão muscular local ou uso muscular excessivo, dor ou substituições nas articulações, trauma ou doença neurológica, redução da resistência após repouso ou cirurgia, e a amputação recente, paralisia ou perda de controle de um dos membros inferiores. A cinesiologia apresentada neste capítulo destina-se a ser um ponto de partida para um estudo que dura a vida inteira.



## CONEXÕES CLÍNICAS

### ADICIONAIS

**CONEXÃO CLÍNICA 15-1** Ativação Muscular Excêntrica, Isométrica ou Concêntrica: É Realmente Sempre Conhecida como Certa

Muita atenção tem sido dada neste capítulo para o tipo de ativação de um músculo ou grupo muscular durante as diferentes partes do ciclo da marcha. Em um sentido amplo, a ativação isométrica ocorre quando um músculo ativado não muda de comprimento. A ativação concêntrica ocorre quando o músculo ativado realmente se encurta (contraí-se), ao passo que a ativação excêntrica ocorre quando o músculo alonga-se por alguma outra força mais dominante.

Conforme descrito no Capítulo 3, a produção de força de um músculo depende do seu tipo de ativação, dado um esforço constante. Esta questão é, portanto, muito relevante para o estudo da marcha.

Na maioria das configurações clínicas ou laboratoriais, o tipo específico de ativação de um músculo pode ser estimado comparando a sua ação estabelecida contra a direção de rotação da articulação que o músculo está atravessando. Por exemplo, o tibial anterior assume uma experiência de ativação excêntrica após o contato do calcanhar, baseado no fato de que o tornozelo está em flexão plantar no momento em que esse músculo dorsiflexor primário está ativo. Esta ligação clínica considera variáveis que podem interferir com a lógica deste método prático de análise.

Primeiro, considere um músculo pluriarticular do membro inferior ativado. Não é incomum para tal músculo contrair-se através de uma articulação e ao mesmo tempo ser alongado através de uma articulação mais proximal ou distal. A cinemática articular ilustrada na Figura 15-15 proporciona uma oportunidade para considerar tal situação, para os músculos pluriarticulares que atuam principalmente no plano sagital. Por exemplo, pode não ser possível determinar com absoluta certeza a mudança no comprimento do músculo reto femoral ativado quando estiverem sendo alongado pela extensão do quadril e, simultaneamente, encurtado com a extensão do joelho em 15 a 40% do ciclo da marcha. Analogamente, determinar a variação real no comprimento do gastrocnêmio pode ser bastante desafiador, quando se considera a combinação dos movimentos do tornozelo e do joelho durante a marcha.<sup>63,84</sup>

O fato de a mudança no comprimento do músculo ser afetado pela *alteração* no comprimento das fibras musculares ativadas e no estiramento do seu tendão aumenta a complexidade do processo de estimar o tipo de ativação que o músculo enfrenta durante a marcha.

Baseado em sua rigidez, um tendão pode alongar-se significativamente quando sob carga. O tendão do calcâneo, por exemplo, alonga-se até 8% do seu comprimento de repouso depois de uma contração máxima dos músculos da panturrilha.<sup>108</sup> A magnitude do alongamento é dependente da arquitetura específica da unidade músculo-tendão, mas também da quantidade e da taxa de aplicação da força. Esta propriedade fisiológica de um tendão pode obscurecer a alteração do comprimento real da unidade músculo-tendão durante toda a ativação. É possível que em algumas condições cinemáticas, dependendo do músculo, toda contração das fibras musculares pode ser compensada por um alongamento similar do tendão. Neste exemplo, uma ativação previamente considerada isométrica para a unidade músculo-tendão (com base na ausência de mudança no ângulo articular) pode, de fato, ser um pouco concêntrica no nível das fibras musculares.

A ultrassonografia em tempo real oferece a capacidade de fazer medições diretas do comprimento das fibras musculares durante o movimento dinâmico.<sup>29,30,109</sup> Esta técnica foi utilizada para estudar a função específica do vasto lateral durante a marcha, logo após o contato do calcanhar, no período em que este músculo é fortemente ativado e considerado ativo excêntrica. Apesar de o joelho mover-se em direção à flexão, o comprimento das fibras musculares realmente permaneceu relativamente constante – a carga colocada no músculo causou alongamento significativo do tendão do vasto lateral. Os autores do estudo também observaram resultados semelhantes quando analisaram as fibras musculares do tibial anterior, imediatamente após o contato do calcanhar – quando o músculo é fortemente ativado, com o tornozelo movendo-se em direção à flexão plantar. Em ambos os cenários, observou-se uma ativação anteriormente excêntrica para toda a unidade músculo-tendão ser essencialmente isométrica por natureza nas fibras musculares. O alongamento do tendão é provavelmente utilizado



para amortecer o impacto sobre todo o músculo e para armazenar a energia elástica.<sup>29</sup>

Estes dados expõem a simplificação de interpretar um tipo de ação muscular com base somente em dados eletromiográficos e cinemáticos. Em alguns músculos, especialmente durante os movimentos de arco curto como os descritos anteriormente, a complacência dentro do tendão (e outros tecidos conjuntivos) pode ser responsável por algumas ou todas as mudanças no movimento articular. É interessante considerar que os dois fatores destacados nesta conexão clínica – músculos pluriarticulares e complacência do tendão – podem minimizar as alterações de comprimento das fibras musculares durante o movimento e, assim, ajudar a manter o músculo na porção ideal de sua curva comprimento-tensão.

Esta conexão clínica não pretende negar o método padrão empírico para inferir se um músculo está ativado isométrica, concêntrica ou excentricamente, mas sim destacar o potencial de limitação desse método em avaliar todos os músculos ao longo de um vasto leque de funções.

### CONEXÃO CLÍNICA 15-2 Marcha e Corrida — Uma Transição Cinesiológica

A corrida, uma progressão natural da locomoção bípede quando precisamos avançar mais rapidamente, compartilha muito dos mesmos princípios cinesiológicos fundamentais da marcha. No entanto, diferenças notáveis devem ser consideradas para fornecer uma avaliação ideal e intervenções para aqueles que procuram cuidados para as lesões relacionadas à corrida. Não é incomum as pessoas com deficiência nos membros inferiores se queixarem de dor quando correm e não durante a marcha.

Semelhante a caminhar, correr é uma ação cíclica que pode ser resumida através da descrição de um ciclo completo – do contato do

pé de um membro para o próximo contato do pé do mesmo membro. Além disso, como a marcha, embora um padrão geral de movimento seja descrito para a corrida, a cinemática da articulação e da cinética, bem como a intensidade e o tempo de ativação muscular, diferem substancialmente em todo o espectro da velocidade, de movimentar-se lentamente até a corrida. Esta cinesiologia dependente da velocidade é frequentemente implicada nas lesões relacionadas à corrida, uma vez que correr mais rápido geralmente requer uma maior amplitude de movimento, velocidade e geração de forças. A falta de acomodações progressivas para estas grandes demandas sobre o sistema musculoesquelético dos membros inferiores gera um potencial para as lesões como tendinites e fraturas por estresse.<sup>81,186</sup> Em geral, na descrição da corrida fornecida aqui, serão mantidos os termos gerais e os valores típicos que se aplicam à execução em uma corrida de velocidade moderada.

Uma transição individual do caminhar para correr é alcançada não por causa da incapacidade de andar mais rápido, mas pela maior eficiência energética da corrida, quando comparada a uma velocidade de marcha de aproximadamente 2,1 a 2,2 m/s<sup>43,157,163</sup> Por definição, a corrida ocorre quando os dois períodos de duplo apoio do membro durante a marcha são substituídas por dois períodos de “voo” – quando os pés estão fora do chão ao mesmo tempo. Ao passar do caminhar para correr, a duração da fase de apoio de cada membro cai repentinamente, de 60 para 40% do ciclo. Quanto mais rápido a velocidade de corrida, menor a duração do ciclo e menor o percentual da fase de apoio no ciclo total da corrida (Fig. 15-51). Mecanicamente, quando se passa da marcha para a corrida, o corpo faz a transição de um modo de locomoção semelhante a um pêndulo invertido para outro semelhante a uma “mola”.<sup>22,156</sup> A transferência cíclica da energia potencial e cinética que ocorre ao longo de um membro em apoio relativamente estendido durante a marcha foi substituída por uma estratégia que

aproveita a energia elástica armazenada inicialmente e, em seguida, liberada pelos músculos, tendões e outros tecidos conjuntivos, no membro do apoio parcialmente flexionado durante a corrida (Fig. 15-52).

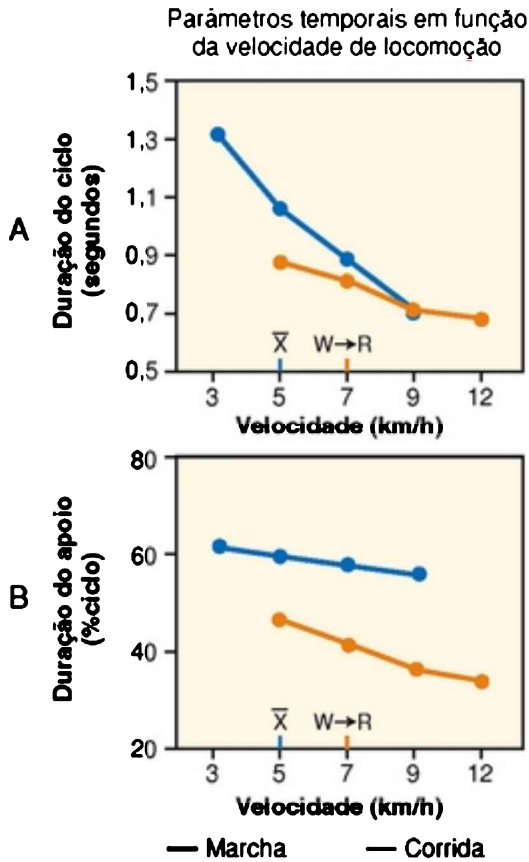


FIGURA 15-51 Tempo de duração de um ciclo de marcha e corrida ao longo de um intervalo da marcha e velocidades de corrida (A). Duração da fase de apoio sobre um intervalo da marcha e velocidades de corrida (B). Nota: 5 km/h (1,3 m/s) é o reflexo de uma velocidade média da marcha (indicado por  $\bar{X}$ ) e 7 km/h (2 m/s) é reflexo da velocidade de transição, quando o indivíduo passa do caminhar para a corrida (indicado por W → R).

(Dados de Cappellini G, Ivanenko YP, Poppele RE, Lacquaniti F: Motor

*patterns in human walking and running, J Neurophysiol 95:3426, 2006.)*

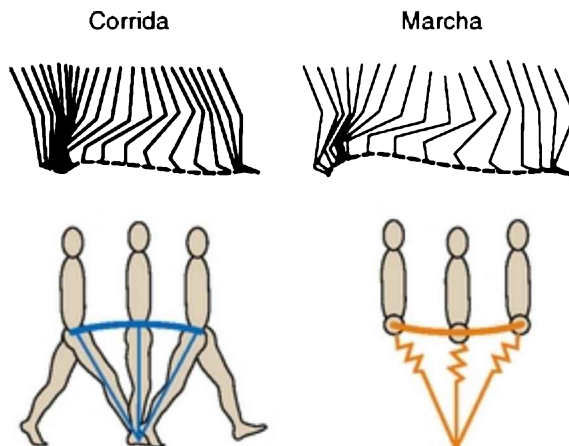


FIGURA 15-52 As imagens superiores ilustram diagramas que representam os ciclos da marcha e da corrida e mostram a atitude um pouco mais flexionada do membro inferior durante as fases de apoio e balanço de corrida. As imagens inferiores retratam a trajetória do centro de massa durante a marcha e a corrida. O centro de massa se assemelha a um pêndulo invertido durante a marcha, o que indica a transferência entre o potencial “fora de fase”, a energia cinética (compare com a Figura 15-14). Isso está em contraste com a corrida, que tira proveito de uma transferência entre o potencial “em fase”, a energia cinética do corpo e a energia elástica dos músculos, dos tendões e de outros tecidos conjuntivos dos membros inferiores.

*(Dados de Cappellini G, Ivanenko YP, Poppele RE, Lacquaniti F: Motor patterns in human walking and running, J Neurophysiol 95:3426, 2006.)*

Através da observação visual, deve ser facilmente perceptível que os movimentos das articulações dos membros inferiores ocorrem muito mais rapidamente durante a corrida em comparação com a marcha. Isso ocorre principalmente por causa da curta duração do ciclo de marcha, mas também, embora em menor medida, da maior amplitude de movimento articular utilizado para a corrida.<sup>24</sup> No quadril, no plano sagital, o padrão de movimento durante a corrida é muito semelhante ao que ocorre durante a marcha, com exceção

de uma quantidade maior de flexão do quadril no contato inicial do pé e a extensão do quadril um pouco mais leve no desprendimento dos dedos. O padrão de movimento do joelho no plano sagital durante a corrida também é semelhante ao da marcha, com a exceção de uma maior quantidade de flexão do joelho durante o ciclo completo. Durante a corrida, o joelho está flexionado de 20 a 30 graus no contato inicial, antes de flexionar alguns graus adicionais na parte inicial do apoio. Isso é seguido por uma pequena quantidade de extensão do joelho, retornando para o ângulo de flexão no contato inicial antes de começar a flexionar novamente, pouco antes do desprendimento dos dedos para iniciar a fase de balanço. Perante esta atitude relativamente flexionada do membro de apoio e a necessidade de mover o membro do balanço mais rapidamente, a flexão máxima do joelho durante o balanço é de 80 a 110 graus – novamente, ângulos específicos variam com a velocidade de corrida.

Na velocidade lenta de corrida, similar à marcha, a maioria dos corredores faz o contato inicial com o solo com a região do calcanhar. Esses corredores são frequentemente referidos como *atacantes retropé*. Aqueles que, em vez disso, fazem contato com o solo inicial com todo o pé ou com a região do antepé, são chamados atacantes *mediopé* e *antepé*, respectivamente. À medida que aumenta a velocidade de corrida, a maioria dos corredores progressivamente altera a região do contato inicial para o antepé. Independentemente do padrão de contato do pé, em geral, o tornozelo está perto de uma posição neutra no contato inicial do pé. O contato inicial é imediatamente seguido por um movimento de dorsiflexão do tornozelo. Esse movimento de dorsiflexão resulta, em parte, de uma grande flexão do joelho que está presente durante a corrida e exige controle excêntrico dos flexores plantares do tornozelo. Isso está em nítido contraste com a pequena quantidade de flexão plantar do tornozelo, controlada por uma ação excêntrica dos dorsiflexores para

gerar um torque interno de dorsiflexão (Fig. 15-53), e ocorre imediatamente após o contato do calcanhar durante a marcha. O movimento de dorsiflexão que ocorre no início do apoio, até aproximadamente 20 graus, é seguido por uma rápida flexão plantar (até cerca de 30 graus) no apoio terminal, antes do desprendimento dos dedos. Tal como acontece na marcha, o tornozelo, então, retorna para a dorsiflexão durante o balanço.

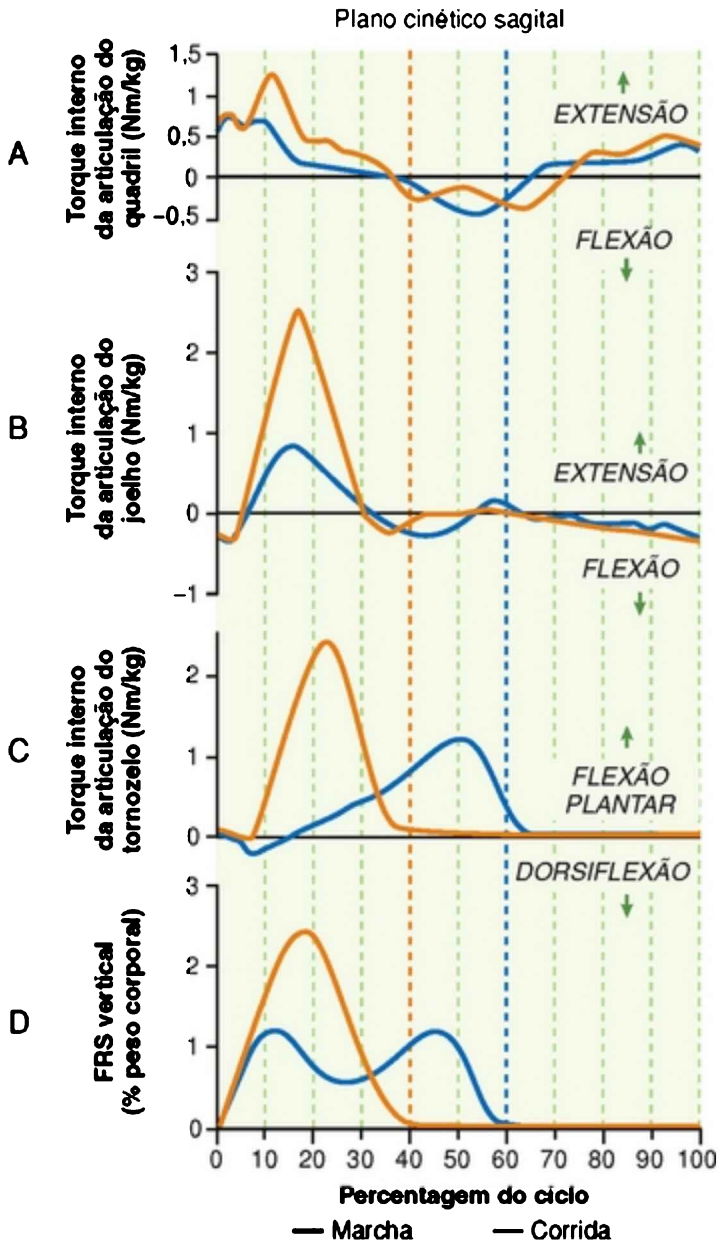


FIGURA 15-53 Torques internos para o quadril no plano sagital (A), para o joelho (B) para o tornozelo (C) e as forças de reação vertical do

solo (FRS) (D) para um ciclo da marcha (5,4 km/h) e corrida (9,4 km/h) de um indivíduo. Linhas verticais tracejadas em azul e laranja indicam a transição entre as fases de apoio e de balanço.

*(Dados de Cappellini G, IvanenkoYP, Poppele RE, Lacquaniti F: Motor patterns in human walking and running, J Neurophysiol 95:3426, 2006.)*

Nos planos frontal e transversal os padrões globais cinemáticos que ocorrem no quadril (rotação interna e adução seguido de rotação externa e abdução), no joelho e no pé (pronação seguida pela supinação) durante a fase de apoio da corrida são semelhantes aos observados durante a marcha. As principais diferenças são que os movimentos articulares ocorrem em maior velocidade angular e normalmente são alguns graus de maior magnitude. Acredita-se que esses movimentos, tanto de amplitude excessiva como mal controlada, ou ambos, muitas vezes contribuem para lesões agudas e crônicas dos membros inferiores. Clinicamente, a observação e quantificação desses movimentos são difíceis, mas, no entanto, de extrema importância na determinação de estratégias de intervenção ideal (Enfoque Especial 15-8).<sup>50,121,170</sup>

Como se supõe, a Figura 15-53 mostra que as forças de reação vertical do solo durante a corrida são de uma magnitude maior do que aquelas medidas durante a marcha. Nesta ilustração, a forma suave do pico da curva é a característica de um corredor que faz o contato inicial com o antepé – os flexores plantares do tornozelo fácil e suavemente transferem o impacto da carga para as forças de propulsão. O perfil vertical da força de reação do solo de um atacante retropé exibe um pico de impacto inicial adicional e bastante característico nos primeiros 10% da fase de apoio. As forças de reação vertical do solo durante a corrida podem ser tão elevadas, quanto três a quatro vezes o peso corporal e progressivamente maiores à medida que a velocidade de corrida aumenta. No sentido anteroposterior, semelhante ao que ocorre durante a marcha, tanto



os atacantes retropés quanto os antepés mostram uma força de ruptura inicial na primeira metade do apoio, seguido por uma força propulsora na segunda metade do apoio. A magnitude da velocidade-dependente dessas forças varia de 0,3 a 0,6 vez o peso corporal, que é duas a quatro vezes a magnitude das medidas durante a marcha.<sup>24,88</sup>

As grandes forças de reação do solo combinadas com a maior frequência de movimentos articulares angulares durante a corrida estão associadas ao maior torque interno articular. A Figura 15-53 compara as curvas de torque interno articular para marcha e corrida para o quadril, o joelho e o tornozelo. As formas das curvas para o quadril e o joelho são geralmente semelhantes para marcha e corrida, mas os torques internos articulares são de maior magnitude durante a corrida. No tornozelo, o perfil do torque articular para a corrida é notavelmente diferente daquele durante a marcha, com a ausência do torque inicial de dorsiflexão. Este reflexo da cinemática no tornozelo, com o contato inicial, é imediatamente seguido por um movimento de (perna-sobre-pé) dorsiflexão. O padrão e a magnitude do torque articular no tornozelo variam significativamente com base na velocidade de corrida e nos corredores, de acordo com a forma com que o pé faz contato inicial com o solo. Em comparação com aqueles que fazem o contato inicial do calcanhar com o solo, os atacantes confiam muito mais fortemente nos flexores plantares do tornozelo para amortecer a carga inicial sobre o membro inferior. Determinar o padrão de contato do pé com o solo faz parte de uma avaliação global de corredores com lesões dos membros inferiores, especialmente as lesões no pé, no tornozelo e na perna.

Conforme descrito neste capítulo, a potência através de uma articulação é o produto do torque e a velocidade angular. Portanto, não é surpreendente que a energia gerada ou absorvida através das articulações dos membros inferiores durante a corrida é várias vezes a magnitude daquela registrada durante a marcha. A presença de

maior potência e torque é expressa através do aumento significativo da ativação muscular medida durante a corrida em comparação com a marcha. A Figura 15-54 mostra a magnitude e o padrão de ativação de quatro músculos representativos, comparando a marcha a 5 km/h (uma média de velocidade de marcha) e corrida a 9 km/h (uma velocidade de corrida lenta). O vasto medial e o glúteo médio são reflexos da musculatura mais proximal, mostrando um padrão de ativação relativamente semelhante durante a marcha e a corrida. Por outro lado, as mudanças consistentes na cinemática e cinética do tornozelo e os padrões de ativação da musculatura do tornozelo, do tibial anterior e do gastrocnêmico são particularmente diferentes entre a marcha e a corrida. Para todos os músculos, uma ativação muscular progressivamente maior é observada durante a corrida, e esta diferença é amplificada com o aumento da velocidade. (Consulte Cappellini *et al.*<sup>22</sup> para os perfis de ativação muscular de 32 músculos através de um espectro de velocidades de marcha e corrida.)

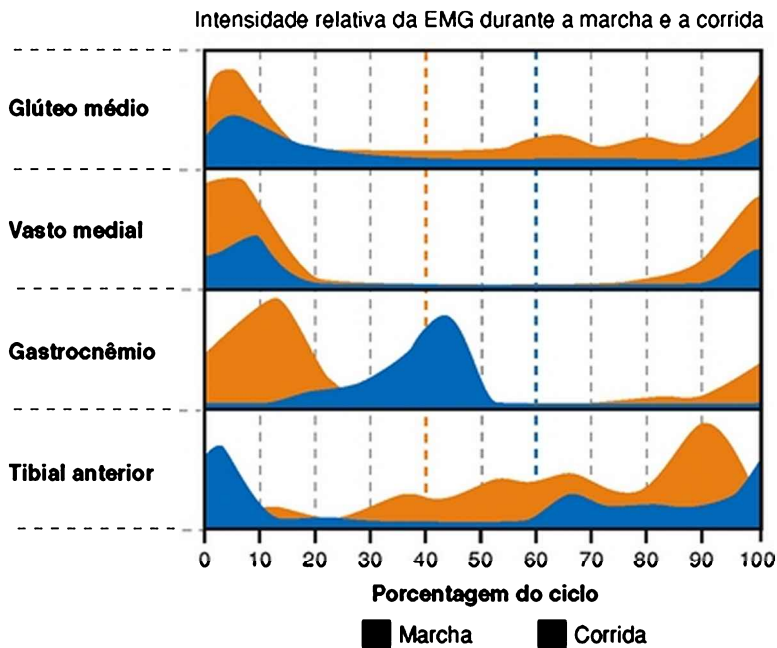


FIGURA 15-54 Intensidade relativa e perfil de ativação de quatro músculos selecionados durante a marcha (5 km/h) e corrida (9 km/h). As linhas verticais tracejadas em azul e laranja indicam a transição entre as fases de apoio e de balanço.

(Dados de Cappellini G, Ivanenko YP, Poppele RE, Lacquaniti F: Motor patterns in human walking and running, *J Neurophysiol* 95:3426, 2006.)

Sob uma perspectiva de prevenção de lesões, uma das mais importantes diferenças entre caminhar e correr é a magnitude das forças aplicadas ao sistema musculoesquelético (Tabela 15-6). A magnitude e a natureza repetitiva dessas forças exigem força e resistência adequadas da musculatura dos membros inferiores, bem como a adaptação progressiva do tecido ao longo do tempo. Além disso, é importante considerar a influência de fatores tais como a velocidade de marcha e a inclinação da superfície, que modificam a cinemática e a cinética da corrida e as exigências sobre o sistema, e a forma que, potencialmente, leva a lesões. Clinicamente, “erros de

treinamento” que levam a lesões durante a corrida são mais facilmente identificados e compreendidos com o conhecimento de como a cinemática e a cinética mudam ao longo da transição das velocidades da marcha e da corrida.

## REFERÊNCIAS

---

- 1 Alexander RM. Flat and bouncy walking. *J Physiol.* 2007;582(2):474.
- 2 Amar J. Trottoir dynamographique. *Comptes rendus hebdomadaires des séances de l'Académie des Sciences.* 1916;163:130-133.
- 3 Anders C, Wagner H, Puta C, et al. Trunk muscle activation patterns during walking at different speeds. *J Electromyogr Kinesiol.* 2007;17:245-252.
- 4 Andersson EA, Nilsson J, Thorstensson A. Intramuscular EMG from the hip flexor muscles during human locomotion. *Acta Physiol Scand.* 1997;161:361-370.
- 5 Andrews JG. Euler's and Lagrange's equations for linked rigid-body models of three-dimensional human motion. In: Allard P, Stokes IAF, Blanchi JP, editors. *Three-dimensional analysis of human movement.* Champaign, Ill: Human Kinetics, 1995.
- 6 Aristotle: parts of animals. Movement of animals, Progression of animals. Cambridge, Mass: Harvard University Press, 1968. Translated by Peck AL and Forster ES
- 7 Baker R. The history of gait analysis before the advent of modern computers. *Gait Posture.* 2007;26:331-342.
- 8 Bandholm T, Bousen L, Haugaard S, et al. Foot medial longitudinal-arch deformation during quiet standing and gait in subjects with medial tibial stress syndrome. *J Foot Ankle Surg.* 2008;47(2):89-95.
- 9 Bechtol CO. Normal human gait. In: Bowker JH, Hall CB, editors. *Atlas of orthotics: American academy of orthopaedic surgeons.* St Louis: Mosby,

1975.

- 10 Begg R, Best R, Dell'Oro L, Taylor S. Minimum foot clearance during walking: strategies for the minimization of trip-related falls. *Gait Posture*. 2007;25:191-198.
- 11 Benoit DL, Ramsey DK, Lamontagne M, et al. In vivo knee kinematics during gait reveals new rotation profiles and smaller translations. *Clin Orthop Relat Res*. 2007;454:81-88.
- 12 Best R, Begg R. A method for calculating the probability of tripping while walking. *J Biomech*. 2008;41(5):1147-1151.
- 13 Bilney B, Morris M, Webster K. Concurrent related validity of the GAITRite walkway system for quantification of the spatial and temporal parameters of gait. *Gait Posture*. 2003;17:68-74.
- 14 Bohannon RW. Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20-79 years: reference values and determinants. *Age Ageing*. 1997;26:15-19.
- 15 Braune W, Fisher O. *Der Gang des Menschen [The human gait]*. Leipzig, Germany: BG Teubner, 1895-1904.
- 16 Braune W, Fisher O. *The human gait* (translation by Maquet P, Furlong R). Berlin: Springer-Verlag, 1987. (Original work published 1895-1904.)
- 17 Bresler B, Frankel JP. Forces and moments in the leg during walking. *Am Soc Mech Eng Trans*. 1950;72:27.
- 18 Bruijn SM, Meijer OG, van Dieen JH, et al. Coordination of leg swing, thorax rotations, and pelvis rotations during gait: the organization of total body angular momentum. *Gait Posture*. 2008;27:455-462.
- 19 Buczek FL, Cooney KM, Walker MR, et al. Performance of an inverted pendulum model directly applied to normal human gait. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2006;21:288-296.
- 20 Burnfield JM, Powers CM. The role of center of mass kinematics in predicting peak utilized coefficient of friction during walking. *J*

*Forensic Sci.* 2007;52:1328-1333.

- 21 Calvé J, Galland M, De Cagny R. Pathogenesis of the limp due to coxalgia: the antalgic gait. *J Bone Joint Surg.* 1939;21:12.
- 22 Cappellini G, Ivanenko YP, Poppele RE, Lacquaniti F. Motor patterns in human walking and running. *J Neurophysiol.* 2006;95:3426-3437.
- 23 Carlsoo S. How man moves: kinesiological methods and studies. New York: Crane, Russak & Company, 1972.
- 24 Cavanagh PR. The biomechanics of lower extremity action in distance running. *Foot Ankle.* 1987;7:197-217.
- 25 Chan CW, Rudins A. Foot biomechanics during walking and running. *Mayo Clin Proc.* 1994;69:448.
- 26 Chester VL, Tingley M, Biden EN. A comparison of kinetic gait parameters for 3-13 year olds. *Clin Biomech.* 2006;21:726-732.
- 27 Chester VL, Wrigley AT. The identification of age-related differences in kinetic gait parameters using principal component analysis. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2008;23:212-220.
- 28 Chevutschi A, Lensel G, Vaast D, Thevenon A. An electromyographic study of human gait both in water and on dry ground. *J Physiol Anthropol.* 2007;26:467-473.
- 29 Chleboun GS, Basic AB, Graham KK, Stuckey HA. Fascicle length change of the human tibialis anterior and vastus lateralis during walking. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007;37:372-379.
- 30 Chleboun GS, Harrigal ST, Odenthal JZ, et al. Vastus lateralis fascicle length changes during stair ascent and descent. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38:624-631.
- 31 Chumanov ES, Wall-Scheffler C, Heiderscheidt BC. Gender differences in walking and running on level and inclined surfaces. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2008;23:1260-1268.
- 32 Collins JJ. The redundant nature of locomotor optimization laws. *J Biomech.* 1995;28:251.

- 33 Cooper RC, Prebeau-Menezes LM, Butcher MT, Bertram JEA. Step length and required friction in walking. *Gait Posture*. 2008;27:547-551.
- 34 Corcoran PJ, Jepsen RH, Brengelmann GL, Simons BC. Effects of plastic and metal leg braces on speed and energy cost of hemiparetic ambulation. *Arch Phys Med Rehabil*. 1970;51:69.
- 35 Cornwall MW, McPoil TG. Three-dimensional movement of the foot during the stance phase of walking. *J Am Podiatr Med Assoc*. 1999;89:56.
- 36 Craik RL, Dutterer L. Spatial and temporal characteristics of foot fall patterns. In: Craik RL, Oatis CA, editors. *Gait analysis: theory and application*. St Louis: Mosby, 1995.
- 37 Cromwell RL, Aadland-Monahan TK, Nelson AT, et al. Sagittal plane analysis of head, neck, and trunk kinematics and electromyographic activity during locomotion. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2001;31:255-262.
- 38 Cunningham D, Brown G. Two devices for measuring the forces acting on the human body during walking. *Exp Stress Anal*. 1952:75-90.
- 39 D'Angelo MG, Berti M, Piccinini L, et al. Gait pattern in Duchenne muscular dystrophy. *Gait Posture*. 2009;29:36-41.
- 40 Davis I, Ireland ML, Hanaki S. ACL injuries—the gender bias. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2007;37:A1-A32.
- 41 Della Croce U, Riley PO, Lelas JL, Kerrigan DC. A refined view of the determinants of gait. *Gait Posture*. 2001;14:79-84.
- 42 Den Otter AR, Geurts ACH, Mulder T, Duysens J. Speed related changes in muscle activity from normal to very slow walking speeds. *Gait Posture*. 2004;19:270-278.
- 43 De Smet K, Segers V, Lenoir M, De Clercq D. Spatiotemporal characteristics of spontaneous overground walk-to-run transition. *Gait Posture*. 2009;29:54-59.
- 44 DeVita P, Helseth J, Hortobagyi T. Muscles do more positive than

- negative work in human locomotion. *J Exp Biol.* 2007;210:3361-3373.
- 45 Don R, Serrao M, Vinci P, et al. Foot drop and plantar flexion failure determine different gait strategies in Charcot-Marie-Tooth patients. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2007;22:905-916.
- 46 Donelan JM, Kram R, Kuo AD. Mechanical and metabolic determinants of the preferred step width in human walking. *Proc Biol Sci.* 2001;268:1985-1992.
- 47 Drillis R. The influence of aging on the kinematics of gait. In: *Geriatric Amputee (NAS-NRC Pub. No. 919)*. Washington, DC: NAS-NRC; 1961.
- 48 Dusing SC, Thorpe DE. A normative sample of temporal and spatial gait parameters in children using the GAITRite electronic walkway. *Gait Posture.* 2007;25:135-139.
- 49 Eberhart H. Fundamental studies of human locomotion and other information relating to design of artificial limbs. Berkeley: University of California, 1947. Report to U.S. Veterans' Association.
- 50 Ekegren CL, Miller WC, Celebrini RG, et al. Reliability and validity of observational risk screening in evaluating dynamic knee valgus. *J Orthop Sports Phys Ther.* 39(9), 2009. (in press).
- 51 Elftman H. The function of the arms in walking. *Hum Biol.* 1939;11:529.
- 52 Elftman H. The measurement of the external force in walking. *Science.* 1938;88:152-153.
- 53 Eng JJ, Winter DA. Kinetic analysis of the lower limbs during walking: what information can be gained from a three-dimensional model? *J Biomech.* 1995;28:753.
- 54 Ferrari A, Benedetti MG, Pavan E, et al. Quantitative comparison of five current protocols in gait analysis. *Gait Posture.* 2008;28:207-216.
- 55 Finley F, Cody K. Locomotive characteristics of urban pedestrians. *Arch Phys Med Rehabil.* 1970;51:423.
- 56 Finley F, Cody K, Finizie R. Locomotion patterns in elderly women. *Arch Phys Med Rehabil.* 1969;50:140.



- 57 Finley FR, Cody KA, Sepic SB. Walking patterns of normal women. *Arch Phys Med Rehabil.* 1970;51:637.
- 58 Finni T, Komi PV, Lukkariniemi J. Achilles tendon loading during walking: application of a novel optic fiber technique. *Eur J Appl Physiol.* 1998;77:289.
- 59 Finni T, Lepola V, Komi PV. Tendomuscular loading in normal locomotion conditions. In: Kyrolainen H, Avela J, Takala T, editors. *Limiting factors of human neuromuscular performance.* Jyvaskyla, Finland: University of Jyvaskyla, 1999.
- 60 Fisher SV, Gullickson G. Energy cost of ambulation in health and disability: a literature review. *Arch Phys Med Rehabil.* 1978;59:124.
- 61 Franettovich M, Chapman A, Vicenzino B. Tape that increases medial longitudinal arch height also reduces leg muscle activity: a preliminary study. *Med Sci Sports Exerc.* 2008;40(4):593-600.
- 62 Frigo C, Crenna P. Multichannel SEMG in clinical gait analysis: a review and state-of-the-art. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2009;24:236-245.
- 63 Fukunaga T, Kubo K, Kawakami Y, et al. In vivo behaviour of human muscle tendon during walking. *Proc Biol Sci.* 2001;268:229-233.
- 64 Gage JR. Gait analysis in cerebral palsy. In: *Clinic in developmental medicine.* London: Mac Keith Press; 1991.
- 65 Ganley JK, Powers CM. Gait kinematics and kinetics of 7-year-old children: a comparison to adults using age-specific anthropometric data. *Gait Posture.* 2005;21:141-145.
- 66 Ganley JK, Powers CM. Intersegmental dynamics during the swing phase of gait: a comparison of knee kinetics between 7 year-old children and adults. *Gait Posture.* 2006;23:499-504.
- 67 Garrett M, McElroy AM, Staines A. Locomotor milestones and babywalkers: cross sectional study. *BMJ.* 2002;324:1494.
- 68 Glasoe WM, Yack HJ, Saltzman CL. Anatomy and biomechanics of the first ray. *Phys Ther.* 1999;79:854.

- 69 Gonzalez EG, Corcoran PJ. Energy expenditure during ambulation. In Downey JA, Myers SJ, Gonzalez EG, Lieberman JS, editors: *The physiological basis of rehabilitation medicine*, ed 2, Boston: Butterworth-Heinemann, 1994.
- 70 Gordon KE, Ferris DP, Kuo AD. Metabolic and mechanical costs of reducing vertical center of mass movement during gait. *Arch Phys Med Rehabil.* 2009;90:136-144.
- 71 Gore DR, Murray MP, Sepic SB, Gardner GM. Walking patterns of men with unilateral surgical hip fusion. *J Bone Joint Surg Am.* 1975;57:759.
- 72 Gorton GE, Hebert DA, Gannotti ME. Assessment of the kinematic variability among 12 motion analysis laboratories. *Gait Posture.* 2009;29:398-402.
- 73 Grabiner PC, Biswas T, Grabiner MD. Age-related changes in spatial and temporal gait variables. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001;82:31-35.
- 74 Gross MT, Foxworth JL. The role of foot orthoses as an intervention for patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2003;33:661-670.
- 75 Hausdorff JM, Zeman L, Peng CK, Goldberger AL. Maturation of gait dynamics: stride-to-stride variability and its temporal organization in children. *J Appl Physiol.* 1999;86:1040-1047.
- 76 Heiden TL, Sanderson DJ, Inglis JT, Siegmund GP. Adaptations to normal human gait on potentially slippery surfaces: the effects of awareness and prior slip experience. *Gait Posture.* 2006;24:237-246.
- 77 Hillman SJ, Stansfield BW, Richardson AM, Robb JE. Development of temporal and distance parameters of gait in normal children. *Gait Posture.* 2009;29:81-85.
- 78 Hof AL, Elzinga H, Grimmius W, Halbertsma JPK. Detection of non-standard EMG profiles in walking. *Gait Posture.* 2005;21:171-177.
- 79 Hollman JH, Kovash FM, Kubik JJ, Linbo RA. Age-related differences in spatiotemporal markers of gait stability during dual task walking. *Gait Posture.* 2007;26:113-119.

- 80 Holm I, Tveter AT, Fredriksen PM, Vollestad N. A normative sample of gait and hopping on one leg parameters in children 7-12 years of age. *Gait Posture*. 2009;29:317-321.
- 81 Hreljac A. Impact and overuse injuries in runners. *Med Sci Sports Exerc*. 2004;36:845-849.
- 82 Inman VT, Ralston HJ, Todd F. Human locomotion. In Rose J, Gamble JG, editors: *Human walking*, ed 2, Philadelphia: Williams & Wilkins, 1994.
- 83 Inman VT, Ralston HJ, Todd F. Human walking. Baltimore: Williams & Wilkins, 1981.
- 84 Ishikawa M, Pakaslahti J, Komi PV. Medial gastrocnemius muscle behavior during human running and walking. *Gait Posture*. 2007;25:380-384.
- 85 Ivanenko YP, Poppele RE, Lacquaniti F. Motor control programs and walking. *Neuroscientist*. 2006;12:339-348.
- 86 Kavanagh JJ, Morrison S, Barrett RS. Lumbar and cervical erector spinae fatigue elicit compensatory postural responses to assist in maintaining head stability during walking. *J Appl Physiol*. 2006;101:1118-1126.
- 87 Kaye RA, Jahss MH. Tibialis posterior: a review of anatomy and biomechanics in relation to support of the medial longitudinal arch. *Foot Ankle*. 1991;11:244.
- 88 Keller TS, Weisberger AM, Ray JL, et al. Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1996;11:253-259.
- 89 Kepple TM, Siegel KL, Stanhope SJ. Relative contributions of the lower extremity joint moments to forward progression and support during gait. *Gait Posture*. 1997;6:1.
- 90 Kerrigan DC, Croce UD, Marciello M, Riley PO. A refined view of the determinants of gait: significance of heel rise. *Arch Phys Med Rehabil*. 2000;81:1077.

- 91 Kerrigan DC, Riley PO, Lelas JL, Della Croce U. Quantification of pelvic rotation as a determinant of gait. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001;82:217-220.
- 92 Kerrigan DC, Viramontes BE, Corcoran PJ, LaRaia PJ. Measured versus predicted vertical displacement of the sacrum during gait as a tool to measure biomechanical gait performance. *Am J Phys Med Rehabil.* 1995;74:3.
- 93 Kirtley C. Clinical gait analysis: theory and practice. Philadelphia: Churchill Livingstone, 2006.
- 94 Knutson LM, Soderberg GL. EMG: use and interpretation in gait. In: Craik RL, Oatis CA, editors. *Gait analysis: theory and application.* St Louis: Mosby, 1995.
- 95 Komistek RD, Stiehl JB, Dennis DA, et al. Mathematical model of the lower extremity joint reaction forces using Kane's method of dynamics. *J Biomech.* 1998;31:185.
- 96 Kressig RW, Gregor RJ, Oliver A, et al. Temporal and spatial features of gait in older adults transitioning to frailty. *Gait Posture.* 2004;20:30-35.
- 97 Kuo AD. The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: a dynamic walking perspective. *Hum Mov Sci.* 2007;26:617-656.
- 98 Kuster M, Wood GA, Sakurai S, Blatter G. Stress on the femoropatellar joint in downhill walking—a biomechanical study. *Z Unfallchir Versicherungsmed.* 1993;86:178.
- 99 Lafortune MA, Cavanagh PR, Sommer HJIII, Kalenak A. Three-dimensional kinematics of the human knee during walking. *J Biomech.* 1992;25:347.
- 100 Lamoth CJC, Meijer OG, Daffertshofer A, et al. Effects of chronic low back pain on trunk coordination and back muscle activity during walking: changes in motor control. *Eur Spine J.* 2006;15:23-40.

- 101 Lay AN, Hass CJ, Nichols TR, Gregor RJ. The effect of sloped surfaces on locomotion: an electromyographic analysis. *J Biomech.* 2007;40:1276-1285.
- 102 Lee JL, Hidler J. Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals. *J Appl Physiol.* 2008;104:747-755.
- 103 Lerner-Frankiel MB, Vargas S, Brown MB, et al. Functional community ambulation: What are your criteria? *Clin Manage.* 1990;6:12.
- 104 Liu J, Lockhart TE. Comparison of 3D joint moments using local and global inverse dynamic approaches among three different age groups. *Gait Posture.* 2006;23:480-485.
- 105 Liu MQ, Anderson FC, Schwartz MH, Delp SL. Muscle contributions to support and progression over a range of walking speeds. *J Biomech.* 2008;41:3243-3252.
- 106 Lockart TE, Spaulding JM, Park SH. Age-related slip avoidance strategy while walking over a known slippery surface. *Gait Posture.* 2007;26:142-149.
- 107 Mackay-Lyons M. Central pattern generation of locomotion: a review of the evidence. *Phys Ther.* 2002;82:69-83.
- 108 Magnusson SP, Hansen P, Aagaard P, et al. Differential strain patterns of the human gastrocnemius aponeurosis and free tendon, in vivo. *Acta Physiol Scand.* 2003;177:185-195.
- 109 Magnusson SP, Narici MV, Maganaris CN, Kjaer M. Human tendon behavior and adaptation, in vivo. *J Physiol.* 2008;586:71-81.
- 110 Mann RA. Biomechanics of the foot. In: American Academy of Orthopaedic Surgeons, editor. *Atlas of Orthotics: Biomechanical Principles and Application.* St Louis: Mosby, 1975.
- 111 Marchetti GF, Whitney SL, Blatt PJ, et al. Temporal and spatial characteristics of gait during performance of the dynamic gait index in people with and people without balance or vestibular disorders. *Phys Ther.* 2008;88:640-651.

- 112 Marey EJ. De la mesure dans les different acts de la locomotion. *Comptes rendus de l'Academie des Sciences de Paris*. 1883;97:820-825.
- 113 Marey EJ. La machine animal. Paris: Librairie Germer Baillière, 1873.
- 114 Marey EJ. Movement. London: W. Heinemann, 1895.
- 115 Massaad F, Lejeune TM, Detrembleur C. The up and down bobbing of human walking: a compromise between muscle work and efficiency. *J Physiol*. 2007;582(2):789-799.
- 116 McGinley JL, Baker R, Wolfe R, Morris ME. The reliability of the three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review. *Gait Posture*. 2009;29:360-369.
- 117 Menant JC, Steele JR, Menz HB, et al. Effects of walking surfaces and footwear on temporo-spatial gait parameters in young and older people. *Gait Posture*. 2009;29:392-397.
- 118 Menz HB, Latt MD, Tiedemann A, et al. Reliability of the GAITRite walkway system for the quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people. *Gait Posture*. 2004;20:20-25.
- 119 Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC. Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. *Gait Posture*. 2003;18:35-46.
- 120 Mills PM, Barrett RS, Morrison S. Toe clearance variability during walking in young and elderly men. *Gait Posture*. 2008;28:101-107.
- 121 Mizner RL, Kawaguchi JK, Chmielewski TL. Muscle strength in the lower extremity does not predict postinstruction improvements in the landing patterns of female athletes. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2008;38:353-361.
- 122 Molen HH. Problems on the evaluation of gait. Amsterdam: Free University, 1973.
- 123 Moosabhoy MA, Gard SA. Methodology for determining the sensitivity of swing leg toe clearance and leg length to swing leg joint angles during gait. *Gait Posture*. 2006;24:493-501.

- 124 Murley GS, Landorf KB, Menz HB, Bird AR. Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: a systematic review. *Gait Posture*. 2009;29:172-187.
- 125 Murray MP. Gait as a total pattern of movement. *Am J Phys Med*. 1967;46:290.
- 126 Murray MP, Gore DR. Gait of patients with hip pain or loss of hip joint motion. In: Black J, Dumbleton JH, editors. *Clinical biomechanics: a case history approach*. New York: Churchill Livingstone, 1981.
- 127 Murray MP, Gore DR, Clarkson BH. Walking patterns of patients with unilateral hip pain due to osteoarthritis and avascular necrosis. *J Bone Joint Surg Am*. 1971;53:259.
- 128 Murray MP, Gore DR, Sepic SB, Mollinger LA. Antalgic maneuvers during walking in men with unilateral knee disability. *Clin Orthop Relat Res*. 1985;199:192.
- 129 Murray MP, Guten GN, Mollinger LA, Gardner GM. Kinematic and electromyographic patterns of Olympic race walkers. *Am J Sports Med*. 1983;11:68.
- 130 Murray MP, Kory RC, Clarkson BH, Sepic SB. Comparison of free and fast speed walking patterns of normal men. *Am J Phys Med*. 1966;45:8.
- 131 Murray MP, Kory R, Sepic S. Walking patterns of normal women. *Arch Phys Med Rehabil*. 1979;51:637.
- 132 Murray MP, Sepic SB, Barnard EJ. Patterns of sagittal rotation of the upper limbs in walking: study of normal men during free and fast speed walking. *Phys Ther*. 1967;47:272.
- 133 Muybridge E. *Animal locomotion*. Philadelphia: University of Pennsylvania Press, 1887.
- 134 Muybridge E. *Human and animal locomotion*. New York: Dover, 1979.
- 135 Nankaku M, Tsuboyama T, Kakinoki R, et al. Gait analysis of patients in early stages after total hip arthroplasty: effect of lateral trunk displacement on walking efficiency. *J Orthop Sci*. 2007;12:550-554.

- 136 Nene A, Byrne C, Hermens H. Is rectus femoris really a part of quadriceps? Assessment of rectus femoris function during gait in able-bodied adults. *Gait Posture*. 2004;20:1-13.
- 137 Neptune RR, Sasaki K, Kautz SA. The effect of walking speed on muscle function and mechanical energetics. *Gait Posture*. 2008;28:135-143.
- 138 Neumann DA. Biomechanical analysis of selected principles of hip joint protection. *Arthritis Care Res*. 1989;2:146.
- 139 Nielsen JB. How we walk: central control of muscle activity during human walking. *Neuroscientist*. 2003;9:195-204.
- 140 Norkin CC. Examination of gait. In O'Sullivan SB, Schmitz TJ, editors: *Physical rehabilitation*, ed 5, Philadelphia: FA Davis, 2007.
- 141 Ortega JD, Farley CT. Minimizing center of mass vertical movement increases metabolic cost in walking. *J Applied Physiol*. 2005;99:2099-2107.
- 142 O'Sullivan SB, Schmitz TJ. *Physical rehabilitation*, ed 5. Philadelphia: FA Davis, 2007.
- 143 Ounpuu S. Clinical gait analysis. In: Spivack BS, editor. *Evaluation and management of gait disorders*. New York: Marcel Dekker, 1995.
- 144 Patla A. A framework for understanding mobility problems in the elderly. In: Craik RL, Oatis CA, editors. *Gait analysis: theory and application*. St Louis: Mosby, 1995.
- 145 Paul JP. Forces transmitted by joints in the human body. *Proc Inst Mech Eng*. 1966;181:8.
- 146 Pederson DR, Brand RA, Davy DT. Pelvic muscle and acetabular contact forces during gait. *J Biomech*. 1997;30:959.
- 147 Perry J. *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare, NJ: Slack, 1992.
- 148 Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2003;33:639-646.



- 149 Ralston HJ. Effects of immobilization of various body segments on energy cost of human locomotion. *Ergon Suppl.* 53, 1965.
- 150 Reischl SF, Powers CM, Rao S, Perry J. Relationship between foot pronation and rotation of the tibia and femur during walking. *Foot Ankle Int.* 1999;20:513.
- 151 Requião LF, Nadeau S, Milot MH, et al. Quantification of level of effort at the plantarflexors and hip extensors and flexor muscles in healthy subjects walking at different cadences. *J Electromyogr Kinesiol.* 2005;15:393-405.
- 152 Riley PO, Paolini G, Della Croce U, et al. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait Posture.* 2007;26:17-24.
- 153 Robinett CS, Vondran MA. Functional ambulation velocity and distance requirements in rural and urban communities. *Phys Ther.* 1988;68:1371.
- 154 Rose J, Ralston HJ, Gamble JG. Energetics of walking. In Rose J, Gamble JG, editors: *Human walking*, ed 2, Philadelphia: Williams & Wilkins, 1994.
- 155 Rozumalski A, Schwartz MH, Wervej R, et al. The in vivo three-dimensional motion of the human lumbar spine during gait. *Gait Posture.* 2008;25:378-384.
- 156 Saibene F, Minetti AE. Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. *Eur J Appl Physiol.* 2003;88:297-316.
- 157 Sasaki K, Neptune RR. Muscle mechanical work and elastic energy utilization during walking and running near the preferred gait transition speed. *Gait Posture.* 2006;23:383-390.
- 158 Saunders JB, Inman VT, Eberhart HD. The major determinants in normal and pathological gait. *J Bone Joint Surg Am.* 1953;35:543.
- 159 Schache AG, Baker R. On the expression of joint moments during gait. *Gait Posture.* 2007;25:440-452.

- 160 Schache AG, Baker R, Vaughan CL. Differences in lower limb transverse plane joint moments during gait when expressed in two alternative reference frames. *J Biomech.* 2007;40:9-19.
- 161 Schnall BL, Baum BS, Andrews AM. Gait characteristics of a soldier with a traumatic hip disarticulation. *Phys Ther.* 2008;88:1568-1577.
- 162 Scott SH, Winter DA. Internal forces of chronic running injury sites. *Med Sci Sports Exerc.* 1990;22:357.
- 163 Segers V, Aerts P, Lenoir M, De Clercq D. Spatiotemporal characteristics of the walk-to-run and run-to-walk transition when gradually changing speed. *Gait Posture.* 2006;24:247-254.
- 164 Shiavi R. Electromyographic patterns in adult locomotion: a comprehensive review. *J Rehabil.* 1985;22:85.
- 165 Shumway-Cook A, Woollacott MH. Motor control: translating research into clinical practice. Philadelphia: Lippincott, Williams & Wilkins, 2006.
- 166 Siegler S, Liu W. Inverse dynamics in human locomotion. In: Allard P, Cappozzo A, Lundberg A, Vaughan CL, editors. *Three-dimensional analysis of human locomotion.* New York: John Wiley & Sons, 1997.
- 167 Simoneau GG, Cavanagh PR, Ulbrecht JS, et al. The influence of visual factors on fall-related kinematic variables during stair descent by older women. *J Gerontol Med Sci.* 1991;46:M188.
- 168 Simonsen EB, Dyhre-Poulsen P, Voigt M, et al. Bone-on-bone forces during loaded and unloaded walking. *Acta Anat (Basel).* 1995;152:133.
- 169 Smidt GL. Rudiments of gait. In: Smidt GL, editor. *Gait in rehabilitation.* New York: Churchill Livingstone, 1990.
- 170 Souza RB, Powers CM. Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2009;39:12-19.
- 171 Sparrow WA, Begg RK, Parker S. Variability in the foot-ground

- clearance and step timing of young and older men during single-task and dual-task treadmill walking. *Gait Posture*. 2008;28:563-567.
- 172 Stansfield BW, Hillman SJ, Hazlewood ME, et al. Normalisation of gait data in children. *Gait Posture*. 2003;17:81-87.
- 173 Stauffer RN, Chao EYS, Brewster RC. Force and motion analysis of the normal, diseased and prosthetic ankle joint. *Clin Orthop Relat Res*. 1977;127:189.
- 174 Stephenson JL, Lamontagne A, De Serres S. The coordination of upper and lower limb movements during gait in healthy and stroke individuals. *Gait Posture*. 2009;29:11-16.
- 175 Stewart C, Postans N, Schwartz MH, et al. An exploration of the function of the triceps surae during normal gait using functional electrical stimulation. *Gait Posture*. 2007;26:482-488.
- 176 Stratham L, Murray MP. Early walking patterns of normal children. *Clin Orthop Relat Res*. 1971;79:8.
- 177 Sudarsky L. An overview of neurological diseases causing gait disorder. In: Spivack BS, editor. *Evaluation and management of gait disorders*. New York: Marcel Dekker, 1995.
- 178 Sutherland D. Dimensionless gait measurements and gait maturity. *Gait Posture*. 1996;4:209-211.
- 179 Sutherland DH, Kaufman KR, Moitza JR. Kinematics of normal human walking. In Rose J, Gamble JG, editors: *Human walking*, ed 2, Philadelphia: Williams & Wilkins, 1994.
- 180 Sutherland DH, Olshen RA, Cooper L, Woo SL. The development of mature gait. *J Bone Joint Surg Am*. 1980;62A:336-353.
- 181 Sutherland DH. The evolution of clinical gait analysis. Part I: kinesiological EMG. *Gait Posture*. 2001;14:61-70.
- 182 Sutherland DH. The evolution of clinical gait analysis. Part II: kinematics. *Gait Posture*. 2002;16:159-179.
- 183 Sutherland DH. The evolution of clinical gait analysis. Part III: kinetics

- and energy assessment. *Gait Posture*. 2005;21:447-461.
- 184 Taylor SJ, Walker PS, Perry JS, et al. The forces in the distal femur and the knee during walking and other activities measured by telemetry. *J Arthroplasty*. 1998;13:428.
- 185 Thambyah A, Hee HT, Das S, Lee SM. Gait adaptations in patients with longstanding hip fusion. *J Orthop Surg*. 2003;11:154-158.
- 186 van Gent RN, Siem D, van Middelkoop M, et al. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. *Br J Sports Med*. 2007;41:469-480.
- 187 van Hedel HJA, Tomatis L, Muller R. Modulating of leg muscle activity and gait kinematics by walking speed and bodyweight unloading. *Gait Posture*. 2006;24:35-45.
- 188 Vaughan CL. Theories of bipedal walking: an odyssey. *J Biomech*. 2003;36:513-523.
- 189 Vierordt KH. Das gehen des menschen in gesunden und kranken zuständen nach selbstregistrirenden methoden dargestellt. Tubingen, Germany: Laupp, 1881.
- 190 Walsh JP. Foot fall measurement technology. In: Craik RL, Oatis CA, editors. *Gait analysis: theory and application*. St Louis: Mosby, 1995.
- 191 Warren GL, Maher RM, Higbie EJ. Temporal patterns of plantar pressures and lower-leg muscle activity during walking: effect of speed. *Gait Posture*. 2004;19:91-100.
- 192 Waters RL, Barnes G, Husserel T, et al. Comparable energy expenditure after arthrodesis of the hip and ankle. *J Bone Joint Surg Am*. 1988;70:1032.
- 193 Waters RL, Campbell J, Thomas L, et al. Energy costs of walking in lower-extremity plaster casts. *J Bone Joint Surg Am*. 1982;64:896.
- 194 Waters RL, Lunsford BR, Perry J, Byrd R. Energy-speed relationship of walking: standard tables. *J Orthop Res*. 1988;6:215.
- 195 Waters RL, Morris JM. Electrical activity of muscles of the trunk during

- walking. *J Anat.* 1972;111(2):191-199.
- 196 Waters RL, Mulroy S. The energy expenditure of normal and pathologic gait. *Gait Posture.* 1999;9:207.
- 197 Webb D, Tuttle RH, Baksh M. Pendular activity of human upper limbs during slow and normal walking. *Am J Phys Anthropol.* 1993;93:477.
- 198 Weber W, Weber E. Mechanik der menschlichen gewerkzeuge. [Mechanics of the human walking apparatus]. Berlin, Germany: Springer-Verlag, 1894.
- 199 Weber W, Weber E. Mechanics of the human walking apparatus. Berlin, Germany: Springer-Verlag, 1991. (Translation by Maquet P, Furlong R.), (Original work published in 1894.).
- 200 Weber W, Weber E. The mechanics of human motion. Gottingen, Germany: Dieterischen Buchhandlung, 1836.
- 201 Whittington B, Silder A, Heiderscheit B, Thelen DG. The contribution of passive-elastic mechanisms to lower extremity joint kinetics during human walking. *Gait Posture.* 2008;27:628-634.
- 202 Whittle M. Gait analysis: an introduction, ed 4. Oxford, UK: Butterworth-Heinemann, 2007.
- 203 Winter DA. Anatomy, biomechanics and control of balance during standing and walking. Waterloo, Ontario, Canada: Waterloo Biomechanics, 1995.
- 204 Winter DA. The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological, ed 2. Waterloo, Canada: University of Waterloo Press, 1991.
- 205 Winter DA, Eng JJ, Ishac M. Three-dimensional moments, powers and work in normal gait: implications for clinical assessments. In: Harris GF, Smith PA, editors. *Human motion analysis: current applications and future directions.* New York: IEEE Press, 1996.
- 206 Winter DA, Eng JJ, Ishac MG. A review of kinetic parameters in human walking. In: Craik RL, Oatis CA, editors. *Gait analysis: theory and*

*application*. St Louis: Mosby, 1995.

- 207 Yizhar Z, Boulos S, Inbar O, Carmeli E. The effect of restricted arm swing on energy expenditure in healthy men. *Int J Rehabil Res*. Dec 5, 2008. [Epub ahead of print].
- 208 Youdas JW, Hollman JH, Aalbers MJ, et al. Agreement between the GAITRite walkway system and a stopwatch-footfall count method for measurement of temporal and spatial gait parameters. *Arch Phys Med Rehabil*. 2006;87:1648-1652.
- 209 Zajac FE, Neptune RR, Kautz SA. Biomechanics and muscle coordination of human walking part I: introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait Posture*. 2002;16:215-232.
- 210 Zajac FE, Neptune RR, Kautz SA. Biomechanics and muscle coordination of human walking part II: lessons from dynamical simulations and clinical implications. *Gait Posture*. 2003;17:1-17.
- 211 Zarrugh MY, Todd FN, Ralston HJ. Optimization of energy expenditure during level walking. *Eur J Appl Physiol*. 1974;33:293.
- 212 Zehr EP, Duysens J. Regulation of arm and leg movement during human locomotion. *Neuroscientist*. 2004;10:347-361.

## QUESTÕES PARA ESTUDO

- 1 Em que ponto(s) no ciclo da (marcha) a energia potencial é (A) maior e (B) menor?
- 2 A 10% do ciclo da marcha, descreva a posição e a direção da rotação do quadril, do joelho e do tornozelo com relação ao plano sagital.
- 3 A, Descreva a rotação do tornozelo entre 5 e 40% do ciclo de marcha em relação ao plano sagital. B, Descreva o tipo de ativação muscular (excêntrica, isométrica ou concêntrica) dos flexores plantares do tornozelo e dos músculos dorsiflexores

dentro do contexto da cinemática descrita na parte A.

- 4 Entre o apoio médio e o terminal (cerca de 30 a 50% do ciclo da marcha), uma pessoa com uma tensão ou um encurtamento do calcanhar (tendão do calcâneo), muitas vezes faz compensações cinemáticas no pé, como uma forma de permitir a rotação para frente da perna em relação ao chão. Descreva uma compensação cinemática que pode permitir isso, incluindo a articulação(s) específica(s), onde possa ocorrer.
- 5 Em que ponto(s) no ciclo de marcha estão as forças de reação vertical do solo (A) maior e (B) menor?
- 6 A, Para 0% a cerca de 50% do ciclo da marcha, descreva a cinemática da articulação do quadril no plano horizontal. B, Usando a Figura 15-29, A como um guia, discuta uma função possível dos músculos glúteo mínimo e glúteo médio durante esta cinemática.
- 7 Descreva as estratégias cinemáticas normalmente usadas para otimizar os deslocamentos vertical e mediolateral do centro de massa do corpo durante a marcha.
- 8 Por cerca de 5 a 20% do ciclo da marcha, correlacione a associação funcional entre a cinemática do plano frontal no apoio do quadril com o tipo de ativação muscular do glúteo médio.
- 9 Quais são os dois mecanismos básicos de cinemática utilizados para aumentar a velocidade da marcha?
- 10 Descreva as principais diferenças na cinemática, na cinética e nas ativações musculares no tornozelo durante a marcha e a corrida. (Para a corrida, considere que a pessoa é um “atacante

do calcanhar”.)

- 11 A, Para o apoio médio e terminal (cerca de 30% e 50% do ciclo da marcha), descreva a posição provável e a direção de movimento da articulação subtalar no plano frontal. Use os movimentos no plano frontal de inversão e eversão (do calcâneo) como referência para sua descrição. B, Usando a Figura 15-29, B como um guia, explique a função mais provável do músculo tibial posterior no controle desta cinemática.
- 12 Qual é a provável função do músculo adutor longo de 60 a 75% do ciclo da marcha?
- 13 Descreva as mudanças que ocorrem normalmente na marcha de pessoas idosas. Qual a proteção natural que essas mudanças podem fornecer?
- 14 Em que ponto no ciclo da marcha os dois músculos a seguir estão mais provavelmente em seu maior comprimento? A, semitendíneo, B, gastrocnêmio.
- 15 A Figura 15-40 mostra os mecanismos primários associados à produção de um torque em varo no joelho no instante do contato do calcanhar. Quais tecidos no joelho são capazes de limitar esse torque?

*As respostas a essas questões para estudo podem ser encontradas no final do livro.*

## **APÊNDICE IV Materiais de Referência sobre Inserções Musculares e Inervação da Extremidade Inferior**

---



---

**Parte A:**

Ineruações das Raízes Nervosas Espinais dos Músculos da Extremidade Inferior

**Parte B:**

Músculos-chave para o Teste de Função das Raízes Nervosas Espinais (L<sup>2</sup> a S<sup>3</sup>)

**Parte C:**

Dermátomos da Extremidade Inferior

**Parte D:**

Inserções e Ineruação dos Músculos da Extremidade Inferior

**Parte A: Ineruações das Raízes Nervosas Espinais dos Músculos da Extremidade Inferior**

Músculos	Raiz do Nervos Espinal							
	Lombar					Sacral		
	L <sup>1</sup>	L <sup>2</sup>	L <sup>3</sup>	L <sup>4</sup>	L <sup>5</sup>	S <sup>1</sup>	S <sup>2</sup>	S <sup>3</sup>
Psoas menor	X							
Psoas maior	X	X	X	X				
Iliaco		X	X	X				
Pectíneo		X	X	X				
Sartório		X	X					
Quadríceps		X	X	X				
Adutor curto		X	X	X				
Adutor longo		X	X	X				
Grácil		X	X	X				
Obturador externo			X	X				
Adutor magno		X	X	X	X	X		
Glúteo médio				X	X	X		
Glúteo mínimo				X	X	X		
Tensor da fáscia lata				X	X	X		
Glúteo máximo					X	X	X	
Piriforme						X	X	
Gêmeo superior					X	X	X	
Obturador interno					X	X	X	
Gêmeo inferior				X	X	X		
Quadrado femoral				X	X	X		
Bíceps (cabeça longa)					X	X	X	
Semitendinoso				X	X	X	X	
Semimembranoso				X	X	X	X	
Bíceps (cabeça curta)					X	X	X	
Tibial anterior				X	X			
Extensor longo do hálux				X	X	X		
Extensor longo dos dedos				X	X	X		
Fibular terceiro				X	X	X		
Extensor curto dos dedos				X	X	X		
Fibular longo				X	X	X		
Fibular curto				X	X	X		
Plantar				X	X	X		
Gastrocnêmio						X	X	
Poplíteo				X	X	X		
Sóleo					X	X	X	
Tibial posterior				X	X	X		
Flexor longo dos dedos					X	X	X	
Flexor longo do hálux					X	X	X	
Flexor curto dos dedos					X	X	X	
Abdutor do hálux					X	X	X	
Flexor curto do hálux					X	X	X	
Lumbrical I					X	X	X	
Abdutor do dedo mínimo						X	X	X
Quadrado plantar						X	X	X
Flexor do dedo mínimo						X	X	X
Abdutor do dedo mínimo						X	X	X
Adutor do hálux						X	X	X
Interósseo plantar							X	X
Interósseo dorsal							X	X
Lumbricais II, III, IV						X	X	X

Dados baseados em duas referências primárias: Standing S. Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice, 40th ed, St Louis: Elsevier, 2009; Kendall FP, McCreary EK, Provance PG et al. Muscles: testing and function with posture and pain, ed 5, Philadelphia, 2005, Lippincott Williams & Wilkins.  
X, suporte literário de menor para moderado; X: maior distribuição

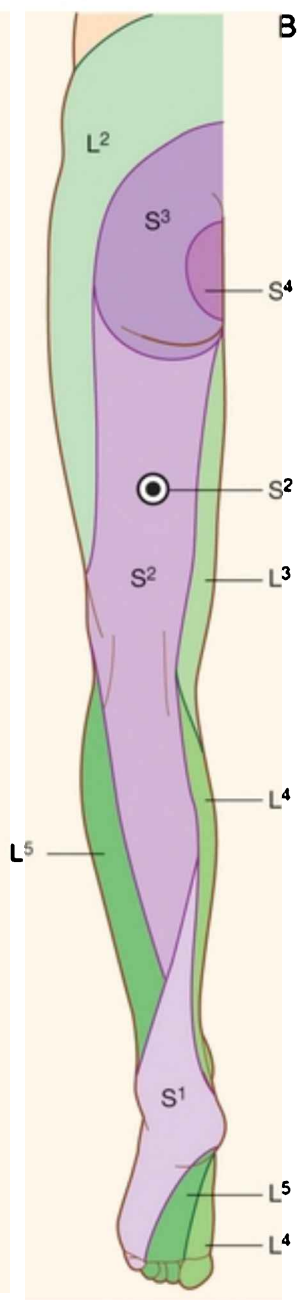
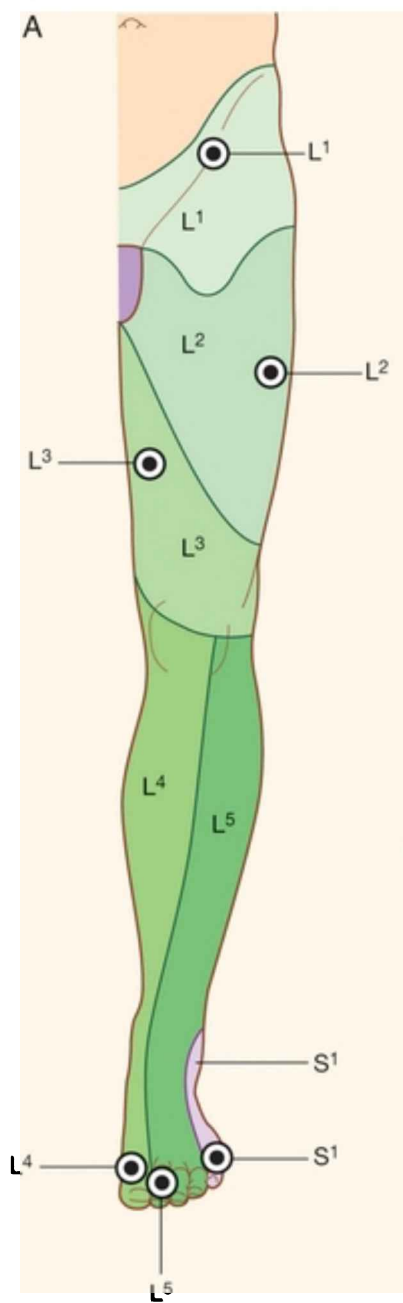
## Parte B: Músculos-chave para o Teste de Função das Raízes Nervosas Espinais (L<sup>2</sup> a S<sup>3</sup>)

A tabela mostra os músculos-chave normalmente usados para testar a função individual das raízes nervosas espinais do plexo lombossacral (L<sup>2</sup> a S<sup>3</sup>). A força reduzida em um músculo-chave pode indicar uma lesão ou processo patológico na raiz nervosa espinal associada. Existe uma sobreposição significativa na inervação do músculo.

<b>Músculos-chave</b>	<b>Raiz Nervosa Primária</b>	<b>Amostra do Teste de Movimentos</b>
Iliopsoas	L <sup>2</sup>	Flexão do quadril
Adutor longo	L <sup>2</sup>	Adução do quadril
Quadriceps	L <sup>3</sup>	Extensão do joelho
Tibial anterior	L <sup>4</sup>	Dorsiflexão do tornozelo
Extensor longo dos dedos	L <sup>5</sup>	Extensão dos dedos
Glúteo médio	L <sup>5</sup>	Abdução do quadril
Glúteo máximo	S <sup>1</sup>	Extensão do quadril com joelho fletido
Semitendinoso	S <sup>1</sup>	Flexão do joelho e rotação interna
Gastrocnêmio e sóleo	S <sup>2</sup>	Flexão plantar do tornozelo
Flexor longo do	S <sup>2</sup>	Flexão do dedo maior

hálux		
Interósseos dorsal e plantar	S <sup>3</sup>	Abdução e adução dos dedos

## **Parte C: Dermátomos da Extremidade Inferior**



---

**FIGURA IV.1** Dermátomos da extremidade inferior. **A**, Anterior. **B**, Posterior. Os pontos em negrito indicam as regiões mais usadas clinicamente para testar cada dermatomo. (*L1*, raiz nervosa da primeira lombar; *S1*, raiz nervosa da primeira sacral; e assim por diante.)

(De Drake R, Vogl W, Mitchell A: *Gray's anatomy for students*, Philadelphia, 2005, Churchill Livingstone.)

## **Parte D: Inserções e Inervação dos Músculos da Extremidade Inferior**

### **MUSCULATURA DO QUADRIL E DO JOELHO**

#### **Adutor Curto**

*Inserção proximal:* superfície anterior do ramo púbico inferior

*Inserção distal:* um terço proximal da linha áspera do fêmur

*Inervação:* nervo obturador

#### **Adutor Longo**

*Inserção proximal:* superfície anterior do corpo do púbis

*Inserção distal:* terço médio da linha áspera do fêmur

*Inervação:* nervo obturador

#### **Adutor Magno**

Cabeça Anterior

*Inserção proximal:* ramo isquial

*Inserção distal (fibras horizontais):* fim da extremidade proximal da linha áspera do fêmur

*Inserção distal (fibras oblíquas):* toda linha áspera do fêmur

*Inervação:* nervo obturador

Cabeça Posterior (Extensor)

*Inserção proximal:* tuberosidade isquiática

*Inserção distal:* tubérculo adutor do fêmur

*Inervação:* porção tibial do nervo isquiático

## **Músculo Articular do Joelho**

*Inserção proximal:* superfície anterior da diáfise do fêmur distal

*Inserção distal:* cápsula proximal e membrana sinovial do joelho

*Inervação:* nervo femoral

## **Bíceps Femoral**

### **Cabeça Longa**

*Inserções proximais:* a partir de um tendão comum com o semitendíneo; proveniente de uma impressão medial na face posterior da tuberosidade isquiática e parte do ligamento sacrotuberal

*Inserção distal:* cabeça da fíbula

*Inervação:* porção tibial do nervo isquiático

### **Cabeça Curta**

*Inserção proximal:* lábio lateral da linha áspera abaixo da tuberosidade glútea

*Inserção distal:* cabeça da fíbula

*Inervação:* fibular comum (peroneal) porção do nervo isquiático

### **Gêmeo Inferior**

*Inserção proximal:* parte superior da tuberosidade isquiática

*Inserção distal:* junto com o tendão do obturador interno

*Inervação:* nervo do quadrado femoral e gêmeo inferior

### **Gêmeo Superior**

*Inserção proximal:* superfície dorsal da espina isquial

*Inserção distal:* junto com o tendão do obturador interno

*Inervação:* nervo do obturador interno e gêmeo superior

### **Glúteo Máximo**

*Inserções proximais:* íliaco externo, linha glútea posterior, fáscia toracolombar, lado posterior do sacro e do cóccix e



parte dos ligamentos sacrotuberositário e sacrilíaco posterior

*Inserções distais:* tuberosidade glútea e banda iliotibial

*Inervação:* nervo glúteo inferior

### **Glúteo Médio**

*Inserção proximal:* superfície externa do ílio, acima da linha glútea anterior

*Inserção distal:* superfície lateral do trocânter maior

*Inervação:* nervo glúteo superior

### **Glúteo Mínimo**

*Inserção proximal:* superfície externa do ílio entre as linhas glúteas anterior e inferior, tão posterior como o entalhe isquiático maior

*Inserções distais:* face anterolateral do trocânter maior e porção da cápsula articular superior

*Inervação:* nervo glúteo superior

### **Grácil**

*Inserções proximais:* face anterior do corpo inferior do púbis e ramo inferior do púbis

*Inserção distal:* superfície proximal medial da tíbia quase posterior à extremidade superior da inserção do sartório

*Inervação:* nervo obturador

## **Iliopsoas**

### **Psoas Maior**

*Inserções proximais:* processos transversos e corpos laterais da última vértebra torácica e todas as vértebras lombares, incluindo os discos intervertebrais

*Inserção distal:* trocânter menor do fêmur

### **Íliaco**

*Inserções proximais:* dois terços superior da fossa ilíaca, lábio interno da crista ilíaca e pequena região do sacro através da articulação sacroilíaca

*Inserção distal:* trocânter menor do fêmur via face lateral do tendão do psoas maior

*Inervação do iliopsoas:* nervo femoral (o psoas maior também recebe ramos de L<sup>1</sup>)

### **Obturador Externo**

*Inserções proximais:* superfície externa da membrana do obturador e superfícies externas circunjacentes do ramo púbico inferior e do ramo isquiático

*Inserção distal:* superfície medial do trocânter maior na fossa trocantérica

*Inervação:* nervo obturador

## **Obturator Interno**

*Inserções proximais:* lado interno da membrana do obturador e superfícies imediatamente circunjacentes do ramo púbico inferior e ramo isquial; anexos ósseos estendem-se superiormente dentro da pelve para o entalhe isquiático maior

*Inserção distal:* superfície medial do trocânter maior quase anterior e superior à fossa trocantérica

*Inervação:* nervo obturador interno e gêmeo superior

## **Pectíneo**

*Inserção proximal:* linha pectínea sobre o ramo púbico superior

*Inserção distal:* linha pectínea (espiral) sobre a superfície posterior do fêmur

*Inervação:* nervo femoral e, ocasionalmente, um ramo do nervo obturador

## **Piriforme**

*Inserção proximal:* lado anterior do sacro entre o forame sacral; junta parcialmente com a cápsula da articulação sacroilíaca

*Inserção distal:* ápice do trocânter maior

*Inervação:* nervo piriforme

## **Poplíteo**

*Inserção proximal:* por um tendão intracapsular que se insere à face lateral do côndilo lateral femoral

*Inserções distais:* superfície posterior da tíbia proximal acima da linha solear; também se insere ao menisco lateral

*Inervação:* nervo tibial

## **Psoas Menor**

*Inserções proximais:* processos transversos e corpos laterais da última vértebra torácica e da primeira vértebra lombar, incluindo o disco intervertebral

*Inserção distal:* púbis, perto da linha pectínea

*Inervação:* ramos de L<sup>1</sup>

## **Quadrado Femoral**

*Inserção proximal:* superfície lateral da tuberosidade isquiática quase anterior às inserções do semimembráceo

*Inserção distal:* tubérculo quadrado (centro da crista intertrocan-térica)

*Inervação:* nervo quadrado femoral e gêmeo inferior

## **Reto Femoral**

*Inserções proximais:* tendão reto sobre a espinha ilíaca anteroinferior; tendão refletido no sulco ao redor do arco superior do acetábulo e dentro da cápsula do quadril

*Inserção distal:* base da patela e, através do tendão patelar, na tuberosidade tibial

*Inervação:* nervo femoral

### **Sartório**

*Inserção proximal:* espina íliaca anterossuperior

*Inserção distal:* ao longo da linha na superfície médio-proximal da tíbia

*Inervação:* nervo femoral

### **Semimembrano**

*Inserção proximal:* impressão lateral sobre a superfície posterior da tuberosidade isquiática

*Inserções distais:* face posterior do côndilo medial da tíbia; inserções adicionais incluem o ligamento colateral medial, o ligamento oblíquo poplíteo, o músculo poplíteo e o menisco medial

*Inervação:* porção tibial do nervo isquiático

### **Semitendinoso**

*Inserções proximais:* do tendão comum com a cabeça longa do bíceps femoral, originando da impressão medial sobre a superfície posterior da tuberosidade isquiática e parte do ligamento sacrotuberositário

*Inserção distal:* superfície médio-proximal da tíbia,

quase posterior à inserção distal inferior do sartório

*Inervação:* porção tibial do nervo isquiático

### **Tensor da Fásia Lata**

*Inserção proximal:* superfície externa da crista ilíaca quase posterior à espina ilíaca anterossuperior

*Inserção distal:* um terço proximal da banda iliotibial da fásia lata

*Inervação:* nervo glúteo superior

### **Vasto Intermédio**

*Inserção proximal:* região anterolateral dos dois terços superior da diáfise femoral

*Inserções distais:* base lateral da patela e, através do tendão patelar, na tuberosidade tibial

*Inervação:* nervo femoral

### **Vasto Lateral**

*Inserções proximais:* região superior da linha intertrocantérica, bordas anterior e inferior do trocânter maior, região lateral da tuberosidade glútea e lábio lateral da linha áspera

*Inserções distais:* cápsula lateral do joelho, base da patela e, através do tendão patelar, na tuberosidade tibial

*Inervação:* nervo femoral

## **Vasto Medial**

*Inserções proximais:* região inferior da linha intertrocantérica, lábio medial da linha áspera, linha supracondilar médio-proximal, fibras do adutor magno

*Inserções distais:* cápsula medial do joelho, base da patela e, através do tendão patelar, na tuberosidade tibial

*Inervação:* nervo femoral

## **MUSCULATURA DO TORNOZELO E DO PÉ**

### **Extensor Longo dos Dedos**

*Inserções proximais:* côndilo lateral da tíbia, dois terços proximal da superfície medial da fíbula e membrana interóssea adjacente

*Inserções distais:* por quatro tendões que se ligam à base proximal da superfície dorsal das falanges médias e distais, através da expansão digital dorsal

*Inervação:* ramo profundo do nervo fibular (peroneal)

### **Extensor Longo do Hálux**

*Inserções proximais:* seção do meio da superfície medial da fíbula e membrana interóssea adjacente

*Inserções distais:* base dorsal da falange distal do dedo maior

*Inervação:* ramo profundo do nervo fibular

### *Fibular Curto (Peroneal)*

*Inserção proximal:* dois terços distal da superfície lateral da fíbula

*Inserção distal:* processo estiloide do quinto metatársico

*Inervação:* ramo superficial do nervo fibular

### **Fibular Longo (Peroneal)**

*Inserções proximais:* côndilo lateral da tíbia, cabeça e dois terços proximal da superfície lateral da fíbula

*Inserção distal:* superfície lateral do cuneiforme medial e borda lateral da base do primeiro osso metatársico

*Inervação:* ramo superficial do nervo fibular

### **Fibular Terceiro (Peroneal)**

*Inserções proximais:* um terço distal da superfície medial da fíbula e membrana interóssea adjacente

*Inserção distal:* superfície dorsal da base do quinto metatársico

*Inervação:* ramo profundo do nervo fibular

### **Flexor Longo dos Dedos**

*Inserções proximais:* superfície posterior do terço médio da tíbia, quase medial à inserção proximal do tibial posterior

*Inserções distais:* por quatro tendões separados à base da falange distal dos quatro dedos menores



*Inervação:* nervo tibial

### **Flexor Longo do Hálux**

*Inserção proximal:* dois terços distal da superfície mais posterior da fíbula

*Inserção distal:* superfície plantar da base da falange distal do dedo maior

*Inervação:* nervo tibial

### **Gastrocnêmio**

*Inserções proximais:* por duas cabeças separadas da face posterior do côndilo femoral lateral e medial

*Inserção distal:* tuberosidade calcanear através do tendão do calcâneo

*Inervação:* nervo tibial

### **Plantar**

*Inserções proximais:* parte mais inferior da linha supracondilar lateral do fêmur, ligamento oblíquo poplíteo do joelho

*Inserção distal:* face articular medial do tendão do calcâneo para inserir sobre a tuberosidade calcanear

*Inervação:* nervo tibial

### **Sóleo**

*Inserções proximais:* superfície posterior da cabeça da fíbula

e um terço proximal da sua diáfise e do lado posterior da tíbia, perto da linha solear

*Inserção distal:* tuberosidade calcanear através do tendão do calcâneo

*Inervação:* nervo tibial

### **Tibial Anterior**

*Inserções proximais:* côndilo lateral e dois terços proximal da superfície lateral da tíbia e da membrana interóssea

*Inserção distal:* face medial e plantar do cuneiforme medial e da base do primeiro metatársico

*Inervação:* ramo profundo do nervo fibular

### **Tibial Posterior**

*Inserções proximais:* dois terços proximal da superfície posterior da tíbia e da fíbula e membrana interóssea adjacente

*Inserções distais:* os tendões se inserem em todos os ossos do tarso, exceto o tálus, mais as bases do segundo ao quarto metatarsos; a inserção principal é sobre a tuberosidade navicular, e o osso cuneiforme medial

*Inervação:* nervo tibial

## **MÚSCULOS INTRÍNSECOS DO PÉ**

### **Extensor Curto dos Dedos**

*Inserção proximal:* face laterodistal do calcâneo quase proximal à articulação calcaneocubóidea

*Inserções distais:* geralmente, por quatro tendões: um na superfície dorsal do dedo maior e os outros três se juntam aos tendões do extensor longo dos dedos, do segundo ao quarto dedos

*Inervação:* ramo profundo do nervo fibular

## **CAMADA 1**

### **Abdutor do Dedo Mínimo**

*Inserções proximais:* processos medial e lateral da tuberosidade calcanear, aponeurose plantar e superfície plantar da base do quinto metatársico com o flexor do dedo mínimo

*Inserção distal:* a borda lateral da falange proximal do quinto dedo partilha um anexo com o flexor do dedo mínimo

*Inervação:* nervo plantar lateral

### **Abdutor do Hálux**

*Inserções proximais:* retináculo flexor, processo medial do calcâneo e fáscia plantar

*Inserções distais:* a borda medial da base da falange proximal do hálux partilha um anexo com o tendão medial

do flexor curto do hálux

*Inervação:* nervo plantar medial

### **Flexor Curto dos Dedos**

*Inserções proximais:* processo medial da tuberosidade calcanear e parte central da fásia plantar

*Inserções distais:* cada uma das quatro divisões dos tendões e inserções sobre os lados da face plantar da base da falange média dos dedos menores

*Inervação:* nervo plantar medial

## **CAMADA 2**

### **Lumbricais**

*Inserções proximais:* dos tendões do músculo flexor longo dos dedos

*Inserções distais:* cada músculo atravessa o lado medial de cada articulação metatarsofalangeana para se inserir dentro da expansão digital dorsal dos quatro dedos menores

*Inervação:* nervo plantar medial para o segundo dedo; para o terceiro ao quinto dedos, nervo plantar lateral

### **Quadrado Plantar**

*Inserções proximais:* por duas cabeças da face medial e lateral da superfície plantar do calcâneo, distal à

tuberosidade calcanear

*Inserções distais:* borda lateral do flexor longo dos dedos do tendão comum

*Inervação:* nervo plantar lateral

### **CAMADA 3**

#### **Adutor do Hálux**

*Inserção proximal*

*Cabeça oblíqua:* face plantar da base do segundo ao quarto metatársico e bainha fibrosa do tendão fibular longo

*Cabeça transversa:* face plantar dos ligamentos que suportam as articulações metatarsofalangeanas do terceiro ao quinto dedos

*Inserções distais:* ambas as cabeças convergem para se inserir sobre a base lateral da falange proximal do dedo maior ao longo do tendão lateral do flexor curto do hálux

*Inervação:* nervo plantar lateral

#### **Flexor do Dedo Mínimo**

*Inserções proximais:* superfície plantar da base do quinto osso metatársico e bainha fibrosa que cobre o tendão do fibular longo

*Inserção distal:* superfície lateral da base da falange

proximal do quinto dedo que se une ao tendão do abductor do dedo mínimo

*Inervação:* nervo plantar lateral

### **Flexor Curto do Hálux**

*Inserções proximais:* superfície plantar do cuboide e lateral dos ossos cuneiformes, e sobre partes do tendão do músculo tibial posterior

*Inserções distais:* por dois tendões, nos quais o tendão lateral se insere à base lateral da falange proximal do dedo maior, com o adutor do hálux, e o tendão medial se insere à base medial da falange proximal do dedo maior com o abductor do hálux; um par de ossos sesamoides está localizado dentro dos tendões deste músculo

*Inervação:* nervo plantar medial

## **CAMADA 4**

### **Interósseo Dorsal**

*Inserções proximais*

*Primeiro:* lados adjacentes do primeiro e segundo metatársicos

*Segundo:* lados adjacentes do segundo e terceiro metatársicos

*Terceiro:* lados adjacentes do terceiro e quarto metatársicos

*Quarto:* lados adjacentes do quarto e quinto metatársicos

*Inserções distais\**

*Primeiro:* lado medial da base da falange proximal do segundo dedo

*Segundo:* lado lateral da base da falange proximal do segundo dedo

*Terceiro:* lado lateral da base da falange proximal do terceiro dedo

*Quarto:* lado lateral da base da falange proximal do quarto dedo

*Inervação:* nervo plantar lateral

## **Interósseo Plantar**

*Inserções proximais*

*Primeiro:* lado medial do terceiro metatársico

*Segundo:* lado medial do quarto metatársico

*Terceiro:* lado medial do quinto metatársico

*Inserções distais\**

*Primeiro:* lado medial da falange proximal do terceiro dedo

*Segundo:* lado medial da falange proximal do quarto dedo

*Terceiro:* lado medial da falange proximal do quinto dedo

## *Inervação: nervo plantar lateral*

---

- \* Referências 26, 27, 48, 66, 75, 77, 80.
- \* Referências 85, 107, 139, 142, 165, 212.
- \* Referências 13, 73, 79, 111, 118, 208.
- \* Nota da Revisão Científica: A expressão aqui colocada como “marcha do quadril” passa a ideia, com a sequência da circundação, da marcha ceifante. Neste contexto, o paciente tem a necessidade de elevar o quadril (na verdade o conjunto do quadril e pelve do mesmo lado) e circundar, fazendo um movimento de ceifa durante a marcha.
- \* Nota da Revisão Científica: Na verdade, no músculo deltoide posterior, e sim poro posterior do músculo deltoide.
- \* Nota da Revisão Científica: Eretores da espinha pela nmina anatmica na verdade um grupo de músculos que auxiliam na estabilização da coluna vertebral, alm de orientar posturas relacionadas ao tronco.
- \* Nota da Revisão Científica: A expressão cross-talk foi traduzida como conversa cruzada de maneira adaptada, pois no h traduo adequada na lngua portuguesa. A expressão passa a ideia de interreferncia de sinal por atividade de outros músculos, como se fosse contaminao de sinal. Tal contaminao dificulta a anlise eletromiogrfrica, pois no se sabe ao certo, neste momentos, qual o grupamento que est efetivamente em ao ou se tem ao de ambos os grupamentos.
- \* Nota da Revisão Científica: Veja a nota da reviso científica na pg. 651.
- \* Referências 22, 42, 61, 78, 101, 124, 187, 191.
- \* Nota da Revisão Científica: Na verdade, o termo espasticidade é resultante de um quadro onde há um aumento do tônus neuromuscular associado à hiperflexia. Rigidez, embora está sendo



utilizado aqui, é um termo mais adequado para lesões que comprometam o chamado “sistema estrapiramidal”.

\* Nota da Revisão Científica: Também denominado de hipotrofia por muitos autores.

\* Inserções dentro da expansão dorsal digital dos dedos.

# Respostas das Questões para Estudo

## Capítulo 01: Começando

1. A *cinemática* descreve o movimento de um corpo sem considerar as forças ou torques que podem ter produzido tal movimento. Os exemplos incluem velocidade de marcha e deslocamentos angulares (amplitude de movimento) de uma articulação. A *cinética* descreve as forças (ou torques) que agem sobre um corpo. Os exemplos incluem compressão de um disco articular ou tensão de um ligamento estirado.
2. A artrocinemática da abdução glenoumeral inclui um rolamento (rotação) e um deslizamento (translação). Igualmente, caminhar inclui um deslocamento linear (translação) do centro de massa do corpo como um todo, assim como uma rotação concomitante das articulações dos membros.
3. Movimentos acessórios passivos da articulação metacarpofalangeana, tal como a distração ou translação lado a lado, são maiores na extensão completa ou próxima desta. A posição de bloqueio (e mais estável) dessa articulação é próxima à flexão total. Na articulação metacarpofalangeana, a posição de bloqueio é associada com alongamento e aumento de tensão nos ligamentos colaterais da articulação.
4. Artrocinemática convexo-côncava:

**Rolamento:** Durante a flexão fêmur sobre tíbia no joelho (como descendo em posição de agachamento), o fêmur distal *rola* posteriormente na tíbia proximal.

**Deslizamento:** Durante a extensão do punho, a extremidade proximal dos ossos carpais (linha proximal) *desliza* no sentido palmar (anteriormente) em relação à extremidade distal do rádio.

**Giro:** Durante a flexão do quadril, um ponto no centro da cabeça do fêmur *gira* no acetábulo da pelve.

*Artrocinemática côncavo-convexa:*

**Rolamento:** Durante a flexão da articulação metacarpofalangeana, a extremidade proximal da falange proximal *desliza* no sentido palmar em relação à cabeça do metacarpo.

**Deslizamento:** Durante a flexão do joelho, a extremidade proximal da tíbia *desliza posteriormente* em relação à extremidade distal do fêmur.

**Giro:** Ao pronar e supinar o antebraço, a cabeça do rádio *gira* em relação ao capítulo do úmero.

5. A porção posterior do disco intervertebral sofre *tensão* com o aumento da flexão do pescoço.
- A porção anterior do disco intervertebral é *comprimida* com maior flexão do *pescoço*.
  - A posição de flexão total do pescoço põe uma *curva* anterior através da interface do disco-corpo vertebral.
  - Uma colisão traseira num acidente automobilístico pode causar excessivo e prejudicial *cisalhamento* anteroposterior na medula espinal e disco intervertebral.
  - Uma excessiva rotação da cabeça para a direita ou esquerda pode criar excessiva *torção* no ânulo fibroso do disco intervertebral.

- Um “enfrentamento” no futebol americano pode causar uma carga combinada no disco intervertebral, consistindo de compressão e torção.
6. *Uma força é um empurrar ou puxar aplicado contra a massa.* A força de contração produzida pelos músculos flexores do cotovelo pode criar significativa compressão na articulação do cotovelo. Um *torque é o equivalente de uma força, com sua magnitude igual ao produto da força muscular e seu braço de momento.* O torque produzido pelos músculos flexores do cotovelo pode produzir rápida aceleração angular do cotovelo, trazendo rapidamente a mão à boca.
  7. *Torque interno é um torque produzido em torno da articulação dirigido por uma força interna, como a contração muscular. Torque externo é um torque produzido em torno da articulação causado por uma força externa, como a gravidade ou resistência manual aplicada pelo terapeuta.* Quando torques internos e externos opostos sobre a articulação (dentro de um determinado plano) são iguais, a articulação é frequentemente descrita como em “equilíbrio estático rotatório”. Se os torques não são iguais, a articulação irá acelerar na direção do torque maior.
  8. Assumindo que o modelo do cotovelo permanece em equilíbrio estático e rotatório:
    - Aumentando a força externa, aumentará a força interna (FI).
    - Diminuindo a força externa, diminuirá a FI.
    - Aumentando  $D_1$ , aumentará FI.
    - Diminuindo  $D_1$ , diminuirá FI.
    - Aumentando  $D$ , diminuirá FI.

- Diminuindo D, aumentará FI.

Reduzida força interna (músculo) diminui a força de reação do cotovelo. Esta situação pode oferecer uma “proteção” articular para um cotovelo instável ou dolorido.

9. Abaixar um livro *lentamente* até a mesa ocorre primariamente através da interação da gravidade agindo sobre o livro e ativação *excêntrica* dos músculos flexores do cotovelo. Os músculos flexores do cotovelo controlam o movimento por *desacelerar* a descida do livro. Para acelerar o livro em direção à mesa numa taxa que exceda a força da gravidade, os músculos extensores do cotovelo devem *contrair* (por meio de contração concêntrica) para produzir a descida rápida do livro.
10. Aumentar o braço de momento interno de um músculo permite um dado torque ser produzido com menos força muscular. Isto pode ser desejável se um músculo é fraco ou se a articulação não é capaz de tolerar forças maiores. Como consequência biomecânica, aumentar o braço de momento interno (ou seja, aumentar a vantagem mecânica do músculo) resulta em perda proporcional na velocidade e deslocamento do membro ou parte do corpo. Se o braço de momento for aumentado demasiadamente, uma contração muscular completa pode falhar em mover o membro ao longo de sua amplitude de movimento total.
11. Uma ampla reação articular inferior direcionada é normalmente necessária para igualar (equilibrar) a força interna abundante (flexor do cotovelo). Um úmero severamente fraco por osteoporose (ou outra doença) pode fraturar em resposta à força excessiva de tração do músculo. Neste caso, a estrutura do úmero é incapaz de

gerar uma adequada força de reação, permitindo ao antebraço acelerar em direção para cima através do úmero distal fraturado. Esta situação patológica tende a ocorrer com grande frequência nas articulações que são sujeitas a grandes forças, como o quadril.

12. No contexto desta questão, uma *força* é a magnitude de um impulso aplicado contra a pele do paciente. *Pressão* é uma força dividida pela área de contato. Uma força aplicada a uma superfície de área pequena pode criar amplo e potencial prejuízo de pressão, também chamado estresse. Uma pessoa com lesão da medula espinal frequentemente tem sua sensibilidade diminuída e é incapaz de perceber um nível potencial de dano por pressão ao contato. Ao longo do tempo, alto contato de pressão pode levar a ulceração da pele e dos tecidos moles subjacentes. Para reduzir a pressão, é importante maximizar a área de contato entre a pele e o objeto externo, como o assento da cadeira de rodas. Idealmente, por exemplo, uma cadeira de rodas de montagem adequada com correto tamanho da almofada do assento maximiza a superfície da área em contato com a região dos ísquios. Mesmo uma ruga na roupa pode criar dano potencial de alta pressão contra a pele insensível.

13. Uma *massa* descreve o número de partículas que existem num objeto. Um *peso* é uma força que descreve a força gravitacional exercida sobre a massa. Uma massa de uma pessoa é conhecida por dividir o peso do corpo (em newtons) pela aceleração causada pela gravidade ( $9,81 \text{ m/s}^2$ ).

14. Por definição, um sistema muscular e articular que age como alavanca de terceira classe funciona com vantagem

mecânica de *menos um*; isto é, o comprimento do braço de momento interno é menor que o comprimento do braço de momento externo. Esta situação mecânica permite uma contração muscular deslocar um segmento do corpo a uma distância maior que contração real. (Isto é usualmente necessário porque um músculo somente contrai a uma distância relativamente curta, cerca de um terço de seu comprimento de repouso.) Este benefício mecânico exige que o músculo gere uma força que *exceda* o peso do segmento deslocado. Tal sistema é dito a “favor” da velocidade e a distância do sistema de alavanca “à custa” da força muscular. A estrutura da articulação deve ser capaz de absorver seguramente as grandes forças musculares, frequentemente expressas como *compressão* ou *cisalhamento*.

15. A extensão do joelho naturalmente estira os ligamentos da cápsula posterior do joelho. Um aumento de rigidez nesses ligamentos (indicado por uma inclinação na curva de tensão) pode limitar a extensão total do joelho. Em função da flexão do joelho naturalmente afrouxar (ao invés de tensionar) os ligamentos da cápsula posterior, o aumento da rigidez neste tecido não iria limitar os extremos de flexão.

## **Capítulo 02: Estrutura Básica e Função das Articulações Humanas**

---

1. Uma articulação *ovoide* apresenta uma superfície articular que é convexa e outra que é côncava. A maioria das articulações diartrodiais do corpo são classificadas

como ovoides. Os exemplos incluem as articulações glenoumeral, tibiofemoral e o quadril. Uma articulação *em sela* apresenta uma superfície articular que é convexa numa dimensão e côncava na outra; a superfície articular oposta apresenta uma forma recíproca. A clássica articulação em sela do corpo é a carpometacárpica do polegar.

2. Uma articulação *sinartrodial* (ou sinartrose) permite movimentos leves ou, essencialmente, nenhum movimento. Articulações sinartrodiais são classificadas como fibrosas (p. ex., articulação tibiofibular distal) ou cartilaginosa (p. ex., sínfise púbica). Uma articulação *diartrodial* (ou diartrose) permite movimento moderado a extensivo. A maioria das articulações no sistema musculoesquelético são articulações diartrodiais, também chamadas articulações sinoviais. Os exemplos incluem as articulações radiocarpal (punho), glenoumeral e talocrural (tornozelo).
3. Os exemplos de articulações diartrodiais que contêm discos intra-articulares (ou meniscos) são joelho, articulações esternoclavicular, temporomandibular e radioulnar distal. Os discos nestas articulações têm muitas funções, incluindo aumentar a área de contato, absorção de cargas, melhorar a estabilidade articular e orientar artrocinemáticas complexas.



4. Os quatro tipos primários de tecidos biológicos no corpo humano são: tecido conjuntivo, tecido muscular, tecido nervoso e epitélio. O sistema musculoesquelético, incluindo os tecidos moles circundantes e estruturas vasculares, inclui todos os quatro tipos de tecidos.
5. Uma articulação pode apresentar três graus de liberdade (rotação). O quadril tem três (Figura 2-6), e a articulação umeroulnar tem somente um (Figura 2-3).
6. O *colágeno tipo I* forma relativamente fibras espessas que exibem relativamente alta rigidez e força tênsil. Tecidos como ligamentos, tendões e fásia contêm alta proporção de colágeno tipo I. Estas estruturas podem suportar uma carga de alta resistência com estiramento mínimo. Assim como diz o nome, a *elastina* exibe um alto grau de elasticidade. O ligamento amarelo, localizado entre as lâminas das vértebras adjacentes, contém uma alta proporção de elastina e pode ser estirado 35% além do seu comprimento neutro antes de uma lesão (Capítulo 9). Outros tecidos com alta proporção de elastina são orelha, cartilagem nasal e o interior das paredes arteriais.
7. A evolução descreve o caminho de um eixo de rotação sobre uma articulação ao longo de uma completa amplitude de movimento. O termo *evolução* é muito frequentemente usado para descrever o eixo médio-

lateral (ML) da rotação no joelho. O termo *eixo de rotação instantâneo* descreve a localização específica de um eixo de rotação num ponto distinto (instante) na amplitude de movimento da articulação. O eixo ML de rotação no joelho demonstra uma evolução relativamente ampla; o eixo ML de rotação experimenta significativa migração ao longo da flexão e extensão. O eixo de migração altera o comprimento do braço de momento interno dos músculos flexores e extensores do joelho, respondendo em parte pela diferença na força (torque máximo) ao longo dos diferentes ângulos na articulação do joelho.

Vários dispositivos externos articulados aplicados clinicamente ao joelho têm um eixo *fixo* de rotação, como a maioria dos goniômetros, braços ou dispositivos de teste isocinético. Deve-se ter o cuidado de alinhar o eixo desses dispositivos o mais próximo possível com o eixo médio de rotação do joelho, um ponto próximo ao epicôndilo lateral no fêmur.

8. O *pericôndrio* é um tecido conjuntivo que envolve muitos tipos de cartilagem. O pericôndrio contém alguns vasos sanguíneos, bem como uma fonte de condroblastos e fibroblastos. A cartilagem articular adulta não tem pericôndrio, e isto explica por que o tecido geralmente não se recupera após uma lesão.

O *periósteo* é um tecido conjuntivo que envolve a superfície externa do osso. O *periósteo* contém vasos sanguíneos e terminações nervosas, bem como uma fonte de osteoblastos e fibroblastos. A presença de uma membrana *perióstica* explica em parte por que o osso geralmente se recupera bem após uma fratura.

9. Proteoglicanas na substância fundamental da cartilagem articular atraem fortemente a água. A água faz a cartilagem articular intumescer, que é resistido pelas propriedades de tensão das fibras colágenas embebidas. O ambiente intumescido e hidratado da substância fundamental é responsável por suportar e dissipar as forças compressivas. À medida que a cartilagem articular aceita peso, uma pequena quantidade de água é empurrada para fora da substância fundamental. Entretanto, quando não há carga, a água é reabsorvida, preparando a cartilagem para o próximo ciclo de carga.
10. A reparação óssea se faz muito melhor que a da cartilagem porque o osso apresenta excelente suprimento sanguíneo, e *periósteo* e *endósteo* bem desenvolvidos. Esses tecidos conjuntivos contêm osteoblastos e fibroblastos primitivos, os quais são essenciais na fabricação de um novo osso após uma fratura.
11. Em geral, com o avançar da idade, o tecido conjuntivo periarticular apresenta menor taxa de síntese de

proteínas fibrosas e proteoglicanas. A concentração reduzida de proteoglicanas reduz a habilidade dos tecidos periarticulares em absorver e reter água. Essas alterações diminuem as qualidades de força e de absorção do tecido. Além disso, os tendões dos músculos tornam-se mais frágeis (menos rígidos) com o avançar da idade. Como resultado, o tendão pode ser incapaz de transmitir forças estabilizadoras rápida e efetivamente do músculo ativo às articulações. Ao extremo, a combinação dessas alterações relacionadas à idade pode levar à instabilidade e alinhamento anormal, bem como aumentar a degeneração da cartilagem articular.

12. Cartilagem articular, tendão e osso, todos contêm proteínas fibrosas, substância fundamental e células. O tipo específico, quantidade e proporção relativa de cada um variam de acordo com a estrutura e função de cada tecido.

13. A *osteoartrite*, frequentemente referida como artrite degenerativa, é caracterizada primariamente por degeneração da cartilagem, muitas vezes com um componente inflamatório relativamente baixo. A degeneração da cartilagem articular pode levar à (ou é associada com) degeneração dos outros tecidos conjuntivos periarticulares, incluindo o osso subcondral. A osteoartrite idiopática tende a ocorrer mais

frequentemente em articulações maiores que suportam peso, sendo na maioria das vezes unilateral. Os sintomas incluem dor, amplitude de movimento reduzida, desenvolvimento de osteófitos e alterações morfológicas no osso subcondral. Sintomas secundários podem ser relacionados à fraqueza muscular e dos outros tecidos conjuntivos periarticulares.

Embora a osteoartrite ocorra com grande frequência em pessoas idosas, o processo de envelhecimento por si só não é considerado uma causa direta. Com a idade avançada, o processo de reparo da cartilagem articular pode não ser capaz de manter o ritmo com cargas cumulativas que ocorrem ao longo das décadas. Fatores genéticos, biomecânicos e anatômicos podem também estar envolvidos na origem da doença.

A *artrite reumatoide* é uma doença sistêmica, autoimune, com alto componente inflamatório. A sinovite crônica, uma característica da doença, causa degeneração da cartilagem articular e de outros tecidos conjuntivos periarticulares. Secundariamente à destruição da articulação, pode ocorrer o adelgaçamento da cartilagem articular e enfraquecimento dos tecidos conjuntivos, tornando-os incapazes de proteger a articulação de forças produzidas pelos músculos e pelo peso corporal. A artrite reumatoide pode ocorrer em

qualquer articulação, frequentemente com comprometimento bilateral.

14. As estruturas selecionadas que sempre são encontradas nas articulações sinoviais (diartrodial) incluem:

*Membrana sinovial:* Uma inflamação ou espessamento da membrana sinovial (sinovite) pode causar dor, redução do movimento e, se crônica, destruição da cartilagem articular.

*Cartilagem articular:* Sua degeneração (fragmentação e adelgaçamento, características da osteoartrite) reduz a habilidade da cartilagem em proteger o osso subcondral das forças prejudiciais.

*Bursa:* A inflamação e o espessamento da bursa (bursite) frequentemente causam dor e redução do movimento.

*Cápsula:* Um rompimento parcial ou distensão excessiva pode reduzir a estabilidade articular.

15. O fluido sinovial é secretado pela membrana sinovial que reveste a superfície interna da cápsula das articulações diartrodiais. O líquido sinovial provê nutrientes à cartilagem articular. O fluido age como um lubrificante que reduz o coeficiente de fricção entre as superfícies articulares.

## **Capítulo 03: Músculo: O Estabilizador**

## Primário e Motor do Sistema Esquelético

1. O ângulo de penação descreve o ângulo médio entre as fibras musculares e seu tendão central. Quanto menor o ângulo de penação, maior a porcentagem de força produzida por cada fibra que é transmitida longitudinalmente ao longo do tendão. Orientar as fibras em um ângulo oblíquo ao tendão central é uma estratégia de economia de espaço que permite que mais fibras musculares caibam no comprimento de um músculo inteiro, proporcionando uma área de secção transversa fisiológica relativamente grande.
2. Os tecidos responsáveis pela curva de comprimento-tensão *passiva* incluem os tecidos conectivos extracelulares (p. ex., epimísio) e proteínas estruturais (p. ex., titina). Os tecidos responsáveis pela curva de comprimento-tensão *ativa* do músculo incluem a sobreposição das proteínas contráteis actina e miosina. A curva comprimento-tensão *total* do músculo é influenciada por todos esses tecidos.
3. Embora um músculo contraia (encurte) quando estimulado, os miofilamentos em si (ou seja, as proteínas “contráteis”) na verdade não contraem. Ao contrário, os miofilamentos deslizam entre si. Este fenômeno, que envolve primariamente actina e miosina, é chamado de

*teoria do filamento deslizante.*

4. Embora o curso de tempo de um potencial de ação possa ser breve, a força produzida pela contração da fibra muscular ativada em resposta a este evento elétrico pode durar até 300 ms. A duração da contração muscular depende da velocidade de contração da(s) fibra(s) muscular(es) ativada(s). Para manter uma força além da duração da contração, a(s) fibra(s) muscular(es) devem receber potenciais de ação adicionais *antes* que a força muscular do potencial de ação prévio acabe. Este mecanismo permite à fibra muscular acumular tensão, um processo conhecido por tetanização.
5. A fadiga muscular é definida como um declínio da força muscular voluntária máxima ou potência induzido pelo exercício. Ela se desenvolve logo após o início da atividade física contínua e frequentemente é quantificada como uma redução na força de contração muscular voluntária máxima após ou durante exercícios máximos ou submáximos. A fadiga muscular pode ocorrer apesar do desempenho continuado e bem-sucedido de uma tarefa submáxima. Entretanto, se a tarefa submáxima for mantida, falhas eventualmente irão ocorrer. Curiosamente, à medida que o músculo começa a fadigar durante um esforço submáximo prolongado, a amplitude do EMG do músculo agonista



progressivamente aumenta. O aumento no EMG reflete primariamente o recrutamento de unidades motoras adicionais, porque as unidades motoras ativas já fadigaram e produzem menos força.

6. Normalmente, a quantidade do sinal eletromiográfico aumenta com aumento da força de um músculo ativado. A relação entre essas duas variáveis é mais confiável, no entanto, durante uma ativação isométrica num determinado ângulo articular. Durante uma ativação *não isométrica*, a alteração constante no comprimento e velocidade do músculo pode afetar significativamente o comando neural (EMG) necessário para produzir determinada força. Por exemplo, a amplitude da EMG de um músculo para uma determinada velocidade de ativação e amplitude de movimento ao abaixar uma carga (ativação excêntrica) será menor que para levantar essa mesma carga (ativação concêntrica). Primariamente por essa razão, predizer uma força relativa do músculo baseada na magnitude da EMG durante uma ativação não isométrica pode ser difícil e muitas vezes impossível. Outros motivos técnicos também podem interferir na confiabilidade dessa previsão.
7. A área fisiológica de secção transversa de um músculo é a área do músculo (em  $\text{cm}^2$ ) medida a partir de um corte perpendicular no eixo mais longo de todas as fibras

musculares. Como essa medida reflete a quantidade de proteínas contráteis, uma maior área de secção transversa prevê um potencial maior de força do músculo.

8. Dois fatores podem explicar a variação no esforço máximo do torque isométrico de um grupo muscular em função de um ângulo articular. Ambos os fatores mostram que torque máximo é o produto de um braço de momento do músculo por sua força máxima. Primeiro, uma modificação no ângulo articular altera o ângulo de inserção muscular, alterando assim seu braço de momento interno. Segundo, uma modificação no ângulo articular altera o comprimento do músculo. A força muscular resultante varia de acordo com essa relação comprimento-tensão. Como um músculo é influenciado por ambos os fatores simultaneamente, muitas vezes é difícil saber ao certo qual fator é mais influente em determinar a forma única da curva de torque-ângulo de um determinado grupo muscular em uma ampla gama de movimentos.

9. (A) O torque máximo dos músculos extensores do joelho geralmente excede o dos músculos flexores do joelho em condições de teste similares. Os dois fatores primários que explicam essa diferença são o tamanho do músculo (área de secção transversa) e o braço de momento

interno.

(B) A redução de 40% no torque extensor do joelho entre velocidades de contração de 60 graus e 240 graus por segundo reflete a curva muscular força-velocidade. Apesar de esforço constante, um músculo produz menos força à medida que sua velocidade de contração (encurtamento) aumenta. Num encurtamento rápido, o músculo experimenta menos ciclos de pontes cruzadas por um determinado tempo.

10. O sistema nervoso usa duas estratégias simultâneas para aumentar gradualmente a força muscular completa. Uma delas é o *recrutamento* refere-se à ativação de uma unidade motora particular. As unidades motoras que são inicialmente ativadas no músculo inteiro tendem a ser pequenas (associadas com relativamente poucas fibras musculares), resultando em aumento relativamente pequeno de força no músculo inteiro. Aumentos adicionais no músculo como um todo requer o recrutamento de unidades motoras maiores, cada uma com números maiores de fibras musculares. A *taxa de codificação* é uma segunda estratégia empregada pelo sistema nervoso para aumentar a força muscular gradualmente. Uma vez recrutada a unidade motora, o sistema nervoso pode aumentar a taxa de seus potenciais de ação (aumentando a frequência de “disparos” ou

“descargas”). Quanto maior a taxa de descarga, a fibra muscular mais próxima estará em *tetania fundida*. Um aumento gradual no número de fibras musculares em estado de tetania fundida causa aumento gradual na força muscular como um todo.

11. Uma *unidade motora* consiste de um único neurônio motor (alfa) e todas as fibras musculares por ele inervadas. O *Princípio do Tamanho de Henneman* afirma que unidades motoras são recrutadas pelo sistema nervoso em ordem crescente de tamanho: unidades motoras menores que, têm poucas fibras, são recrutadas *antes* das unidades motoras maiores. Este conceito simples, mas gracioso, permite aumentos relativamente suaves na força em todos os níveis e minimiza o desenvolvimento de fadiga na maior parte das vezes usando mais fibras musculares resistentes à fadiga.
12. Os aumentos na força muscular ocorrem por meio da hipertrofia das fibras musculares, mas também por meio de adaptações neurológicas. Esses aumentos na força com base neural são especialmente evidentes durante as sessões iniciais de treinamento. Algumas dessas adaptações neurais incluem um aumento na área de atividade no córtex, aumento da excitabilidade motora neural e maiores frequências de descargas das unidades motoras juntamente com uma diminuição na inibição

neural nos níveis espinais e supraespinais.

13. A atrofia da fibra muscular causada por redução na síntese de proteína ocorre em todos os tipos de fibras no músculo de uma extremidade cronicamente imobilizada, mas é mais notável nas fibras musculares de contração lenta. Músculos inteiros de um membro imobilizado, portanto, tendem a mostrar relativa transformação (“substituição”) em direção às características de contração rápida.
14. A causa primária da força reduzida é a sarcopenia senil. A sarcopenia resulta de uma redução no número de fibras musculares e da atrofia das fibras existentes. A causa da sarcopenia senil não é totalmente conhecida e, provavelmente, envolve múltiplos fatores associados ao processo biológico normal de envelhecimento, tal como a morte celular programada (apoptose) e alterações na atividade física, nutrição e níveis hormonais.
15. Alguns métodos de minimizar artefatos elétricos indesejáveis (“ruído”) nos sinais de EMG incluem o uso de:
  - Filtros em banda de passagem do sinal de EMG
  - “Blindagem” elétrica do ambiente clínico ou laboratório
  - Eletrodos terra e bipolar
  - Pré-amplificação local

- Preparação da pele

## Capítulo 04: Princípios Biomecânicos

---

(A) Assumindo um nível fixo de força muscular, o torque interno diminuiria devido ao reduzido braço de momento interno disponível aos músculos flexores do cotovelo. O comprimento de *qualquer* braço de momento interno é maior quando o músculo tem uma inserção a 90 graus com o osso.

(B) O torque externo da gravidade diminuiria quando o cotovelo estivesse flexionado a menos de 90 graus. O comprimento de *qualquer* braço de momento externo é maior quando uma força externa intercepta o segmento corpóreo (antebraço, neste caso) a 90 graus. Quando se usa a gravidade como resistência, isso normalmente ocorre quando o segmento corpóreo é orientado no plano horizontal, como na Figura 4-17, A. O braço de momento externo é reduzido quando a linha de ação da força externa é inferior ou superior a 90 graus.

2.

- (A) R aumentaria.
- (B) R diminuiria.
- (C) R diminuiria.
- (D) R aumentaria.

3. A *massa* de um objeto é determinada pelo número de partículas que contém. Massa não é o mesmo que peso. O *momento de inércia* de um objeto depende não somente de sua massa, mas também de como sua massa é distribuída em relação ao eixo de rotação.

(A) O momento de inércia de toda a extremidade superior aumentaria com o cotovelo totalmente estendido *versus* flexionado. Em ambos os casos, a massa é a mesma.

(B) O momento de inércia não afetaria a demanda de força dos músculos ativados se o membro rotativo estiver em equilíbrio dinâmico (ou seja, rotacionando numa velocidade angular constante).

4. Anteriormente à primeira vértebra sacral.

(A) O centro de massa se deslocaria cranialmente.

(B) O centro de massa se deslocaria cranialmente.

5. Uma força muscular dirigida ao longo do eixo de rotação da articulação não apresenta braço de momento e, portanto, não produz torque. Entretanto, o músculo pode ainda produzir uma força sobre a articulação.

6.

(A) Próximo à extensão completa do joelho (perto de 0 grau de flexão), o vetor do peso corporal normalmente passa *através* ou próximo ao eixo médio-lateral de rotação do joelho. O torque externo

no plano sagital no joelho é zero ou relativamente pequeno.

(B) Em qualquer ângulo de flexão do joelho que o vetor do peso corporal posicione *posterior* ao eixo médio-lateral de rotação do joelho.

7.

(A) Para manter a estabilidade do plano frontal enquanto apoiado sobre um único membro, a força muscular deveria aumentar proporcionalmente à redução do braço de momento interno. Reduzir o braço de momento interno em 50% iria teoricamente dobrar a demanda de força nos músculos abdutores do quadril. Esse aumento de força muscular iria aumentar a compressão (força de reação articular) no quadril.

(B) Assumindo que a erosão da cabeça femoral reduz a área articular de contato no acetábulo, uma determinada força de compressão criaria pressões maiores (ou estresse), potencialmente causando danos à articulação.

8. Manter o joelho em extensão aumentaria o momento de inércia da extremidade inferior, aumentando assim a demanda de força nos músculos flexores do quadril. Tensão passiva aumentada nos músculos isquiotibiais biarticulares poderia também aumentar a demanda de



força nos músculos flexores do quadril. Note que o torque externo da gravidade não é um problema porque a gravidade está agindo paralela com o eixo de flexão e extensão da rotação do quadril, gerando assim nenhuma flexão ou torque de extensão.

9.

(A) 300 N. Assumindo um equilíbrio rotatório estático, a força interna pode ser rapidamente estimada dividindo o torque externo pelo braço de momento interno do músculo.

(B) 600 N.

10. A ação de inclinar para frente dispõe a linha de gravidade do paciente (devido ao peso corporal) mais próxima ao eixo médio-lateral dos joelhos. Esta ação reduz o torque externo (flexão) nos joelhos, o que reduz a demanda de força interna nos enfraquecidos músculos extensores do joelho. Se a linha de gravidade realmente cai *através* do eixo de rotação médio-lateral do joelho, o torque de flexão da gravidade seria reduzido a zero.

## **Capítulo 05: Complexo do Ombro**

---

1. A articulação esternoclavicular é uma articulação em sela irregular. Devido à sua forma articular única, a artrocinemática ao longo dos dois diâmetros opostos na

articulação deve ser diferente, embora cada um siga os mesmos princípios artrocinemáticos do movimento estabelecidos no Capítulo 1. Elevação e depressão ocorrem à medida que a convexidade da extremidade medial da clavícula rola e desliza na direção *oposta* em relação à concavidade da face clavicular no esterno. Durante protração e retração, a concavidade da extremidade medial da clavícula rola e desliza na *mesma* direção em relação à convexidade da face clavicular no esterno.

2. A cápsula superior da articulação esternoclavicular, o ligamento interclavicular e o músculo trapézio superior tornam-se estirados e assim tensos nos extremos da depressão clavicular. Devido à depressão da escápula ser mecanicamente associada à depressão da clavícula, a tensão passiva iria também aumentar nos músculos elevador da escápula e romboides.
3. A protração da articulação escapulotorácica é uma soma mecânica da protração na articulação esternoclavicular (EC) e rotação interna na articulação acromioclavicular (AC). O plano cinemático horizontal nas articulações EC e AC amplia a protração da articulação escapulotorácica primariamente porque elas ocorrem na mesma direção rotatória em torno do eixo de rotação similar (vertical).
4. A partir da posição anatômica, a artrocinemática da

rotação interna na articulação glenoumeral envolve um *rolamento anterior e um deslizamento posterior* da cabeça umeral. A partir da posição de 90 graus de abdução, a artrocinemática da rotação interna envolve primariamente um *giro* da cabeça umeral em relação à fossa glenoide. A visualização da orientação dos ossos durante o movimento é um componente essencial para o entendimento da artrocinemática da articulação, especialmente quando realizada fora da posição anatômica.

5. O primário e praticamente único protator da articulação escapulotorácica é o músculo serrátil anterior. Esse músculo é innervado pelo nervo torácico longo, o qual é composto principalmente pelas raízes nervosas espinais C5 a C7.
6. Normalmente, os músculos romboides e peitoral menor contraem sinergicamente com o músculo redondo maior durante adução e extensão resistida do ombro. A partir de uma posição em abdução ou flexão, os músculos romboide e peitoral menor giram de maneira descendente e, assim, estabilizam dinamicamente a escápula contra a força do redondo maior. A importância do músculo romboide como estabilizador da escápula é evidente ao observar uma pessoa com pólio e subsequente paralisia isolada deste músculo. Tentativas

de movimento do ombro em adução fortemente resistida ou extensão (a partir de uma posição em flexão ou abdução) resultam em acentuada (e paradoxal) *rotação ascendente* da escápula. Sem a força de contração do músculo romboide, a força de contração do redondo maior puxa o ângulo inferior da escápula *lateralmente*. Geralmente, o músculo romboide resiste a esse movimento de rotação ascendente e efetivamente causa a rotação da escápula descendente – um componente natural da extensão e adução de ombro.

7. A contração do redondo maior, latíssimo do dorso e subescapular não somente gira internamente a articulação glenoumeral, mas também “empurra” (ou “puxa”, dependendo dos músculos) o úmero posteriormente. Essa ação pode efetivamente bloquear um excessivo rolamento anterior do úmero proximal.

8. Abdutores da glenoumeral: deltoide e supraespinhoso.

Rotadores ascendentes da escapulotorácica: serrátil anterior, e trapézios superior e inferior.

Estabilizadores dinâmicos da glenoumeral: subescapular, redondo menor, supraespinhoso e infraespinhoso.

O par de raízes nervosas espinais C<sup>5</sup>-C<sup>6</sup> é componente essencial da inervação da maioria desses músculos. Esse par de raízes nervosas espinais pode ser

lesionado juntamente com a laceração do tronco superior do plexo braquial.

9. Os seguintes músculos, se *encurtados*, poderiam teoricamente favorecer uma postura de rotação interna da escápula:

Peitoral menor

Deltoide posterior, infraespinhoso e redondo menor (com o úmero fixo e especialmente se a articulação glenoumeral roda internamente e flexiona)

Os seguintes músculos, se *fracos*, poderiam teoricamente favorecer uma postura em rotação interna da escápula:

Serrátil anterior

Subescapular (com o úmero fixo e especialmente se a articulação glenoumeral é rodada externamente e estendida)

10. Os músculos a seguir, se *encurtados*, poderiam favorecer uma postura de inclinação anterior da escápula:

Peitoral menor

Bíceps braquial (com úmero fixo, especialmente se o ombro e cotovelo estendem)

Os músculos a seguir, se *fracos*, poderiam favorecer uma postura de inclinação anterior da escápula:

Serrátil anterior (fibras inferiores)

## Trapézio inferior

11. Com uma articulação glenoumeral fundida, 60 graus de abdução do ombro são teoricamente possíveis por meio de completa rotação para cima da articulação escapulotorácica. (Note que “ombro”, nesse caso, inclui as duas articulações glenoumeral e escapulotorácica.)
12. A abdução glenoumeral aumenta a tensão em todas as partes do ligamento.
13. O bíceps braquial se fixa na tuberosidade radial (do rádio). Proximalmente, a cabeça longa do bíceps cursa através do sulco intertubercular do úmero, ao longo da cabeça do úmero, e insere-se no tubérculo supraglenoidal (juntamente com o labrum glenoide adjacente). O tendão é vulnerável ao aprisionamento à medida que cursa através do sulco intertubercular do úmero. O tendão é vulnerável a ser comprimido entre a cabeça do úmero e a superfície inferior do acrômio.
14. A abdução ativa do ombro e a rotação externa são essencialmente perdidas. Uma avulsão completa do tronco superior do plexo braquial envolve as raízes nervosas espinais C<sup>5</sup> e C<sup>6</sup>. Essas raízes nervosas formam os nervos axilar e supraescapular, o quais inervam o deltoide, infraespinhoso e supraespinhoso (veja o Apêndice II, Parte A).

15. Parte da estabilidade estática da articulação glenoumeral (GU) é baseada numa leve inclinação para cima da fossa glenoide (em relação a uma referência linear vertical). Essa postura permite: (1) a fossa glenoide fisicamente suportar parte da cabeça umeral e (2) a soma vetorial do peso do braço e tensão na cápsula superior da articulação GU prover uma leve, mas útil, força de compressão entre a cabeça umeral e a fossa glenoide.

## **Capítulo 06: Cotovelo e Antebraço**

---

1. Os tecidos musculares capazes de resistir uma tração distal no rádio incluem o braquiorradial e o bíceps (ou qualquer músculo com uma fixação distal no rádio). Os tecidos não-musculares incluem o ligamento anular e a corda oblíqua. Falha nesses tecidos em limitar a excessiva distração do rádio pode ocasionar a “síndrome do braço puxado”, uma condição na qual a cabeça do rádio é puxada para distal do ligamento anular.
2. O largo, triangular ligamento colateral medial do cotovelo permite algumas de suas fibras passarem anterior e posterior ao eixo médio-lateral de rotação do cotovelo. Consequentemente, ao menos algumas fibras são estiradas e, portanto, tensas na amplitude completa

de flexão e extensão. Fibras tensas do ligamento provêem a resistência primária contra uma força em valgo ao cotovelo.

3. A artrocinemática na articulação úmero-radial durante a flexão do cotovelo e supinação do antebraço inclui a combinação de giro e rolamento e deslizamento em direções semelhantes.
4. A derme na região antecubital tem o maior comprimento de braço de momento em relação ao eixo médio-lateral de rotação no cotovelo. Este comprimento de braço de momento relativamente longo, em conjunto com acentuada resistência deste tecido, poderia contribuir significativamente para uma contratura do cotovelo em flexão.
5. Três nervos inervam esses músculos. O nervo musculocutâneo inerva o braquial; o nervo radial inerva o braquioradial e o nervo mediano inerva o pronador redondo.
6. A cabeça longa do tríceps, com base na influência combinada de sua área de secção transversa fisiológica e comprimento do braço de momento interno, produz o maior torque de extensão do cotovelo.
7. O extensor curto do polegar fixa-se proximal do *rádio* e distal ao polegar. Este músculo, portanto, não cruza o



eixo de rotação no antebraço e não pode produzir um torque no antebraço.

8. O deltoide anterior tem dois papéis nesta ação. Primeiro, o músculo flexiona o ombro para empurrar para frente a mão contra a porta. Segundo, o músculo produz um torque de flexão do ombro que neutraliza o potencial torque extensor do ombro da cabeça longa do tríceps.
9. A cabeça medial do tríceps, com base na sua ação e local relativo de fixação no úmero, é o mais direto antagonista braquial.
10. Um antebraço que passivamente supina à medida que o cotovelo é passivamente estendido à sua amplitude final sugere fortemente que o bíceps braquial (um músculo flexor do cotovelo e supinador do antebraço) é excessivamente encurtado.
11. Como mostrado na Figura 6-47, o músculo bíceps funciona como supinador primário do antebraço. Com a paralisia do tríceps (causada pela lesão do nervo radial), o bíceps poderia flexionar o cotovelo, possivelmente puxando a chave de fenda para fora do parafuso.
12. A extensão do ombro, a extensão do cotovelo e a pronação do antebraço alongam maximamente o bíceps braquial.
13. Durante uma ação como uma preensão firme, o rádio

naturalmente migra levemente proximal em relação à ulna. A quantidade de migração é limitada por compressão entre a cabeça radial e o capítulo, e por aumento de tensão na membrana interóssea. A ressecção cirúrgica da cabeça do rádio (p. ex., devido a osteoartrite severa) cria uma lacuna entre o rádio proximal e o capítulo. Com uma membrana interóssea lacerada, o rádio provavelmente experimentaria acentuada migração proximal, potencialmente criando uma variação positiva da ulna no punho (Capítulo 7). Uma variação positiva aumentada pode criar estresse prejudicial no nível da articulação radioulnar distal e no punho.

14. O único músculo flexor do cotovelo que pode ser paralisado por uma lesão do nervo mediano é o pronador redondo. Os outros músculos flexores permaneceriam completamente inervados. A perda total da força de flexão do cotovelo seria, portanto, mínima. Devido à paralisia de praticamente todos os músculos pronadores, o antebraço seria voltado para posição de supinação. Em tempo, os músculos supinadores podem encurtar, limitando assim o grau de pronação.

15. Não, a eficácia do alongamento não seria reforçada. Pelo fato do braquial fixar-se distal à ulna (em vez do rádio), o músculo não cruza o eixo de rotação pronação-supinação do antebraço. O músculo, portanto, não pode

produzir um torque ativo (ou passivo) no antebraço que limitaria a amplitude passiva do movimento de pronação ou supinação.

## **Capítulo 07: Punho**

---

1. O tendão do flexor radial do carpo cursa distalmente através do punho por meio de um estreito túnel localizado na superfície palmar do ligamento transverso do carpo. Tecnicamente, portanto, o tendão não cursa dentro do túnel carpal.
2. A amplitude de movimento em desvio ulnar excede o desvio radial do punho porque (1) o espaço ulnocarpal oferece pouca resistência para o trajeto de desvio ulnar e (2) o processo estiloide distal do rádio bloqueia os extremos de desvio radial.
3. Uma inclinação dorsal de 25 graus do rádio distal criaria incongruência morfológica das superfícies das articulações radiocarpal e radioulnar distal. Isso poderia resultar em reduzido movimento do punho (mais provavelmente na direção da flexão) e reduzidas pronação e supinação do antebraço. Em razão do aumento do estresse articular, artrite degenerativa eventualmente poderia desenvolver-se.
4. Durante a *flexão*, a fileira proximal dos ossos do carpo

rola em direção palmar e desliza dorsalmente; o capitato (um representante do compartimento medial da articulação mediocárpica) rola em direção palmar e desliza dorsalmente.

Durante a *extensão*, a fileira proximal dos ossos do carpo rola dorsalmente e desliza em sentido palmar; o capitato rola dorsalmente e desliza em sentido palmar. Como um princípio orientador, um osso (ou um conjunto de ossos) rola na mesma direção como da osteocinemática total do segmento.

5. Em virtude da articulação relativamente firme entre o capitato e a base do terceiro metacarpo, o movimento do capitato direciona a trajetória do movimento de todo o eixo longo do punho e da mão. Além disso, em média, ambos os eixos de rotação para o movimento do punho passam através (ou próximo) do osso capitato. Esses conceitos proveem uma referência útil quando se mede a amplitude de movimento e o torque produzido através do punho.
6. (A) Os dados da Figura 7-24 possibilitam estimar a produção de força relativa do músculo (com base na área de secção transversa fisiológica) e seu braço de momento interno relativo ao capitato. O produto dessas variáveis permite uma estimativa relativa da produção de torque através do punho. A análise visual dos dados mostra

claramente que o flexor superficial dos dedos seria capaz de produzir maiores torques flexores no punho que o flexor radial carpal.

(B) O extensor ulnar do carpo apresenta o braço de momento mais longo para o torque do desvio ulnar.

(C) O extensor longo do polegar ou o extensor radial curto do carpo são os antagonistas mais diretos.

7. O extensor curto do polegar e o abductor longo do polegar partilham o mesmo túnel.
8. O semilunar é o osso mais naturalmente instável dos ossos do carpo, principalmente em razão de sua forma e ausência de fixação muscular. O semilunar recebe grande parte de sua estabilidade mecânica por meio de suas ligações ao escafoide, principalmente através do ligamento escafoide lunar. O escafoide é capaz de prover essa base estável mediante sua firme fixação à fileira distal dos ossos do carpo, especialmente ao trapezoide e trapézio. Fraturas do escafoide ou rupturas tanto do ligamento trapézio escafoide quanto do ligamento escafoide semilunar podem, portanto, afetar a estabilidade mecânica do semilunar.
9. Assim como em qualquer músculo, o alongamento máximo (estiramento) ocorre por mover as articulações subjacentes em posições opostas às ações musculares. O estiramento máximo do extensor radial longo do carpo

ocorre por meio de uma combinação de flexão do punho e desvio ulnar, juntamente com pronação do antebraço.

10. Os ligamentos radiocárpicos palmares e dorsais têm uma linha de força favorável a resistir a translação ulnar do carpo em relação ao rádio.
11. O rádio pode migrar proximalmente em relação à ulna, em especial se a cabeça do rádio foi removida cirurgicamente. Essa migração é mais provável se a membrana interóssea estiver lacerada. A migração proximal do rádio pode causar uma “variação positiva ulnar” no punho. A variação positiva ulnar de mais de poucos milímetros pode levar a uma dolorosa e potencialmente incapacitante “síndrome da impactação ulnar”. Estresse aumentado colocado em tecidos como a fibrocartilagem triangular, piramidal, semilunar e o ligamento escafoide-semilunar pode provocar dor e limitação de movimentos no punho e antebraço. Em casos extremos, o estresse pode levar à osteoartrose dolorosa.
12. Os ossos pisiforme, piramidal e trapézio geralmente não fazem contato com o osso capitato.
13. *Compartimento medial* da articulação mediocárpica: um segmento convexo (distal) articula-se com um segmento côncavo (proximal). Assumindo uma osteocinemática

segmento distal sobre proximal (plano sagital), a artrocinemática ocorre como um rolamento e deslizamento em direções opostas.

*Compartimento lateral* da articulação mediocárpica: um segmento côncavo (distal) articula-se com um segmento convexo (proximal). Assumindo uma osteocinemática segmento distal sobre proximal (plano sagital), a artrocinemática ocorre como um rolamento e deslizamento nas mesmas direções.

14.

- Braquiorradial
- Extensor radial longo do carpo
- Extensor radial curto do carpo
- Extensor ulnar do carpo
- Extensor dos dedos
- Ancôneo
- Supinador

Todos esses músculos são inervados pelo nervo radial.

15. Ambos os músculos produzem flexão no punho; entretanto, cada músculo neutraliza a ação do outro no plano frontal.

## **Capítulo 08: Mão**

---

1. O arco transversal *proximal* da mão segue a fileira distal dos ossos do carpo. A mobilidade é pequena para manter o volume relativamente constante dentro do túnel do carpo.

O arco transversal *distal* da mão passa pelas regiões das articulações metacarpofalangeanas. A mobilidade é extensa no primeiro, quarto e quinto raios, os quais correspondem com a mobilidade natural na primeira, quarta e quinta articulações carpometacarpianas. A mobilidade dessas articulações carpometacarpianas mais periféricas permite à superfície palmar da mão se conformar seguramente a várias formas e tamanhos dos objetos segurados.

2. A *neuropatia ulnar*, em longo prazo, tipicamente causa atrofia em três regiões da mão: (1) eminência hipotenar (de atrofia dos músculos flexores, abdutores e opositor do dedo mínimo), (2) espaços interósseos (de atrofia dos músculos interósseos), e (3) espaço da membrana interdigital (de atrofia do músculo adutor do polegar)

A *neuropatia mediana*, em longo prazo, geralmente provoca a atrofia da eminência tenar (de atrofia dos músculos flexores, abdutores, e opositor do polegar).

3. O requisito foi cumprido com base na fixação parcial do músculo ao terceiro metacarpo – uma das regiões mais estáveis da mão.



4. O movimento de oposição consiste de abdução e flexão (combinadas com rotação medial do metacarpo do polegar). Todos os músculos da eminência tenar contribuem fortemente para esse movimento: abdução pelo abdutor curto do polegar, flexão pelo flexor curto do polegar e rotação medial do metacarpo pelo opositor do polegar.
5. O primeiro lumbrical origina-se na palma da mão, do tendão do flexor profundo dos dedos (do dedo indicador). O músculo pequeno insere-se distalmente na margem lateral do mecanismo extensor do dedo indicador. Os lumbricais realizam suas ações por passar de palmar para o eixo médio-lateral de rotação na articulação metacarpofalangeana, e de dorsal para o eixo médio-lateral de rotação nas articulações interfalangeanas.
6. Com base na posição da articulação carpometacárpica e orientação dos tendões sobrejacentes (Figura 8-42), o extensor longo do polegar é capaz de adução, o abdutor longo do polegar é capaz de abdução e o extensor curto do polegar é incapaz de qualquer ação.
7. Para diferentes níveis, o extensor do dedos, lumbricais e interósseos são ativos em abrir a mão (isto é, estender os dedos). Ao produzir um torque de flexão através das articulações metacarpofalangeanas, os músculos

intrínsecos agem como ligamentos palmares dinâmicos, prevenindo que o extensor dos dedos estenda demais essas articulações de maneira ineficaz.

8. A mecânica patológica da *deformidade de dedo em pescoço de cisne* geralmente envolve uma hiperextensão anormal da articulação interfalangeana proximal (IFP). Isso pode ocorrer por meio de um estiramento excessivo ou fraqueza da lâmina palmar. A articulação IFP hiperestendida estira o tendão do flexor profundo dos dedos, o que causa a articulação interfalangeana distal (IFD) permanecer parcialmente flexionada.

A mecânica patológica da *deformidade boutonniere* normalmente envolve uma articulação IFP cronicamente flexionada, frequentemente devido ao rompimento de uma banda do mecanismo extensor. As bandas colaterais podem deslizar em sentido palmar do eixo médio-lateral de rotação na articulação IFP. Neste cenário, a articulação IFP perde todas as fontes de extensão ativa. A articulação IFD pode permanecer hiperestendida devido ao aumento da tensão passiva nas bandas colaterais estiradas.

Além dessas mecânicas patológicas, a deformidade boutonniere pode também ser causada por excessiva tensão nos ligamentos retinaculares oblíquos.

9. Os lumbricais têm maior braço de momento para flexão

da articulação metacarpofalangeana do dedo indicador.

10. Posicionar a articulação metacarpofalangeana (MCF) em flexão aumenta a tensão passiva nos ligamentos colaterais da articulação, enquanto que posicionar as articulações interfalangeanas (IF) próximas à extensão completa aumenta a tensão passiva na lâmina palmar. O aumento de tensão nesses tecidos pode reduzir suas probabilidades de contribuição para a contratura em extensão da articulação MCF/flexão da articulação IF (“garra”). Entretanto, o médico deve ser cuidadoso para que o posicionamento prolongado da articulação MCF em flexão e da articulação IF em extensão não cause encurtamento (contratura) dos músculos lumbricais (ou interósseos).
11. Uma lesão do nervo ulnar pode paralisar o músculo adutor do polegar, resultando em significativa perda de torque de adução sobre a articulação carpometacarpiana do polegar. Algumas pessoas são capazes de utilizar o extensor longo do polegar para substituir parte da perda de adução ativa na base do polegar.
12. A articulação carpometacarpiana do polegar é a clássica articulação em sela do corpo. As artrocinemáticas são baseadas na morfologia articular única para um dado plano de movimento. No plano sagital, abdução e adução ocorrem à medida que a

convexidade da base do metacarpo rola e desliza na direção *oposta* em relação à concavidade do trapézio. No plano frontal, flexão e extensão ocorrem à medida que a concavidade da base do metacarpo rola e desliza na *mesma* direção em relação à convexidade do trapézio.

13. A classificação de relativa mobilidade das articulações carpometacarpianas da mão, da menor para maior, é terceira, segunda, quarta, quinta e polegar. Esse padrão de mobilidade permite às bordas periféricas móveis da mão dobrar para dentro em relação a uma coluna central mais estável. Funcionalmente, isso aumenta a segurança da preensão e maximiza a área de contato entre a palma e os objetos segurados.
14. As raízes nervosas espinais C<sup>8</sup> – T<sup>1</sup> são, provavelmente, as mais associadas a esses danos.
15. A contração do músculo flexor profundo dos dedos (FPD) puxa o músculo lumbrical do dedo anular em sentido proximal, causando *extensão* da articulação interfalangeana distal. O tendão FPD lacerado é incapaz de se opor ao movimento.

## **Capítulo 09: Esqueleto Axial: Osteologia e Artrologia**

---

1. A protração da região craniocervical envolve flexão da

coluna cervical *inferior a média* e simultânea extensão da região craniocervical superior. Na região craniocervical superior, os tecidos que são normalmente menos rígidos na protração completa são aqueles que estão *posteriores* ao dente do eixo ou côndilos occipitais, tais como o ligamento nuchal superior ou a membrana posterior atlanto-occipital. Na região craniocervical *média a inferior*, os tecidos que são normalmente menos rígidos na protração completa são aqueles que estão *anteriores* aos corpos vertebrais, tais como o ligamento longitudinal anterior.

2. A natureza elástica do ligamento amarelo gradualmente resiste à flexão na coluna vertebral. A resistência gradual ou frenagem na flexão pode proteger as articulações intervertebrais (discos intervertebrais) de excessiva compressão.
3. Os ligamentos supraespinais são localizados a maior distância posterior ao eixo de rotação médio-lateral através de cada corpo vertebral. Essa posição maximiza o braço de momento dos tecidos para resistir ao torque de flexão.
4. Os ligamentos intertransversais limitam a flexão com base em sua localização posterior ao eixo de rotação médio-lateral através do corpo da vértebra lombar correspondente.

5. A faceta articular inferior esquerda de L2 aproxima-se (ou comprime) contra a faceta articular superior esquerda de L3, enquanto a faceta articular inferior direita de L2 afasta-se da faceta articular superior direita de L3.
6. Os tecidos conectivos da articulação atlantoaxial, de anterior para posterior, são arco anterior do atlas, dente do áxis, ligamento transverso do atlas, membrana tectória, meninges que envolvem a medula espinal, membrana atlanto-occipital posterior e ligamento nugal.
7. *Nutação* é uma inclinação (rotação) da articulação sacroilíaca que consiste em inclinação anterior do sacro sobre o íliaco e/ou uma inclinação posterior do íliaco sobre o sacro. *Contranutação*, um movimento reverso, consiste em inclinação posterior do sacro sobre o íliaco e/ou uma inclinação anterior do íliaco sobre o sacro.
8. Levantar uma grande carga em frente ao corpo pode gerar grandes forças musculares através dos discos intervertebrais lombares. Levantamento com a coluna lombar flexionada converte a grande força de compressão em grande pressão discal. A flexão lombar tende a direcionar o fluido do núcleo pulposo em direção posterior. Se existirem fissuras degenerativas no ânulo, o núcleo pode fluir posteriormente na direção dos elementos neurais sensíveis.

9. A sexta costela fixa-se à coluna torácica por articulações costovertebrais e costotransversárias. Na articulação costovertebral, a cabeça da sexta costela articula-se com o par de fôveas costais localizados na junção intervertebral T5-T6. Na articulação costotransversária, o tubérculo articular da sexta costela articula-se com a faceta costal no processo transversal de T6.
10. Um disco severamente degenerado pode reduzir o espaço intervertebral e causar aumento de compressão nas articulações apofisárias e uncovertebrais. Na região cervical média, aumento de compressão nas articulações uncovertebrais pode estimular a formação de osteófitos na área de saída das raízes nervosas espinais. Os osteófitos podem comprimir uma raiz nervosa, causando sintomas neurológicos ao longo da extremidade superior ipsilateral.
11. O aumento significativo da lordose lombar pode ser associado com as seguintes consequências cinesiológicas negativas:
- Aumento de estresse nas articulações apofisárias lombares hiperestendidas.
  - Aumento do ângulo sacro-horizontal e consequente aumento da força de cisalhamento anterior na junção L5-S1.
  - Redução do tamanho do forame intervertebral e

compressão da saída das raízes nervosas espinais lombares.

12. Aumentar a compressão na articulação intervertebral aumenta a pressão hidrostática no núcleo pulposo. Uma pressão nuclear aumentada empurra radialmente (para fora) tanto quanto é resistido e parcialmente absorvido por tensão no ânulo fibroso estirado. A combinação da pressão nuclear com anéis anulares tensos dá suporte e distribui a compressão intervertebral. Lacerações ou fraqueza dentro do anel fibroso reduzem a eficácia desse sistema de absorção de carga.
13. A medula espinal termina aproximadamente no nível da vértebra L1. As raízes nervosas espinais que fluem caudalmente a partir da medula espinal formam a cauda equina, a qual ocupa o canal vertebral da maior parte das vértebras lombares e sacrais. O material discal que se projeta posteriormente no canal vertebral adjacente de L4 e L5, por exemplo, poderia potencialmente colidir com *todas* das fibras de dentro da cauda equina.
14. As superfícies das facetas das articulações apofisárias ao longo da coluna vertebral têm uma orientação espacial específica que afeta a osteocinemática predominante em cada região, como segue:





<b>Região</b>	<b>Orientação Espacial Predominante</b>	<b>Efeitos Primários na Cinemática das Articulações Apofisárias</b>
<b>Articulação Atlantoaxial</b>	Proximo ao plano horizontal	Favorece a rotação axial (plano horizontal)
<b>Região Intracervical (e superior torácica)</b>	Entre os planos horizontal e frontal	Favorece a cinemática de combinação de rotação axial e flexão lateral*
<b>Região Torácica Média</b>	Proximo ao plano frontal	Favorece a flexão lateral, embora não completamente expressa devido à ação de restrição das costelas
<b>Região Lombar (e região torácica inferior)</b>	Proximo ao plano sagital	Favorece a flexão e a extensão (e limita a rotação axial)
<b>Junção</b>	Proximo ao plano frontal	Limita a excessiva translação
<b>Lombossacra</b>	frontal	anterior de L5 sobre S1

\* Parcialmente responsável por flexão lateral/rotação axial *padrão ipsilateral de acoplamento* da coluna cervical media a inferior.

15. Durante a extensão completa, as facetas articulares inferiores da articulação apofisária de C4 geralmente deslizam inferior e posteriormente sobre toda a extensão

da superfície superior da faceta articular da articulação apofisária de C5.

## Capítulo 10: Esqueleto Axial: Interações Musculares e Articulares

---

1. O encurtamento *unilateral* do esternocleidomastóideo resulta em quantidades variáveis de flexão, flexão lateral e rotação contralateral da região craniocervical.

O encurtamento *bilateral* do esternocleidomastóideo geralmente resulta em uma postura em *protração* da região craniocervical: ligeira flexão da região craniocervical média e inferior, com ligeira extensão da região craniocervical superior.

2. A partir de uma perspectiva embriológica, os músculos profundos da porção posterior têm mantido sua localização original próximo ao neuroeixo. Por esta razão, esses músculos são classificados como músculos “intrínsecos” do dorso. Em contraste, os músculos superficiais e intermediários do dorso migraram de sua localização original dentro dos brotos dos membros à sua localização final na região posterior. Esses músculos são embriologicamente associados com as extremidades e, portanto, classificados como músculos “extrínsecos” do dorso. Os músculos extrínsecos do dorso são inervados

por nervos que se ramificam dos ramos ventrais dos nervos espinais.

3. O ramo recorrente do nervo meníngeo é um nervo segmentar que é responsável pelo transporte das sensações das meninges da medula espinal, ligamento longitudinal posterior e regiões mais superficiais do ânulo fibroso.

A inervação sensorial da cápsula da articulação apofisária é suprida pelas fibras aferentes do ramo dorsal dos nervos espinais locais.

4. Com base na direção das fibras, a força resultante produzida por cada músculo em questão poderia ser trigonometricamente resolvida em componentes horizontal e vertical. Apesar de consideravelmente menor que o componente vertical da força muscular, o componente de força horizontal iria produzir um torque de rotação axial. Assumindo uma forte contração dirigida na direção craniocaudal, cada músculo iria produzir ambas as rotações contralateral e ipsilateral. Uma contração do semiespinal torácico esquerdo, por exemplo, iria puxar os processos espinhosos para esquerda, causando rotação para direita do corpo (anterior) da vértebra. Além disso, a contração do longuíssimo da cabeça esquerdo, por exemplo, iria puxar o processo mastóideo esquerdo do osso temporal para

direita (em direção à linha média), causando rotação da frente do crânio para esquerda. A partir da posição anatômica, a linha de força desses músculos para o plano horizontal de rotação é ligeira a moderada. Ao estudar as Figuras 10-7 e 10-9, observe que a linha de força de cada músculo é mais favorável para a rotação axial se a contração inicia de uma posição que é *oposta* à ação de rotação do músculo.

5. Assumindo *nenhuma* inervação abaixo do nível vertebral T8, você iria *geralmente* esperar o seguinte:

O multífido iria mostrar força essencialmente normal acima de T8 e completa paralisia abaixo de T8.

Os *erectores da coluna* iriam mostrar força normal a próximo do normal acima de T8 e completa paralisia abaixo de T8. (A fraqueza pode persistir em algumas fibras musculares acima de T8 devido à reduzida estabilização [paralisados] das partes mais inferiores do músculo).

Somente as fibras mais superiores dos músculos *abdominais* selecionados iriam permanecer inervadas. A paralisia do grupo muscular iria ser quase completa. Do ponto de vista prático, entretanto, como um grupo, os *músculos abdominais* iriam provavelmente ser considerados “não-funcionais”. Cenários clínicos frequentemente variam como resultado de um trauma

parcial ou assimétrico da medula espinal, da probabilidade de uma lesão combinada com as raízes nervosas espinais e da variabilidade natural na inervação muscular.

6. O escaleno anterior, longo do pescoço e longo da cabeça fixam-se aos *tubérculos anteriores* dos processos transversos cervicais. O escaleno médio, esplênio cervical e longuíssimo cervical fixam-se aos *tubérculos posteriores* dos processos transversos cervicais. O plexo braquial passa entre esses dois conjuntos de músculos.
7. Primeiro, a área de secção transversa dos extensores do tronco excede a dos abdominais. Segundo, como um grupo, a direção média da fibra dos extensores do tronco é mais verticalmente orientada que nos abdominais.
8. O músculo oblíquo interno esquerdo iria ser mais estirado depois desse movimento.
9. O reto abdominal tem o maior braço de momento para *flexão* em L3.

O abdominal oblíquo externo tem maior braço de momento para *flexão lateral*.

10. Enquanto na posição de pé, um músculo íliaco contraído gira o ílio (pelve) anteriormente em direção ao fêmur. Assumindo que o tronco é mantido na posição vertical, esse movimento é tipicamente descrito como

uma “inclinação anterior excessiva” da pelve. A coluna lombar é obrigada a girar em extensão, aumentando sua lordose. Lordose lombar excessiva está provavelmente associada com aumento do ângulo sacro-horizontal e um aumento da força de cisalhamento anterior na junção L5-S1.

11. Os tecidos conectivos associados com os músculos abdominais oblíquos externos e oblíquos internos formam a bainha anterior do reto em L3.
12. O *ramo dorsal* do nervo espinal é um nervo misto (contendo ambas as fibras sensitivas e motoras) que inerva tecidos associados ao dorso. Uma *raiz nervosa dorsal* é um conjunto de fibras sensoriais que entram na medula espinal em um nível específico de uma raiz nervosa.
13. O músculo semiespinal da cabeça iria produzir a maior força.
14. Em geral, os multífidus e a maior parte dos músculos semiespinais compartilham fixações ósseas análogas entre os processos transversos e espinhosos. Esse músculos diferem em pelo menos dois sentidos: (1) os semiespinais cruzam seis a oito junções intervertebrais, enquanto que os multífidus alcançam apenas duas ou quatro junções, e (2) os multífidus são mais

desenvolvidos na região lombar, enquanto que os semiespinais são mais desenvolvidos na região craniana.

15. A rotação axial não é considerada um grau de liberdade na articulação atlantoaxial.

## Capítulo 11: Cinesiologia da Mastigação e da Ventilação

---

### PARTE 1: MASTIGAÇÃO

1. Durante a fase *final* de abertura da boca, o disco articular translada para frente junto com a translação para frente do côndilo mandibular. Esses mecanismos mantêm a posição da região intermediária do disco entre o aspecto superior do côndilo mandibular e a densa eminência articular. Essa posição do disco aumenta a superfície de área para dispersar forças articulares, reduzindo potencialmente o estresse articular prejudicial.
2. A *cabeça superior do pterigóideo lateral* fixa-se distalmente à fossa pterigóidea, ao aspecto medial da cápsula articular, e à parte medial do disco articular. A *cabeça inferior do pterigóideo lateral* fixa-se distalmente à fossa pterigóidea e à parte proximal do colo da mandíbula. Ambas as cabeças do *pterigóideo medial* estão em linha

paralela ao músculo masseter, fixando-se distalmente à superfície interna do ramo e do ângulo da mandíbula.

A fixação distal do pterigóideo medial cursa paralela e compartilha fixação similar com o masseter no ângulo da mandíbula. Os músculos formam um suporte funcional em torno do ângulo da mandíbula, auxiliando na transferência efetiva de forças de mordidas através dos molares.

3. Uma articulação escapulotorácica excessivamente deprimida pode estirar e assim aumentar a tensão de repouso no omo-hióideo. Na teoria, essa tensão pode ser transferida para cima e para frente ao osso hióideo e músculos supra-hióideos, e finalmente à mandíbula. A força pode puxar a mandíbula ligeiramente inferior e posteriormente, criando alinhamento anormal do côndilo mandibular e disco em relação à fossa mandibular. Ao longo do tempo, o aumento de estresse no disco pode desencadear espasmo no músculo pterigóideo lateral, potencialmente perpetuando o alinhamento anormal do disco e levando à sua perturbação crônica.
4. As demandas colocadas na região não articular (cúpula) da fossa mandibular durante a mastigação são geralmente pequenas. Em contraste, as demandas colocadas na região articular (ou seja, eminência articular) são grandes. Essa grande demanda (estresse)



colocada na eminência articular da fossa mandibular é normalmente reduzida pela presença coordenada do disco articular.

5. Ao final da fase inicial de abertura de boca, o giro do côndilo da mandíbula estira as fibras oblíquas do ligamento lateral da ATM. A tensão aumentada no ligamento ajuda a iniciar a translação para frente da mandíbula – a artrocinemática primária da fase final de abertura de boca.
6. Por fixar ao e próximo o processo coronoide, a contração do temporal puxa a mandíbula para cima, assim fechando a boca e opondo os dentes. As fibras oblíquas posteriores do músculo elevam e retraem a mandíbula, efetivamente recolocando o côndilo e o disco dentro da fossa mandibular.
7. Uma forte contração dos músculos masseter esquerdo e pterigóideo medial direito, por exemplo, eleva a mandíbula, gerando força de mordida. Além disso, o masseter esquerdo puxa a mandíbula para esquerda como o pterigóideo medial direito também puxa a mandíbula para esquerda. A força de mordida em conjunção com a excursão lateral esquerda da mandíbula pode gerar muitas forças eficazes de cisalhamento entre os molares.

8. Durante a abertura de boca, a *cabeça inferior* do pterigóideo lateral puxa o colo da mandíbula para frente. Devido a essa puxada ser superior ao eixo ou rotação, a contração muscular “balança” a abertura da mandíbula. Durante o fechamento da boca, a *cabeça superior* do pterigóideo lateral age excentricamente para ajudar a guiar a migração posterior do disco de volta à sua posição de repouso. A ativação da cabeça superior do pterigóideo lateral também limita (ou equilibra) a puxada em retrusão no côndilo pelas fibras oblíquas posteriores do músculo temporal.
9. Durante a abertura rápida de boca, a cabeça inferior do pterigóideo lateral puxa a mandíbula para frente como os músculos supra-hióideos puxam a mandíbula posterior e superiormente. Como mostrado na Figura 11-22, A, esses músculos agem como uma força dupla para abertura de boca, cada uma puxando de cada lado do eixo de rotação.
10. A fossa temporal do crânio consiste dos ossos temporal, parietal, frontal e esfenóide.

## **PARTE 2: VENTILAÇÃO**

11. Durante a inspiração, o diafragma contraído desce para a cavidade abdominal, aumentando significativamente o

volume (e diminuindo a pressão) dentro da cavidade torácica. A pressão intratorácica diminuída aspira ar para dentro dos pulmões. O diafragma é considerado o músculo mais importante da inspiração porque sua contração aumenta significativamente o volume intratorácico em todas as três dimensões, efetivamente diminuindo a pressão intratorácica.

12. A cabeça esternal do peitoral maior pode funcionar como um músculo na inspiração forçada, desde que seja capaz de *eleva*r as costelas. Essa ação pode ocorrer se o músculo contrair com o úmero proximal fixo e bem estabilizado *acima* das costelas superiores, uma estratégia comum usada por atletas após correr uma competição.

13. Um diafragma cronicamente rebaixado reduz a eficácia de tração muscular em elevar as costelas inferiores durante a inspiração. Além disso, a posição inferiorizada do diafragma corresponde com o comprimento do músculo encurtado, o que pode reduzir sua capacidade em gerar força com base na sua relação comprimento-tensão.

14. As seguintes articulações provavelmente afetam as dimensões torácicas durante a ventilação:

Articulação manubrioesternal

Articulações esternocostais (incluindo as junções

costocondrais e condroesternais)

Articulações intercondrais

Articulações costovertebrais

Articulações costotransversárias

Articulações torácicas intervertebrais

15. O diafragma sela a cavidade torácica inferiormente; as costelas superiores, clavículas, fáscia cervical (em torno do esôfago e traqueia), e músculos cervicais selam a cavidade torácica superiormente.
16. Durante a inspiração, o tônus natural de repouso e elasticidade dos músculos abdominais resiste a uma protusão para frente da parede anterior abdominal devido ao aumento da pressão intra-abdominal criada pela descida do diafragma. Um abdômen pressurizado é útil porque resiste à descida adicional do diafragma quase no fim da inspiração máxima. Quando a cúpula do diafragma encontra resistência suficiente, uma contração adicional do músculo pode ocorrer com a *elevação* das seis costelas inferiores, ajudando a aumentar o volume intratorácico e a ampliar a mecânica da inspiração máxima.
17. A paralisia dos músculos intercostais devido à lesão da medula espinal reduz a rigidez ou a inflexibilidade da torácica envelhecida. Contração do diafragma (o qual permanece muitas vezes completamente inervado após

lesão abaixo de C<sup>4</sup>) cria uma sucção intratorácica que contrai a parede torácica enfraquecida, limitando assim a mecânica normal da inspiração. O termo *paradoxal* refere-se à contração ao invés de esperada expansão do tórax durante a inspiração.

18. A expiração forçada, como quando ao tossir ou soprar uma vela, é impulsionada pela contração dos músculos abdominais e intercostais selecionados, assim como do transversos do tórax. Essas ações musculares reduzem o volume e, assim, aumentam a pressão no tórax ou nas cavidades abdominais. A pressão intratorácica aumentada força o ar para fora dos pulmões. A pressão intra-abdominal aumentada empurra a cúpula do diafragma para cima, que adicionalmente age para impulsionar o ar para fora dos pulmões.
19. A expiração silenciosa, tal como ao exalar após uma inspiração silenciosa, é geralmente considerada um processo passivo, sem a necessidade de contração muscular ativa. A inspiração estira os tecidos conectivos dos pulmões, as diversas articulações do tórax e os músculos da expiração. A tensão passiva criada por esses tecidos estirados contribui para a “complacência” natural dos pulmões.
20. Uma lesão da medula espinal em nível de T4 geralmente causa paralisia dos abdominais, intercostais,

e essencialmente de todos os músculos intermediários e profundos do dorso localizados abaixo de T4, quadrado lombar e de todos os músculos das extremidades inferiores.

## Capítulo 12: Quadril

1. Os ligamentos sacrotuberoso e sacroespinhoso convertem a incisura isquiática maior em forame isquiático maior. O músculo piriforme, o nervo isquiático e o nervo glúteo inferior passam por este forame isquiático maior.
2. A rotação externa do quadril iria mais provavelmente estar associada com o deslocamento anterior.
3. A *posição de congruência máxima* do quadril é definida como a posição que cria maior tensão (estiramento) nos ligamentos capsulares. No quadril, essa posição é uma combinação de extensão, ligeira rotação externa e ligeira abdução. Em muitas outras grandes articulações do corpo, a posição que estira a maior parte dos ligamentos é também a posição onde a articulação é mais congruente. Este não é o caso, no entanto, do quadril; o quadril é mais congruente em flexão, rotação externa e abdução.
4. Uma pessoa com a cápsula do quadril inflamada

frequentemente sente mais conforto com o quadril parcialmente flexionado, uma posição que reduz sua pressão intracapsular. Ao longo do tempo, a cápsula e os músculos flexores do quadril podem experimentar encurtamento adaptativo, levando o quadril à contratura em flexão.

5. O ligamento isquiofemoral origina-se da pelve próximo à borda posterior e inferior do acetábulo. O ligamento fixa-se distalmente ao ápice do trocânter maior. Do ponto de vista *fêmur sobre a pelve*, a rotação interna e a extensão (do fêmur) movem o ápice do trocânter maior *para longe* da fixação dos ligamentos pélvicos. A partir de uma perspectiva *pelve sobre o fêmur*, rotação interna e extensão movem as bordas posterior e inferior do acetábulo para longe da fixação dos ligamentos femorais. (Um modelo esquelético conforme a Figura 12-15 pode ajudar a visualizar esses movimentos.) Em ambos os movimentos, fêmur sobre pelve e pelve sobre fêmur, o ligamento isquiofemoral é estirado e torna-se tenso.
6. Uma inclinação pélvica posterior flexiona a coluna lombar e diminui sua lordose natural. A flexão lombar associada afrouxa o ligamento longitudinal anterior e aumenta a tensão no ligamento amarelo.
7. O glúteo médio tem um braço de momento maior para abdução do quadril.

8. O adutor curto tem *menor* alavancagem para torque de rotação interna. As fibras anteriores do glúteo médio têm *maior* alavancagem para torque de rotação interna.
9. Um quadril com grande redução de área de contato intra-articular é submetido a alto e potencial estresse prejudicial (pressão). Devido aos músculos abdutores do quadril gerarem a maior de todas as forças compressivas no quadril, um cirurgião, defrontando-se com esse caso, pode decidir aumentar a alavanca desse grupo muscular. Na teoria, aumentar o braço de momento interno dos músculos abdutores do quadril irá reduzir a força de compressão no quadril por unidade interna de torque. Essa medida de proteção pode reduzir a probabilidade de o quadril desenvolver artrite degenerativa severa.
10. O ângulo centro-borda (CB) descreve a medida em que o acetábulo cobre a cabeça do fêmur, como visto a partir do plano frontal. Como indicado pela Figura 12-13, A, um menor ângulo CB indica menor cobertura da cabeça femoral, o que aumenta a probabilidade de luxação.
11. Flexão e extensão envolvem um giro entre a cabeça femoral e a superfície lunar do acetábulo. A partir da posição anatômica, rotações interna e externa envolvem um rolamento e deslizamento na direção oposta da cabeça femoral em relação ao acetábulo.



12. Durante a fase de oscilação da marcha, a força de contração dos músculos flexores do quadril puxa a cabeça femoral contra o acetábulo à medida que o membro avança.

13. A amplitude final da inclinação pélvica anterior pode ser causada por:

Amplitude final de extensão nas articulações apofisárias lombares.

Tensão passiva num glúteo máximo retraído.

Tensão passiva das fibras profundas das partes inferior e posterior da cápsula do quadril retraídas.

Presença de excessivo tecido adiposo entre a parte anterior da coxa e a pelve.

14. Essa lesão iria dispensar paralisias dos músculos dos membros inferiores (ou partes dos músculos) que são inervados acima do nível da raiz nervosa espinal L<sup>3</sup>. Como observado na tabela do Apêndice IV, Parte A, muitos músculos flexores e adutores do quadril iriam permanecer completamente ou ao menos parcialmente inervados, com paralisia total de todos os outros músculos do membro inferior. Sem intervenção fisioterapêutica, esse padrão de denervação aumentaria a probabilidade de desenvolver uma contratura do quadril em flexão e adução.

15. Devido aos adutores longo e breve serem também

flexores do quadril, suas tensões bilaterais podem ser expressas como uma exagerada inclinação pélvica anterior, pelo menos em pé. Uma inclinação pélvica anterior aumentada é geralmente associada a um aumento da lordose lombar.

## **Capítulo 13: Joelho**

1. Embora o número (e a área total de secção transversa) dos músculos rotadores internos do joelho exceda o do único rotador externo (ou seja, o bíceps femoral), o braço de momento do bíceps femoral para o torque de rotação externa é três vezes maior que a média do braço de momento dos músculos rotadores internos para o torque de rotação interna. Esse fato provavelmente justifica porque, ao menos com o joelho flexionado a 90 graus, os torques de esforço máximo dos dois grupos musculares são praticamente o mesmo.
2. Uma severa hiperextensão do joelho enquanto em posição de sustentação de peso pode causar lesão ao ligamento cruzado anterior (LCA) devido ao excessivo deslizamento femoral posterior que poderia acompanhar esse movimento (fêmur sobre tíbia). Uma severa hiperextensão pode também lesionar o ligamento cruzado posterior (LCP), se a lesão também envolver

alterações repentinas no joelho.

3. Nos últimos 20 a 30 graus de extensão completa do joelho, a patela é menos estável e mais suscetível ao deslocamento lateral porque: (a) é menos fisicamente envolvida no sulco intercondilar do fêmur, (b) o ângulo Q é maior devido ao componente de rotação externa do mecanismo de parafuso encaixe; e (c) as forças compressivas causadas pela contração do quadríceps são relativamente baixas na articulação patelofemoral.
4. Dois fatores podem explicar o fato de que a amplitude do movimento de flexão ativa do joelho geralmente ser menor quando realizada com o quadril em completa extensão comparada com completa flexão. Primeiro, realizar flexão do joelho ativa (ou passiva) a partir de uma posição de completa extensão do quadril aumenta a tensão passiva no alongado reto femoral. Esse aumento de tensão passiva naturalmente se opõe à flexão de joelho. Segundo, realizar flexão ativa de joelho com o quadril em completa extensão requer que a função dos isquiotibiais se dê em um comprimento muito reduzido. O comprimento encurtado reduz a habilidade do músculo em flexionar ativamente o joelho, especialmente contra uma tensão passiva aumentada gerada a partir de um reto femoral estirado.
5. Todos os músculos rotadores internos do joelho podem

resistir à rotação externa. Esses rotadores internos incluem o semitendíneo, semimembranáceo, grácil e poplíteo. O ligamento colateral medial (LCM, incluindo a cápsula posterior-medial) e o ligamento poplíteo oblíquo também resistem à rotação externa do joelho. As demandas colocadas nesses músculos e ligamentos podem ser altas durante o movimento de colocação de um membro inferior seguramente ao solo enquanto vigorosamente “corta” para o lado oposto. Por exemplo, colocar o pé direito e a perna seguramente ao solo e rotacionar o fêmur (e o resto do corpo) para esquerda requer movimento de rotação externa no joelho direito. (Esse movimento de rotação externa é o resultado de rotação interna do fêmur em relação à tibia fixa.) Esse movimento deve ser desacelerado em sua amplitude final por ativação excêntrica dos músculos rotadores internos do joelho e por aumento de tensão no LCM, na cápsula posterior-medial e no ligamento poplíteo oblíquo.

6. Os meniscos reduzem a pressão sobre as superfícies articulares do joelho por aumentar a área de contato e congruência entre tibia e fêmur. Essa função protetora requer que os meniscos sejam seguramente fixados à área intercondilar da tibia.
7. Manter um agachamento profundo cria maior estresse de compressão articular na articulação patelofemoral

devido ao aumento de demandas de força colocadas no quadríceps em conjunção com o reduzido ângulo articular do joelho. Como mostrado na Figura 13-28, B, a maior flexão de joelho aumenta a soma das forças de quadríceps e do tendão patelar que se opõem à articulação patelofemoral.

8. As fibras profundas do ligamento colateral medial fixam-se parcialmente ao menisco medial. Uma tensão excessiva aplicada a esse ligamento durante um estresse excessivo em valgo do joelho, por exemplo, pode ser transferida ao menisco medial, possivelmente criando lesão.
9. Uma contração isolada do quadríceps pode criar uma força anterior na tíbia proximal que alonga e, portanto, aumenta a tensão no LCA. Em geral, a tensão no LCA é proporcional à força contrátil no quadríceps. A magnitude de tensão muscular com base no LCA cresce à medida que o joelho move-se próximo à extensão completa devido ao quadríceps produzir maior força de translação anterior na tíbia (com base no aumento do ângulo de inserção do tendão patelar sobre a tíbia). Devido ao efeito de descarga da ativação dos isquiotibiais no LCA, a coativação dos músculos quadríceps e isquiotibiais reduz a tensão no LCA, trazendo-a próximo de zero em ângulos do joelho maior

que 30 graus de flexão.

10. Durante a parte inicial da fase de apoio da marcha, o quadríceps é ativado excentricamente para controlar a ligeira flexão do joelho. Esta ação muscular ajuda a absorver o impacto do membro inferior em colisão com o solo.
11. O esforço máximo de torque extensor do joelho tipicamente ocorre entre 45 e 70 graus de flexão do joelho. O torque relativamente alto pode ser explicado principalmente pelo comprimento do braço de momento interno, o qual é maior durante a maior parte dessa amplitude de movimento.
12. O poplíteo é chamado a “chave” para o joelho devido ao seu potencial biomecânico relativamente forte para produzir torque de rotação interna. Rotação interna “destrava” o joelho estendido, enquanto rotação externa “trava” o joelho em extensão.

Enquanto em posição de sustentação de peso, o poplíteo indiretamente estabiliza o *lado medial* do joelho como se segue. Como um músculo primário da rotação interna do joelho, o poplíteo (juntamente com os músculos “da pata anserina”) pode desacelerar a rotação externa do joelho. Por desacelerar ativamente a rotação externa do joelho (resistindo rotação femoral interna em relação a uma perna firmemente colocada no solo), o

poplíteo pode limitar a tensão colocada em estruturais tais como o ligamento colateral medial e cápsula posterior-medial.

Juntamente com o ligamento colateral lateral, o denso tendão intracapsular do poplíteo estabiliza diretamente a *lateral* do joelho, resistindo um movimento em varo do joelho.

13. Enquanto sentamos lentamente em uma cadeira, o quadríceps é ativado excentricamente para controlar a extensão e a velocidade de flexão do joelho. Os músculos isquiotibiais estão ativos excentricamente para controlar a extensão e a velocidade de flexão do quadril.

14. O quadríceps teoricamente seria completamente paralisado com poliomielite L<sup>2</sup>-L<sup>4</sup>.

15.

- Paralisia do quadríceps.
- Aumento da tensão passiva na cápsula posterior ou nos ligamentos colaterais do joelho.
- Excesso de cicatrização da pele na fossa poplíteia.

## Capítulo 14: Tornozelo e Pé

1. Os ossos do tornozelo consistem da tíbia distal, fíbula distal e o tálus. Os ossos do retropé consistem em tálus e calcâneo. O tálus é comum em ambas as regiões.

2. Pessoas com excessiva anteversão pélvica podem andar com o quadril em excessiva rotação interna (pés voltados para dentro) como um meio de otimizar o ajuste da articulação (Capítulo 12). A presença de excessiva torção tibial (excessiva rotação externa da tíbia distal em relação à tíbia proximal) pode mascarar essa postura de rotação interna do quadril.
3. O flexor longo do hálux origina-se dos dois terços distais da fíbula. O tendão do músculo cursa dentro de uma luva de tecido conectivo localizada entre os tubérculos medial e lateral do tálus e da borda do sustentáculo do tálus. O tendão continua sua fixação distal na base da falange distal do hálux.
4. A artrocinemática principal da articulação talonavicular envolve um movimento giratório entre o côncavo lado posterior do osso navicular e a cabeça do tálus.
5. O desenvolvimento do hálux valgo é, em geral, mecanicamente associado com um desvio do primeiro raio em direção à linha média do corpo. O alinhamento anormal da primeira articulação tarsometatarsal é frequentemente referido como uma deformidade em *adução* (ou varo). Com base na mecânica patológica da deformidade em “zig-zag” (Capítulo 7), o desvio medial do primeiro metatarso pode exagerar o desvio lateral da primeira falange do hálux.



6. Assumindo áreas de secção transversa equivalentes, o tibial anterior tem maior potencial de torque em inversão que o extensor longo do hálux, ao menos a partir da posição anatômica. Essa avaliação é baseada em diferentes comprimentos de braço de momento dos dois músculos em relação ao eixo de rotação da articulação subtalar.
7. Uma importante função do grupo muscular gastrocnêmio-sóleo durante a fase de apoio da marcha é desacelerar o ritmo e controlar o alcance de dorsiflexão da articulação talocrural (ou seja, rotação para frente da tíbia em relação ao tálus). Sem uma força suficientemente forte do gastrocnêmio-sóleo, a tíbia pode rotacionar muito distante ou muito rápido sobre o tálus pouco antes da fase de impulso. Nesta circunstância, a tíbia desloca-se para frente da linha de gravidade (devido ao peso corporal) *posterior* ao eixo médio-lateral de rotação no joelho. Sem contração suficiente e relativamente forte do quadríceps, esse súbito torque de flexão (externa) no joelho pode criar uma “deformação” (flexão não controlada) do joelho.
8. O *fibular curto* fixa-se distalmente ao processo estiloide do quinto metatarso. O *fibular terceiro* fixa-se distalmente à base dorsal do quinto metatarso. Embora os músculos tenham uma fixação distal similar, cada um tem uma

ação oposta na articulação talocrural. O fibular terceiro é um dorsiflexor porque passa anterior ao eixo de rotação da articulação talocrural. Devido ao tendão do fibular curto passar posterior ao maléolo lateral, ele exerce uma força que é *posterior* ao eixo de rotação na articulação talocrural e, portanto, realiza flexão plantar.

Tanto o fibular curto quanto o fibular terceiro produzem eversão na articulação subtalar porque eles exercem uma força que passa *lateral* ao eixo de rotação nessa articulação.

9. A fíbula é vinculada à tíbia por ligamentos e cápsula associados com as articulações tibiofibular proximal e distal e pela membrana interóssea.
10. Com o *pé livre*, a dorsiflexão ocorre pelo rolamento anterior e deslizamento posterior do tálus. (Para ajudar a visualizar o rolamento do tálus, pode ser útil seguir a rotação de um ponto imaginário no aspecto inferior do osso, e não na superfície superior [troclear]). Com o *pé fixo*, a dorsiflexão ocorre pelo rolamento anterior e deslizamento anterior da tíbia e fíbula (segmento côncavo de encaixe) em relação ao tálus.
11. A dorsiflexão do tornozelo é maior durante a fase de apoio, cerca de 40% do ciclo de marcha (Figura 14-19). Essa máxima amplitude de dorsiflexão ocorre pouco antes de iniciar a fase de impulso do ciclo de marcha.

12. A dorsiflexão completa do tornozelo alonga diversos dos seus ligamentos colaterais, assim como os tendões de muitos músculos flexores plantares, mais notadamente o tendão calcâneo. A dorsiflexão completa também calça a maior parte anterior do tálus dentro do encaixe. Estes fatores ajudam a estabilizar a articulação talocrural totalmente flexionada.
13. O tibial anterior é considerado o antagonista mais direto do fibular longo.
14. O joelho estendido aumenta o comprimento do gastrocnêmio. O aumento de comprimento pode ampliar a força muscular de saída (com base em sua relação comprimento-tensão), aumentando assim o torque global de flexão plantar no tornozelo.
15. Sem intervenção terapêutica apropriada, a fraqueza dos músculos inversores (especialmente se grave) poderia criar tensão nos músculos eversores, possivelmente levando ao seu encurtamento adaptativo. Uma deformidade em pé valgo é, portanto, provável no retropé e mediopé.

## **Capítulo 15: Cinesiologia da Marcha**

1. A energia potencial é *maior* quando o centro de massa do corpo está em sua posição *mais alta*, em 30% e 80%

do ciclo de marcha (Figura 15-14). Por outro lado, a energia potencial está em nível *mais baixo* durante o apoio duplo dos membros quando o centro de massa está em sua localização *mais baixa*, em 5% e 55% do ciclo de marcha.

2. Em 10% do ciclo de marcha, o *quadril* está em aproximadamente 30 graus de flexão e está começando a se mover para a extensão como o corpo está se movendo para frente (Figura 15-15). Neste momento, o *joelho* está em aproximadamente 15 graus de flexão e continua flexionando como a extremidade inferior está aceitando o peso do corpo. O *tornozelo* está em menor quantidade de flexão plantar, mas progressivamente move-se para a dorsiflexão como a perna (tíbia) está movendo-se para frente sobre o pé fixo.
3. Em 5% a 40% do ciclo de marcha, o tornozelo progressivamente move-se para uma maior dorsiflexão como resultado da perna avançando para frente sobre o pé fixo (Figura 15-15, D). Pela ativação concêntrica, os dorsiflexores do tornozelo podem ter um pequeno envolvimento inicial em avançar a perna sobre o pé em 8% a 20% do ciclo de marcha (Figura 15-42, D). A partir daí, o movimento de dorsiflexão é principalmente controlado através de uma contração excêntrica dos flexores plantares do tornozelo.

4. Diversas estratégias podem ser usadas para compensar a falta de dorsiflexão do tornozelo no apoio médio a terminal. O indivíduo pode apresentar um calcanhar antecipado, um calcanhar vindo ao solo prévio em 30% a 40% do ciclo de marcha. Isso resulta em um padrão de marcha “saltando” com exagerada flutuação vertical do centro de massa. Outra possibilidade de compensação é girar a extremidade inferior externamente no quadril e usar um padrão de marcha em “pé voltado para fora”. Embora este alinhamento da extremidade inferior reduza a necessidade de dorsiflexão do tornozelo, isto pode forçar o pé em excessiva pronação.
5. Para um ciclo de marcha correto, o máximo de forças de reação vertical do solo está em 10% e 45% do ciclo de marcha para a extremidade inferior direita e 60% e 95% do ciclo de marcha para a extremidade inferior esquerda (Figuras 15-30 e 15-31, C). Estes picos de força correspondem ao tempo de sustentação do peso e impulso para cada extremidade. As forças mais baixas de reação vertical ao solo estão em 30% do ciclo de marcha para a extremidade inferior direita e 80% do ciclo de marcha para o lado esquerdo. Isto corresponde ao apoio médio em cada extremidade inferior quando existe reversão em direção do movimento do centro de massa do corpo, o qual acaba de alcançar sua altura máxima.

6. O quadril gira para a rotação interna em 0% a 50% do ciclo de marcha (Figura 15-23). Isto reflete o movimento da pelve contralateral para frente e avanço da extremidade inferior. Os glúteos mínimo e médio do membro de apoio são ativados neste momento (Figura 15-29, A) e capazes de rotação interna do quadril, então estes músculos provavelmente estão presentes com o avanço para frente da pelve contralateral e extremidade inferior durante sua fase de balanço.
7. Quatro estratégias são usadas para otimizar o deslocamento vertical do centro de massa durante a caminhada (Figura 15-27). Duas estratégias ajudam a limitar o deslocamento para baixo do centro de massa em um contato inicial do calcanhar e, posteriormente, na fase de apoio na elevação dos dedos. A quantidade de flexão do quadril (ângulo da extremidade inferior de distância vertical) é reduzida pelo movimento de avanço horizontal da pelve oposta durante a fase de balanço, e um alongamento funcional das extremidades inferiores é conseguido pelo tamanho relativamente grande do calcâneo no contato do calcanhar e o comprimento do segmento pé à elevação dos dedos. A pequena quantidade de flexão de joelho que é mantida durante o apoio médio e a pequena quantidade de ajustamento no plano frontal da pelve ajudam a reduzir a elevação do

centro de massa no apoio médio. O deslocamento médio-lateral do centro de massa é controlado pela colocação do pé.

8. Durante cerca de 5% a 20% do ciclo de marcha, o quadril do membro de apoio move-se em direção à adução enquanto uma forte ação do músculo glúteo está ocorrendo (Figura 15-36). Portanto, o glúteo médio é ativado excêntrica para controlar o movimento para baixo da pelve do lado do membro em oscilação.
9. A velocidade de marcha é aumentada simultaneamente aumentando o *comprimento* do passo e a *frequência* do passo até que um comprimento máximo de passo seja alcançado. Posteriormente, a frequência do passo aumenta até que períodos de duplo apoio não sejam mais possíveis; neste ponto é iniciada a corrida.
10. Durante a corrida, o tornozelo move-se imediatamente em direção à dorsiflexão após o contato inicial do calcanhar. Isto está em contraste com a flexão plantar inicial do tornozelo que ocorre durante a caminhada. Consequentemente, durante a corrida, o torque de dorsiflexão inicial gerado por uma ação excêntrica dos músculos dorsiflexores do tornozelo não é necessário. A quantidade de movimento, a velocidade angular e a magnitude do torque e ativação muscular no tornozelo são todos maiores enquanto correndo do que quando

caminhando (Conexão Clínica 15-2).

11. Em 30% a 50% do ciclo de marcha, a articulação subtalar progressivamente se move de uma posição em eversão para inversão (Figura 15-21). Funcionalmente, isto transforma o pé de uma estrutura maleável (flexível) em uma estrutura mais rígida. O músculo tibial posterior é ativo durante esta parte do ciclo de marcha desacelerando e limitando a eversão, então se inicia a inversão (Figura 15-29, *B*). Na articulação talocrural, este músculo também desacelera a dorsiflexão, seguido por início da flexão plantar.
12. A explosão da atividade do adutor longo (Figura 15-29, *A*) provavelmente reflete o papel potencial dos adutores como flexores do quadril quando os dedos do pé deixam o solo e o membro em oscilação é trazido para frente.
13. Uma velocidade de marcha mais lenta geralmente é adotada à medida que a pessoa atinge idade avançada. Isto é possibilitado por uma combinação de reduzido comprimento do passo e cadência mais lenta. Estas modificações aumentam a quantidade de tempo despendido no suporte duplo do membro, o que leva a uma maior estabilidade (Figura 15-9) e reduzido risco de queda.
14. A avaliação desses dois músculos requer um exame da



posição angular do quadril e do joelho. O *semitendíneo* é alongado pela flexão do quadril e extensão do joelho. Com base na cinemática do plano sagital (Figura 15-15, B e C), a combinação das posições do quadril e do joelho que leva ao máximo alongamento desse músculo se dá pouco antes do contato do calcanhar (em 90%-95% do ciclo de marcha), quando o joelho está próximo da extensão completa e o quadril é quase maximamente flexionado. Para o *gastrocnêmio*, o alongamento ocorre pela combinação da dorsiflexão do tornozelo e extensão de joelho. O máximo de alongamento do gastrocnêmio é provavelmente em 40% a 50% do ciclo de marcha, quando a dorsiflexão máxima do tornozelo é atingida (pouco antes da elevação do calcanhar) e quando o joelho está quase em extensão completa (Figura 15-15, C e D).

15. O torque em varo no joelho é resistido por estruturas no aspecto lateral do joelho, as quais incluem a banda iliotibial, tensor da fáscia lata e ligamento colateral lateral. Com base na localização, o bíceps femoral e a cabeça lateral do gastrocnêmio também iriam se opor a um torque em varo no joelho.

# Índice

Páginas com números seguidos por *f* indicam figuras;  
*t*, tabelas; *q*, quadros.

## A

---

### abdução

do polegar *See* (polegar: abdução do)

dos dedos *See* (dedos: abdução dos)

abdução do quadril, 481

abdução palmar (do polegar) (definição), 250

abdução radial (do polegar) (definição), 250

### abdutor curto do polegar

características anatômicas do, 272

inserções e inervação do, 303

### abdutor do dedo mínimo

características anatômicas do, 273

função do, 276

inserções e inervação do, 303, 687

abdutor do hálux, inserções e inervação do, 687

### abdutor longo do polegar

envolvimento do desvio radial no, 236

função do, 271–272

inserções e inervação do, 303

papel na estabilidade do punho no, 223  
visão geral do, 270–271

### abdutores do quadril

anatomia e individual ação dos, 494–495

apoio em único membro, 495–496, 497f

atividade durante a caminhada, 651–652

braço de momento interno dos, 496

forças produzidas pelos

efeito da carga nos, 503f

minimizando, 110

fraqueza dos, 498q

função dos

plano frontal, 489–490

plano sagital, 490

total, 489–490

impacto da perda óssea nos, 110

mecanismos de, 495–496

ativação, dor associada a, 497q

torque de abdução, máxima

efeito da extensão em plano frontal do movimento  
do quadril nos, 498f

efeito do ângulo da articulação do quadril nos, 496–  
498

torque-ângulo curva do, 58

visão geral dos, 494–498

### abordagem dinâmica invertida

Estocada a frente, análise cinética na, 107f

forças internas e torques, dissolução, 107q

suposição durante, 107q

abordagem força (torque)-aceleração (definição), 96

ação da articulação

terminologia usada, 19

*See also* ação muscular

ação da tendoneze, 266–267, 267q, 267f

ação muscular

definição, 19

determinação, 19–20

fatores que afetam, 72

registro elétrico da *See* (eletromiografia)

terminologia relacionada à, 20

*See also* ação da articulação

ação muscular na articulação, 19–20

visão geral da, 18–20

aceleração

como variável cinemática, 5

definição, 81

relação de equilíbrio para, 96–97

acelerômetro na medição da cinemática, 104

acetábulo

características anatômicas do, 473

características osteológicas do, 468

localização do, 467

acidente vascular encefálico

ombro afetado pelo, 151–152

punho e mão afetados pelo, 261q, 261f

acoplamento da coluna cervical, 403q

acoplamento espinal

entre flexão lateral e rotação axial, 340–341

visão geral do, 332–333

acoplamento espinal contralateral, craniocervical, 341  
acoplamento espinal ipsilateral, craniocervical, 340–341  
acrômio, 124  
actina, 53–55, 53f  
adaptação neuromuscular após imobilização, 70  
adução  
do polegar *See* (polegar: adução dos)  
dos dedos *See* (dedos: adução dos)  
adução do quadril, 481  
adução pelvicofemoral, 489f  
adução ulnar (do polegar) (definição), 250  
adutor curto  
inserções e inervação do, 685  
visão geral do, 487  
adutor do hálux, inserções e inervação do, 688  
adutor do polegar  
efeito da lesão do nervo ulnar no, 294q  
inserções e inervação do, 304  
paralisia dos, 294f  
preensão em pinça, papel no, 294f  
tesouras, uso, função no, 274f  
visão geral do, 273  
adutor longo  
ação no plano sagital durante, 490f  
inserções e inervação do, 685  
adutor magno  
adução pelvicofemoral, papel na, 489f

- cabeça anterior do, 487–489
- cabeça posterior do, 489
- inserções e inervação do, 685
- visão geral do, 487
- adutores do ombro, 161–162
- adutores do quadril
  - atividade durante a caminhada, 652
  - características anatômicas dos, 487–489
  - como rotadores internos, 491, 491f
  - organização anatômica e inserções proximais dos, 489f
  - visão geral do, 487–490
- agachamento
  - altura do
    - ativação do quadríceps e força de compressão da articulação patelofemoral, relação com, 544f
    - visão geral do, 109f
  - descida, 6–7
    - envolvimento da articulação patelofemoral no, 537–538
  - levantamento, 410q, 410f
- água como componente da substância fundamental, 36
- ajuste do plano horizontal (ombro), 133
- ajustes do plano sagital (ombro), 133
- alavanca
  - definição, 16
  - fatores que afetam, 58
- alavanca musculoesquelética, 20–23
  - classes de, 20–21
  - definição, 20

- função da, 23
- ossos como fonte de, 40
- vantagem mecânica de
  - alteração cirúrgica de, 24q
  - cálculo, 23q
  - relação de força, 23–25
  - trabalho determinado por, 23
  - visão geral de, 21–23
- alavanca musculoesquelética de primeira classe
  - dados para, 22f
  - vantagens mecânicas dos, 21, 23q
  - visão geral dos, 20–21, 21f
- alavanca musculoesquelética de segunda classe
  - dados para, 22f
  - vantagem mecânica da, 21, 23q
  - visão geral da, 21
- alavanca musculoesquelética de terceira classe
  - dados para, 22f
  - vantagens mecânicas da, 21, 23q
  - visão geral da, 21
- Albinus, Bernhard Siegfried, 3, 4f
- alcance para frente, perda de, 181q, 182f
- alinhamento acetabular
  - ângulo centro-borda, 473–474, 474f
  - ângulo de anteversão acetabular, 474
  - visão geral do, 473–474
- alinhamento vertebral, tratamento da dor lombar por meio de otimização do, 357q
- alterações de volume intratorácico durante a ventilação

alterações anteroposteriores e mediolaterais, 442–443  
alterações verticais, 441–442, 444  
função muscular nas, 443–444  
visão geral das, 439, 441–443, 449

#### amplitude do movimento

efeito do envelhecimento no, 43q-44q  
força (torque), variação, 92  
reduzida após cirurgia, 24q  
torque externo e interno, combinação de, 112  
*See also sobre partes do corpo, p.ex.:* braço: amplitude do movimento para

amputação transfemoral, subida de escadas por pessoas com, 556

#### análise da marcha

observacional, 635q  
perspectiva histórica, 628–630  
tecnologia usada na, 629f

análise de força e torque bidimensional, 104q

#### análise quantitativa

aplicação da regra da mão direita na, 87–88  
organização de referência coordenada bidimensional usada na, 88

anatomia (definição), 3

#### ancôneo

força de extensão do cotovelo e, 204  
função do, 202–204, 204q  
inserções e inervação do, 302  
visão geral do, 202

anel fibrósseo, 186



anel pélvico

- alívio da tensão dentro do, 363, 365
- componentes do, 360, 360f

ângulo da articulação, alteração do, 92–93, 95q

ângulo de carregamento (terminologia usada), 177–178

ângulo de Cobb, curvatura espinal lateral, medida com, 369q-373q, 371f

ângulo de inserção (definição), 15

ângulo de penação, 51

ângulo do pé (definição), 631

ângulo sacro-horizontal na posição ereta, 348–349

ângulo valgo, normal, 177–178

antebraço

- abaixado e supinado, 220q
- amplitude do movimento do, 189f
  - passivo, restrições no, 189
  - testes, 207

articulações do, 185–192 *See also* (articulação radioulnar)

cinemática, 189–192

estrutura e tecido conjuntivo periarticular, 186–188

visão geral do, 185–186

carga, suporte, 186f

distal

ossos e articulações do, 216–219, 218q

secção transversa do plano frontal do, 221f

músculos do, 184–185

ângulo de inserção dos, 93f

força, testes, 207  
pé comparado ao, 574f  
peso da parte superior do corpo, suporte, 192f  
pronação dos *See* (pronação: do antebraço)  
puxada, extenuante, 188q, 188f  
rotação do, 4f, 8, 15–16, 185 *See also* (pronação: do antebraço; *See also* supinação: do antebraço)  
    atividades de vida diária, necessidade para, 189, 189f  
    eixo de rotação, 185  
    posição com e sem sustentação de peso, 192  
*See also* complexo cotovelo e antebraço  
vista anterior do, 185f, 187f, 190f, 234f

antepé (parte anterior do pé)  
    articulações do, 602f, 604–605  
    características estruturais e funcionais do, 600f  
    definição, 573–574  
    músculos do, 602f

anteversão femoral  
    anormal, 470–471, 471f  
    em crianças, 470–471  
    em infantes, 470  
    normal, 470  
    pré-natal, 471q  
    visão geral da, 471f

antropometria  
    características de segmentos corporais inertes determinadas pela, 104  
    definição e visão geral da, 84

ânulo fibroso

- composição do, 329–330
- na região cervical *versus* lombar, 330
- organização do, 329f
- rupturas do, 366q-368q
- visão geral do, 328–329

apófise, 327

apoio

- biomecânica do, 488q, 488f
- função do tornozelo e joelho durante, 623f
- paraplegia, auxílio para pessoas com, 475f
- peso corporal, aceitação durante, 594f
- trabalho com carga na doença obstrutiva crônica, 452q

apoio como função da mão, 281

apoio duplo para marcha

- durante caminhada lenta, 634–635
- durante corrida, 634
- no ciclo de marcha, 634

apoio em único membro

- aplicação de força na bengala, 502f
- função do abductor do quadril, 495–496, 497f, 503f
- movimento no, 212q
- no ciclo de marcha, 634
- posição sentada, função do flexor do cotovelo

aptidão (*fitness*) aeróbica, manutenção, intervenções terapêuticas com objetivo de, 449–450

arco coracoacromial, 142

arco e flecha, usando, músculos envolvidos no, 384f

arco longitudinal, 248

arco transverso distal, 248

arco zigomático

visão geral do, 424–425

visão inferior do crânio em destaque, 426f

arcos do pé

arco longitudinal medial

  aumentado, 595q

  caídos, 594

  caminhada, alteração de altura durante, 596f

  mecanismo de suporte passivo dos, 593–594

  visão geral do, 593–594, 593f

arco transverso, 593f

área de secção transversa fisiológica (do músculo)

  força máxima correlacionada à, 51q

  visão geral da, 50–51

Aristóteles, 628

arremesso de alta velocidade, lesões durante, 162

artefato elétrico, minimizando, 65–66

articulação acromioclavicular

  articulação escapulotorácica afetada pela, 133–135

  cinemática da, 132–133

    ajuste rotacional horizontal e sagital, 132–133, 133f

    rotação no sentido para cima e para baixo, 132, 148f

  componentes da, 124

  deslocamento da, 132q, 132f

  disco articular da, 131–132

  durante abdução, 147–150

  estabilização dos tecidos, 131q

  função da, 164–165

- inervação sensitiva da, 151
- osteoartrite da, 161f
- tecido conjuntivo periarticular da, 131–132
- visão geral e características gerais da, 126, 130–133
- vista anterior da, 131f

articulação atlantoaxial

- linhas musculares de força relativa da, 402f
- músculos, controle pela, 403q

articulação atlanto-occipital

- anatomia da, 333–336, 334f
- flexão e extensão, 337
- músculos
  - controle pelas, 403q
  - linhas de força relativa, 402f
  - músculos através, 398f
- tecidos conjuntivos associados à, 335f, 341
- terminologia, 333

articulação calcaneocubóidea, 589–590, 590q

articulação condiloide

- características da, 34f
- cinemática da, 33
- eixos de rotação para, 34f
- visão geral da, 33

articulação cuneoavicular, 600

articulação da sínfise púbica, 468

articulação e forças tendinosas, 663

articulação elipsoide

- características da, 32f
- eixos de rotação para, 32f

- visão geral da, 31
- articulação em dobradiça
  - articulação anatômica análoga à, 91
  - características da, 31f
  - cotovelo classificado como, 177
  - eixo de rotação para, 31f
  - visão geral da, 30
- articulação em dobradiça modificada, cotovelo classificado como, 177
- articulação em pivô
  - características da, 32f
  - eixo de rotação para, 32f
  - visão geral da, 31
- articulação em pivô, articulação anatômica análoga à, 91
- articulação em sela
  - características da, 33f
  - visão geral da, 32–34
- articulação escapulotorácica
  - função da, 165
  - movimentos da
    - elevação e depressão, 134, 134f, 153f
    - impacto da articulação acromioclavicular na, 133–135
    - movimento da articulação glenoumeral, função na, 142
    - protração e retração, 134–135, 134f
    - rotação para cima e para baixo, 135–136, 135q, 135f, 144, 146–147, 156, 166q-167q
    - terminologia que descreve, 127q
    - visão geral da, 127f, 134–136

## músculos da

depressores, 152–154

elevadores, 151–152

primário, 151q

protradores, 154–155

retratores, 155, 155f

rotadores superior e inferiores, 155–158, 156f, 163f

tipos de, 151q

visão geral dos, 151–155

## postura da

anormalidades da, 152, 153f, 166q-167q

função da, 141–142, 141f

sustentação da, 152

visão geral da, 126–127, 133–136

## articulação esferóidea (“bola e soquete”)

articulação condiloide comparada à, 33

características da, 32f

eixos de rotação para, 32f

quadril como exemplo de, 472

visão geral do, 31–32

## articulação esternoclavicular

articulações sacroilíacas comparadas a, 359

cinemática da, 129–130, 129f-130f

articulação acromioclavicular comparada à, 132

disco articular na, 129

durante abdução, 147–150

elevação na, 148f

facetar claviculares da, 311

função da, 164

inervação sensitiva da, 151

superfícies articulares da

- vista anterolateral do, 128f
- tecido conjuntivo periarticular, 128–129
- tecidos de estabilização da, 129q
- visão geral e características gerais, 126–130, 128f

## articulação glenoumeral

- ações do deltoide posterior na, 19, 19f
- arco coracoacromial e bursa associada, 142
- cápsula da articulação, 136, 139–140, 146q
- características anatômicas do
  - secção transversa do plano frontal da, 143f
  - superfície interna, aspecto lateral da, 139f
  - vista anterior do, 138f
  - vista lateral da, 137f

## cinemática de

- abdução da, 8–10, 10f, 138–139, 140f, 142–144, 144f, 146–147, 149f, 155f–156f, 156, 159q, 166q–167q
- adução da, 142, 145, 163f
- amplitude do movimento do, 142
- artrocinemática do rolamento-deslizamento, 144–146, 145f
- artrocinemática, 10f, 145–146
- artrocinemática, controle, 159, 159q
- eixos de rotação para, 6f, 143f
- flexão e extensão, 144, 145f, 163f
- relações de cinemática, 146t
- rotação interna e externa, 144–146, 162–163
- visão geral da, 142–146, 143f

## componentes da, 124–125

- deslocamento ou subluxação do, 140, 152, 160q
- efeito do envelhecimento no, 43q–44q
- estabilidade dos



- dinâmica, 146q, 158–159
- estática, 141–142, 141f, 152
- músculos envolvidos na, 211
- problemas de, 137q, 160q
- graus de liberdade para, 6f, 19
- inervação sensitiva do, 151
- modelo de, 145f
- movimento convexo sobre côncavo da, 8
- patologias da, 165
- rotação, externa do, 138–139, 140f, 192
- rotação, interna do, 192
- tecido conjuntivo periarticular e outras estruturas de suporte
  - lábio glenoidal, 141
  - ligamentos capsulares, 136–140, 139t
  - músculos do manguito rotador e cabeça longa do bíceps braquial, 140
  - reforço dos tecidos ou aprofundamento, 141q
  - visão geral do, 136–141
- visão geral e características gerais da, 126, 136–146, 165

#### articulação interfalângica proximal (PIP)

- cinemática da, 260, 261f
- flexão da, 266f, 286–287
- formação da, 258–260
- hiperextensão da, 286
- órteses, 287
- tecidos conjuntivos periarticulares da, 260
- transferência de força de extensão passiva a partir da, 279q
- vista dorsal da, 260f

articulação manubrioesternal, 311, 441

#### articulação mediocarpal

- articulação radiocarpal, interação com, 227
- compartimento lateral, 221
- compartimento medial, 221
- formação da, 226
- função na extensão do punho, 226
- inervação da, 231
- localização da, 216
- movimento que ocorre na, 226
- rotação axial passiva do punho permitida pela, 228q
- visão geral da, 221, 237

#### articulação ovoide, 33–34

#### articulação patelofemoral

- cinemática da, 538, 538f, 539q, 544–545
- força de compressão na, 544, 544q, 544f
- visão geral da, 537–538

#### articulação plana

- características da, 33f
- classificação da articulação apofisária como, 327
- visão geral da, 32

#### articulação radiocarpal

- articulação mediocarpal, interação com, 227
- eixos de rotação para, 32f
- formação da, 226
- impacto da fratura radial na, 218
- inervação da, 231
- localização da, 216
- movimento que ocorre na, 226
- papel da extensão do punho da, 226

reforço da, 223

rotação axial passiva do punho permitida por, 228q

rotação axial restrita pela, 237

visão geral da, 221, 237

## articulação radioulnar

### distal

artrocinemática da, 189–190

classificação da, 216

componentes do, 211

deslocamento da, 187–188, 238q-240q

estabilizadores da, 187–188, 188q, 210

estrutura da articulação e tecido conjuntivo periarticular, 186–188

função, restauração da, 238q-240q

impacto da fratura radial na, 218

impacto da variância ulnar, 238q-240q, 240f

inervação sensitiva do, 198

ligamento capsular palmar e dorsal da, 224

pronação na, 190

supinação na, 189–190

visão geral e características gerais do, 173, 185–186

vista anterior da, 188f, 211f

### proximal

artrocinemática da, 189–190

como componente do complexo cubital, 178

estrutura da articulação e tecido conjuntivo periarticular, 186

inervação sensitiva da, 198

pronação na, 190–191

supinação na, 189–191

visão geral e características gerais da, 173, 185–186, 187f

articulação sacrococcígea, 326

articulação sinartroidal, articulação sacroilíaca como, 360–361

articulação subtalar

ação da articulação tarsal transversa combinada à, 594–599, 644

ação múltipla dos músculos através da, 608f

amplitude do movimento da, 587, 588q

cinemática da, 586–587

plano frontal, 644, 644f

eixo de rotação na, 587f

estabilidade da articulação tarsal transversa afetada pela, 590q

estrutura da, 585–586

ligamentos da, 586, 586t

movimento, medida, 644f

osteocinemática, 587f

pronação da, 595–598, 597t

superfícies articulares do, 586f

visão geral da, 585–587

articulação talocrural

ação múltipla dos músculos que atravessam, 608f

artrocinemática da, 584, 584f

cinemática da

plano frontal, 644

plano sagital, 640–641

corte transversal pela, 582f

eixo de rotação da, 583f

estabilidade mecânica da, 585f

estabilização, progressiva durante fase de apoio da marcha, 584–585

- estrutura articular da, 580
- forma da, 580f
- ligamentos da, 580–582
- osteocinemática da, 582, 583f
- visão geral da, 580–585
- articulação talonavicular
  - estrutura articular e ligamentos de suporte, 589
  - ligamentos que reforçam, 589q
  - superfícies articulares da, 586f
- articulação tarsal transversa
  - ação da articulação subtalar combinada à, 594–599, 644
  - artrocinemática da, 590–593
  - cinemática de, 590–593
  - efeito da posição da articulação subtalar na estabilidade da, 590q
  - eixos de rotação
    - e movimentos correspondentes da, 590
    - e osteocinemática de, 592f
  - movimentos do, 589f
  - visão geral do, 587–594
- articulação temporomandibular (TMJ)
  - anatomia da, 423–424, 424f
  - artrocinemática da, 439
  - artrologia da, 427–433
  - corte transversal do plano sagital da, 428f
  - disco articular da, 427–429
    - desarranjo interno da, 436q, 439
    - posição, ajuste, 438q, 439
    - posição, controle, 435
    - região anterior, 428–429

- região intermediária, 428–429
- região posterior, 428–429
- distúrbios da
  - associação da postura com, 451q
  - intervenção cirúrgica para, 438–439
  - tratamento, conservador para, 438–439, 438q
  - visão geral dos, 438
- envolvimento rotacional e translacional da, 431–432
- estabilidade da, 429
- estresse, potencial, influência da postura no, 451q
- função no movimento mandibular, 431
- funções da, 438–439
- inervação sensitiva da, 433
- ossos associados à, 424–427, 429q
- tecido conjuntivo da
  - cápsula fibrosa, 429
  - ligamentos, 429, 429f
  - visão geral do, 429
- visão geral da, 423
- articulação tibiofemoral (joelho)
  - artrologia da, 35
  - eixos de rotação para, 34f
  - osteocinemática da, 38–39
    - flexão e extensão, 39–40, 529f
    - rotação interna e externa (axial), 38f, 40–41
- articulação tibiofibular, distal
  - estrutura e função da, 579–580
  - ligamentos da, 580q
  - vista anterolateral da, 580f
- articulação tibiofibular, proximal, estrutura e função da, 579

## articulação umerorracial

artrocinemática na, 183

como componente do complexo cubital, 178

como componente do cotovelo, 173, 177–178

componentes da, 179f

corte sagital através, 184f

cotovelo e parte do antebraço na, 190–191

durante pronação da, 191f

eixo de rotação da, 32f

forças de compressão na, 183–184

inervação sensitiva do, 193–198

trauma ao, 180, 180f

## articulação umeroulnar

articulação umerorracial comparada à, 183

artrocinemática na, 182–183, 212f

movimento durante pronação e supinação, 186

como componente do complexo cubital, 178

como componente do cotovelo, 173, 177–178

componentes da, 179f

corte sagital através, 183f-184f

eixo de rotação da, 31f

estabilidade da, 202–204, 211

forças de compressão na, 183–184

inervação sensitiva da, 193–198

relação convexo-côncava entre superfícies, 8f

## articulação xifoesternal, 312

## articulações

classificação das, 28–34, 29f

definição, 28

degeneração das, 43

deslocamento angular das

- na caminhada, 105f
- reduzidas, 24q
- efeitos do envelhecimento nas, 43q-44q
- forças, questões clínicas relacionadas a, 110q
- função das, 28, 44
- imobilização, efeitos da, 20
- inervação sensitiva das, 151
- instabilidade
  - envelhecimento e, 43q-44q
  - recorrente, consequências de, 43
  - trauma crônico como causa de, 43
- interação muscular com *See* (interação músculo-articulação)
- morfologia das, 7
  - associação da artrocinemática à, 9–10, 24
- movimento das
  - graus de liberdade, 6
  - perspectivas, 6
  - planos de movimento angular, 6
- patologia das, 42–43
- proteção na reabilitação, 110q
- resiliência das, 44
- rotação angular das
  - mensuração, 104
- saúde e longevidade das, fatores que afetam, 44
- superfícies
  - fricção entre, redução, 39
  - movimentos entre, 7–9
- tecidos protetores, 23–25
- torque ao redor das
  - determinação, 93–94
  - externa, 92–93



- interna, 92
  - questões clínicas relacionadas ao, 94–96
  - torques e força, 657–663
  - torques musculares produzidos, 16q-18q
  - trauma a, 42
  - visão geral das, 44
- articulações apofisárias
- artrite (artrose) das, 329
  - artrocinemática, terminologia descrevendo, 327, 328t
  - cervical
    - facetar articulares das, 320
    - da articulação atlantoaxial, 334
    - desenvolvimento na infância, 324q, 324f
    - estrutura e função das, 326–328
    - estruturas intra-articulares nas, 329q
    - hiperextensão das, 329q
    - L5-S1, 324–325
    - lesões das
      - consequências das, 327
    - ligamentos capsulares das, 316–318
    - movimento realizado por, 365
    - orientação espacial das, 365
    - posição de bloqueio das, 338
    - proteção das, 329
    - superfícies articulares das, 324f, 328
    - torácicas, 322 *See also regiões específicas, p.ex.:*
  - articulações apofisárias lombares
- articulações apofisárias intracervicais (C2 a C7)
- anatomia e cinemática das, 336
  - termos, 333
- articulações apofisárias lombares

- anomalias de desenvolvimento das, 324q
- degeneração do, 395
- articulações apofisárias lombossacrais
  - função das, 349
- articulações apofisárias torácicas, 341–342
- articulações carpometacarpais
  - do polegar *See* (polegar: articulação carpometacarpal do)
  - estabilidade das, 251, 251f
    - efeito da artrite reumatoide na, 282–283
  - flexão das, 250
  - flexão e extensão das, 250
  - mobilidade através das, 250f-251f
  - segunda à quinta, 250–251
    - características gerais e apoio ligamentar das, 250
    - estrutura e cinemática articular, 250–251
    - quarta e quinta, 33f, 251f
    - superfícies articulares das, 251f
  - visão geral das, 245, 250–255, 288
- articulações costocorporais
  - anatomia das, 343q
  - cinemática das, 343
  - definição, 323
  - função das, 310–311, 342
  - visão geral das, 441
- articulações costotransversárias
  - anatomia das, 343q
  - cinemática das, 343
  - função das, 310–311, 342–343
  - visão geral das, 441

- articulações em sela, 251–252
- articulações esternocostais
  - cartilagem, dureza da, 443q
  - função das, 311
  - visão geral das, 441
- articulações intercarvais, 221
- articulações intercoccígeas, fusão das, 325–326
- articulações intercondrais, 441
- articulações intercorporais
  - corte vertical pelas, 330f
  - danos nas
    - consequências de, 327
  - degeneração das, 395
  - estrutura e função das, 326–332, 390
  - força de compressão, redução da, 369q-373q
  - L5-S1
    - forças de cisalhamento nas, 348f
  - proteção das, 329
  - See also* disco intervertebral; *See also* placa vertebral terminal
  - visão geral das, 326
- articulações interfalângicas, 258–262
  - dedos
    - amplitude do movimento nas, 288
    - características gerais e ligamentos dos, 258–260
    - cinemática dos, 260
    - efeito da artrite reumatoide nas, 282–283, 286–287
    - extensão dos, 276–278
    - flexão dos, 276, 282–283
    - trauma aos, 288

- visão geral dos, 245, 258–260, 288
- polegar *See* (articulação interfalângica: polegar)
- visão geral das, 603–604
- articulações interfalângicas distais (DIP)
  - cinemática das, 260, 261f
  - flexão das, 286
  - formação das, 260
  - hiperextensão das, 286–287
  - transferência de força de extensão passiva para, 279q
  - vista dorsal das, 260f
- articulações intermetatarsais
  - estrutura e função das, 601
  - visão geral das, 601
- articulações intertarsais distais
  - articulações dentro das, 599q
  - estrutura básica e função das, 600
  - visão geral das, 599–600
- articulações intervertebrais torácicas
  - cifose torácica
  - excessiva *See* (hipercifose da coluna torácica)
  - visão geral das, 441
- articulações intracervicais (C2 a C7)
  - flexão e extensão, 337–338, 340
  - rotação axial, 339
- articulações intraesternais, 311q
- articulações metacarpofalângicas, 255–258
  - do polegar *See* (polegar: articulação metacarpofalângica do)
  - dos dedos, 255–258

- características gerais e ligamentos das, 255–256, 256f, 288
- cinemática das, 256–258, 257q, 257f
- destruição das, 283–286, 285f, 287f
- estabilidade nas, 255–257, 276
- extensão através, 277–278
- flexão nas, 259f, 276
- formação das, 245
- hiperextensão das, 276, 282–283
- hiperextensão, bloqueio, 278–279
- instabilidade das, 287q, 288
- músculos através, vetores de força produzidos pela contração das, 90f
- posição fixa das, 259q
- preensão em pinça, uso nas, 293q
- radiano (conceito) aplicado a, 291f
- tecido conjuntivo periarticular das, 256f
- torque de flexão passiva transversal a, 280
- vista dorsal das, 257f

#### articulações metatarsofalângicas

- considerações anatômicas, 601–602
- considerações cinemáticas, 602
- deformidades ou trauma envolvendo, 602–603
- primeira
  - plano sagital cinemática das, 641
  - vista medial das, 601f
- visão geral das, 601–603

#### articulações sacroilíacas

- anatomia das, 360–363
- como componente do esqueleto axial, 307
- degeneração das, 395

- dor nas, 360, 362–363
- estabilidade das, 343
- estabilidade das, 363
- estrutura da articulação, 360–361, 360f
- fáscia toracolombar das, 362–363, 362f
- formação das, 325
- função das, 363–365
  - alívio da pressão, 363
  - função na estabilidade e, 363–365, 364q, 364f
- inervação das, 362
- lesão e patologia das, 359–360
- ligamentos das, 361–362, 361q, 361f-362f, 364–365
- movimento nas, 363–365, 363q, 363f
- músculos que reforçam, 364–365, 364q
- torque de nutação das, 364–365, 364f
- visão geral das, 359–365
- articulações sinoviais (diartroses)
  - características da articulação sacroilíaca infantil, 360–361
  - classificação das, 30–34, 31t
  - elementos associados às, 30f
  - visão geral das, 28–30
- articulações tarsometatarsais
  - considerações anatômicas, 600
  - considerações cinemáticas, 600–601
  - primeira
    - cinemática do plano sagital da, 641
    - osteocinemática da, 601f
  - visão geral das, 600–601
- articulações uncovertebrais (articulações de Luschka)
  - limitações das, 320q

- osteófitos nas, 320f
- visão geral das, 318–320
- articular do cotovelo (terminologia usada), 202
- articular do joelho
  - inserções e inervação do, 685
  - visão geral do, 541
- artrite
  - articulação esternoclavicular, raridade na, 129
  - da articulação temporomandibular, 436q
  - do punho
    - dano ao ligamento como fator na, 221–222
    - fratura radial como fator na, 218
    - variância ulnar como fator na, 238q-240q
  - do quadril, 514f *See also* (osteoartrite do quadril)
  - redução da força de reação da articulação na, 86
- artrite do quadril
  - displasia do quadril seguida pela, 514f
  - See also* osteoartrite do quadril
- artrite reumatoide
  - cartilagem da articulação esternocostal afetada por, 443q
  - danos do ligamento escafolunar por causa da, 226–227
  - deformidades da articulação causadas por, 282–287, 283f
    - deformidades em zigue-zague do polegar, 282–283, 283f
    - deformidades em zigue-zague dos dedos, 286–287, 286f
    - destruição da articulação metacarpal, 249, 283–286, 288

- desvio ulnar na, 236, 284–286, 285f
- perda da capacidade de absorção da força articular, 210
- fraqueza do abdutor do quadril na, 498q
- fraqueza do ligamento do punho por causa da, 230
- osteoartrite comparada à, 43
- visão geral do, 43
- artrocinemática do giro, artrocinemática de rolamento e deslizamento combinada à, 8–9, 9f, 11f
- artrocinemática, 7–11
  - definição e visão geral da, 24
  - morfologia da articulação e, 7, 9–10, 24
  - papel da fibrocartilagem na, 39
  - princípios do movimento, 10q
  - superfícies da articulação, movimentos entre, 7–9
- artrologia, 24, 28
- artroplastia total do punho, 222q
- asa maior (osso esfenoide), 426, 426f
- asma, 452q
- ativação (terminologia usada), 18–19
- ativação bilateral, 383
- ativação de músculos concêntricos
  - contração que ocorre durante, 19
  - curva força-velocidade na, 59–60, 59f, 73
  - durante ciclo de marcha, 672q
  - recrutamento da unidade motora durante, 64
  - visão geral da, 18–19, 18f, 58–64
- ativação do flexor do joelho durante a caminhada, 653



## ativação do músculo

- amplitude eletromiográfica durante, 67–68
- e alongamento, tratamento da dor lombar com, 357q
- em adultos idosos, 71
- magnitude, redução na, 86
- máxima
  - medição, 57q
  - realização, 56–58
- tempo e sequência de, 66
- tipos de, 18–19, 18f, 59
  - fadiga muscular influenciada pela, 69
- via sistema nervoso, 61–64
- visão geral da, 48

## ativação do músculo fibular durante a caminhada, 655

## ativação isométrica, 18, 18f, 58–64

## ativação muscular excêntrica

- curva de força-velocidade na, 59–60, 59f, 73
- durante o ciclo de marcha, 672q
- papel funcional dos músculos, 60
- recrutamento da unidade motora durante, 64
- visão geral da, 18f, 19, 58–64

## ativação muscular isométrica

- curva de força-velocidade na, 59–60, 59f
- durante ciclo de marcha, 672q

## ativação muscular no esforço máximo, curva força-velocidade na, 59f

## ativação unilateral, 383

## atividade do rotador interno do quadril durante a caminhada, 652

## atividade física

efeito do envelhecimento, combate ao, 43q-44q  
tecido conjuntivo periarticular afetado por, 42

## atividades de vida diária

envolvimento lombar nas, 350

movimento do punho nas, 225

papel da flexão do cotovelo nas, 182, 183f, 212q, 212f

proteção da base do polegar, modificação para, 253q

rotação do antebraço nas, 189

atletas femininas, lesão do ligamento cruzado anterior em,  
559q

## **B**

---

bainha do reto posterior, 390

bainha do reto, 390

bainha fibrosa dos dedos, 264–265

bainha reta anterior, 390

bainha sinovial radial, 264

bainha sinovial ulnar, 264

bainhas fibroides digitais, 256

balança de banheiro, 106

banda anterior como componente do ligamento  
glenoumeral inferior, 138–139

banda posterior como componente do ligamento  
glenoumeral inferior, 138–139

bandas centrais

- membrana interóssea, 183

- músculos extensores dos dedos, 269

bandas laterais, músculo extensor dos dedos, 269

base (falange), 248

base (metacarpal), 246

bengala, joelho comparado a, 557f

## bíceps braquial

apertamento de parafuso, envolvimento no, 209f, 211

ativado, braço de momento interno para, 108f

atividade do, 207

braço de momento flexor do, 200–201

cabeça longa do, 136, 140

    papel da elevação do braço da, 155–156

    vista lateral do, 156f

cabeça, tendão do, 125

classificação dos, 151

flexão do cotovelo, supinação durante, 207–209, 208f

função do, 198, 202, 202f

inserção do rádio, 177

inserções e inervação do, 302

músculo supinador *versus*, 207–209, 213q

registro de sinal eletromiográfico a partir do, 68f

torque de supinação produzida pelo, 208f

vantagem mecânica, 23, 202

visão geral do, 198

vista anterior do, 199f

## bíceps femoral

contração do, 364–365

inserções e inervação do, 685

*biofeedback*, 106

biomecânica

aplicações da, 96–106 *See also* (dinâmica; *See also* estática)

definição, 3

boca

aberta, 430–433, 432f, 437f, 438–439

fechada, 430–431, 432f, 433, 437f, 438–439

bola, arremesso, 124–125, 138–139, 140f, 142q

lesões durante, 162

músculos envolvidos em, 163–164, 204–205

*See also* combinação de braço e bola

bola de futebol, pontapé, músculos envolvidos no, 489f

bola, resposta à abordagem

joelho como pivô, 145f

bolsa axilar

como componente do ligamento glenoumeral inferior, 138–139

definição, 136

volume, reduzido, consequências do, 144

braçadeira da coluna, 369q-373q

braço

abdução

vista do complexo posterior do ombro seguinte a,  
147f

amplitude de movimento do

papel articulação do ombro na, 126

*Ver também* Úmero

dermátomos do, 301, 301f

elevação acima da cabeça, 135, 135q, 135f, 148f

elevação, músculos envolvidos na

articulação escapulotorácica, rotação em sentido para  
cima, 156–158

articulação glenoumeral, 155–156

ativação do músculo abdominal seguintes a, 413q-  
415q

efeito da paralisia, 157–158

músculos do manguito rotador, 155, 158–159, 159f

visão geral da, 155–159, 155q

flexão, ativação do músculo abdominal seguindo, 413q-  
415q, 413f

nervos periféricos do, 151

braço de momento

comprimento no músculo, 16

definição, 15

estimativa, 289q-291q

na rotação da porta, 16q-18q

torque de esforço máximo afetado por, 58f

transferência muscular, 289q-291q

variáveis que afetam, 58

braço de momento externo (definição), 15–16

braço de momento interno

definição, 15

braço, distal, parte distal da perna comparada ao, 574

Brand, Paul W., 289q-291q

braquial

capacidade de trabalho do, 200q

contraparte extensora do, 204

inserções e inervação do, 302

pronador redondo comparado, 199

visão geral do, 198–199

vista anterior do, 199f

braquiorradial

ativação isométrica de esforço máximo do, 200f

braço de momento flexor do, 199–201

função do, 206

inserções e inervação do, 302

visão geral do, 199

vista anterior do, 199f

bronquite crônica, 452q

bursa, 30

bursa (joelho), 526, 526t

bursa subacromial, 142

bursa subcapsular, 142

bursa subdeltóidea, 142

bursite subacromial

trauma a, 166q-167q

visão geral da, 165



## C

---

### cabeça

extensão da, 386f, 388f

flexão, lateral, 401

força e controle, rotacional, 405

#### movimento da

maximizando, 358–359

posicionamento do olho, ouvido e nariz, parte da,  
404–405

produzindo, 402

peso da, 403

#### posição

músculos envolvidos na coordenação, 389

#### postura

anteriorização crônica, 399, 404q, 404f, 451q, 451f

músculos extensores da cabeça e do pescoço que  
controlam, 20–21

postura em repouso da mandíbula influenciada por,  
451q

protração e retração do, 338–339, 339f

rotação axial da, 401

### cabeça da miosina

filamento de actina, interação com, 55f

- visão geral da, 53–55
- cabeça das falanges, 248
- cabeça do fêmur
  - características anatômicas da, 472
  - visão geral da, 468
- cabeça do rádio
  - superfície superior da, 177
  - visão geral da, 177
- cabeça do úmero
  - articulação da escápula com, 124
  - centralização dinâmica da, 146q
  - compressão da, 141
  - compressão ou colisão da, 159
  - comprimento, relativo da, 136
  - diâmetro transverso da, 137q
  - encaixe da fossa glenoidal, 149q
  - modelo da, 145f
  - movimento de rolamento e deslizamento da, 144–145
  - problemas da, 144
  - retroversão da, 126f
  - subluxação ou deslocamento da, 141–142
  - superfície articular em posição anatômica, 136
  - visão geral da, 124–125
- cabeça metacarpal, 247, 257

cabeça ulnar, 175

cadeia cinemática (definição), 7

cadeia cinemática aberta

definição, 7

terminologia usada, 7

cadeia cinemática fechada

definição, 7

terminologia usada, 7

cadeira de rodas

transferência para e de, 205q, 212q

uso do músculo depressor por pessoas em, 154, 154f

cadência (definição), 631

caixa torácica, 311

calcâneo

características osteológicas do, 575–577

força de reação do solo no, 657f

inversão ou eversão do plano frontal do, 644f

caminhada

ação da articulação do pé durante, 604–605

ação da região do tornozelo e pé durante, 605t

ação muscular do flexor plantar e supinador durante,  
613

alívio da pressão do anel pélvico durante, 363

altura do arco longitudinal medial durante, 596f  
ao longo do ciclo da vida, 627–628, 628f  
ativação muscular durante, 676f  
atividade muscular durante  
    tempo e intensidade da, 651f-652f  
    visão geral, 650–655  
carga de trabalho na doença pulmonar obstrutiva  
crônica, 452q  
cinemática da articulação  
    plano frontal, 641–644  
    plano horizontal, 645–646  
    plano sagital, 639–641  
    visão geral do, 639–646  
cinética da, 655–663  
considerações de potenciais cinéticos e energético, 638–  
639  
contato do calcanhar durante, 86f  
corrida comparada à, 673q-675q, 674f, 676f  
definição, 636  
deslocamento angular da articulação na, 105f  
efeito do hálux limitado na, 602–603  
efeito do músculo abductor do quadril no, 498q  
estabilidade pélvica, plano frontal, controle durante, 495  
fases da, 6–7  
forças envolvidas na

- desequilibradas, 104
- forças anteroposteriores, 656–657
- forças de reação do solo, 655–657
- forças mediolaterais, 657
- forças verticais, 655–656
- função do joelho na, 520
- função do músculo rotador interno durante, 492q, 492f
- função do pé, 573, 598–599
- gasto de energia durante
  - efeito da condição, 648t
  - estratégias de poupar energia, 648–649, 648t, 649f-650f
  - função da velocidade na caminhada, 648f
  - visão geral da, 647–649
- impacto da paralisia cerebral na, 449
- medidas clínicas da, 634q
- padrão, fatores que afetam, 671
- pronação da articulação subtalar, limitação durante, 597–598
- valores normais para, 632q
- velocidade da
  - aumentada, métodos de, 633f
  - gasto de energia como função da, 648f
  - valores normais para, 632t, 634
  - visão geral da, 632

visão geral da, 627, 671

caminhada auxiliada por muletas, método de balanço através de, 85f

campanha “de costas para dormir”(back-to-sleep), 417q-418q

canais de Havers, 40–41

canal sacral, 325

canal vertebral

- estenose do
  - como fator de lesão da medula espinal, 337
  - visão geral do, 320

capacidade pulmonar total, 439

capacidade vital

- definição, 439
- impacto da lesão da coluna cervical na, 446q
- impacto da paralisia cerebral na, 449
- impacto da patologia musculoesquelética, 449–450

capitato, 218–219

capítulo, 174

cápsula articular, efeito do envelhecimento na, 43q-44q

cápsula da articulação (articular)

- camada fibrosa da, 36–37

danos, crônicos, 43

estabilidade da articulação, função na, 37

metabolismo da, 36

*See also sobre o tipo de articulação, p.ex.:* articulação

glenoumeral: cápsula da articulação

visão geral do, 29

cápsula fibrosa da articulação glenoumeral, 136

cápsula inferior, banda anterior da, 138–139

cápsulas, articulação. *See* cápsulas da articulação  
(articular)

capsulite adesiva, 165

capuz dorsal

aceite, envolvimento do punho na, 237

carregar

força do abdutor do quadril afetado por, 503f

função do extensor do quadril, 495f

métodos apropriados para, 501–504

comprimento do braço de momento externo, redução,  
407

definição, 11–12

definição, 269

efeitos da artrite reumatoide no, 284–285

fase de aceitação da marcha, 617

peso, redução, 407

tempo de aplicação para, 13

tolerância de, fatores que afetam, 12

*See also* forças de carga externas; *See also* levantamento

carpectomia, tratamento da doença de Kienböck com,  
220q

carro, movimento

alteração da energia cinética do, 82–83

alteração do momento do, 81

cartilagem articular

comprometimento e força de reação da articulação, 96

descrição diagramática da, 39f

distúrbios, considerações do tratamento para, 96–97

fibras colágenas na, 39f

fibrocartilagem comparada à, 40

localização da, 40, 136

substância fundamental na

descrição diagramática da, 39f

organização histológica da, 37f

visão geral da, 29, 36, 38–39, 38t, 44

cartilagem hialina

características da, 38

substância fundamental

organização histológica da, 37f

*See also* cartilagem articular



visão geral da, 311

cauda equina

definição, 456f

formação da, 456

visão geral da, 326q

células como componentes do tecido conjuntivo, 34–36,  
35q

centro de gravidade (definição), 78

centro de massa

controle do, 636–639

definição, 78

deslocamento do, 78–79, 93f, 636–639, 637q

excursão vertical, reduzindo, 649f-650f

laterolateral, 649

vertical, 648–649

movimento como translação do, 4–5

para segmentos do corpo, 78–79

centro de pressão, trajeto do, 657, 657f

cérebro

homúnculo motor do, 245f

chão, tentando tocar, movimento do tronco e do quadril  
no, 396

ciática como sintoma de núcleo pulposo herniado, 352q

## ciclo de marcha

amplitude do movimento do tornozelo durante, 584f

ativação muscular durante, 672q

cinemática da pronação da articulação subtalar na, 595–598

definição e visão geral do, 630–633

duração do, 632

elementos do, 628–629, 631f, 633, 634q, 634f-635f, 635–636, 635t

fase de suporte de único membro da, 477f

força de compressão da articulação do quadril durante, 473f

rotação do plano sagital angular durante, 640f

término da, posição do topo da cabeça durante, 4f

terminologia de, 580f

visão geral do, 671

## ciclo de ponte cruzada, 55f

## cifose

da coluna vertebral embrionária, 312–314

definição, 312

expansão do tórax limitado pela, 443q, 449–450

## cifose de Scheuermann (juvenil), 369q-373q

## cinemática

cinética comparada à, 24

sistemas de mensuração na, 104–106

unidades de mensuração para, 5, 5t

variáveis relacionadas à, 5

*See also tipo de cinemática, p.ex.: osteocinemática*

visão geral da, 4–11

cinemática distal-proximal

envolvimento da extremidade inferior na, 6–7, 7f

segmento, envolvimento da extremidade superior na, 6

cinemática do segmento proximodistal

envolvimento da extremidade inferior na, 6–7, 7f

envolvimento da extremidade superior na, 6

cinemática patelar acessória, 539q

cinematografia, dados cinemáticos reunidos pela, 105

cinesiologia

definição e visão geral da, 25

origem da palavra, 3

cinética, visão geral da, 11–24

cintura do ombro (cíngulo do membro superior)

patologias que afetam, 151–152

postura da, 151

vista superior a, 154f

clavícula

articulação com, 121

- características osteológicas da, 122q
- cinemática da, 129–130
  - elevação e depressão, 129–130, 130f
  - protração e retração, 130
  - rotação axial (longitudinal) da, 130
  - rotação posterior da, 148, 149f
- face costal da, 122
- fraturas da, 129
- função da, 126
- haste da, 122
- músculos inseridos na, 151
- retração da, 130f, 148
- superfícies superior e inferior da, 123f
- terminação acromial da, 122
- visão geral da, 122
- vista anterior da, 125f

código de velocidade, 61–64

colágeno tipo I

- aparência e características do, 36f
- visão geral do, 35, 35q

colágeno tipo II

- visão geral do, 35, 35q

colágeno, 35, 35q

colo do fêmur, 468

colo do rádio, 177

colo metacarpal, 247

coluna

estabilização da, 330, 412, 413q-415q

flexão da, 388

lesão e doença envolvendo a, 412

coluna cervical

flexão, lateral da, 401

peso crítico para, 403

rotação axial da, 401

coluna lombar, 307

alinhamento da

efeito da postura sentada na, 357–358

amplitude do movimento, 325f, 350t, 363

anatomia da articulação da, 346–358

ânulo fibroso na, 330

características osteológicas, 323–324

cinemática da, 350–358, 350q

cinemática de, efeito da inclinação pélvica, 355–356,

355f

cinética do plano frontal da, 357

cinética do plano horizontal na, 356

cinética do plano sagital da, 350–356

estabilidade dos

- exercícios que promovem, 393
- função do multífido lombar na, 413q-415q
- músculos abdominais que promovem, 395, 447
- vertical, 393

estruturas acessórias, 329q

extensão na, 331

fáscia toracolombar na, 409

flexão na, 331

força de compressão relacionada à elevação contra, 406–408, 406f

hiperextensão da, 351–353

movimento, tratamento da dor lombar através, 357q

padrão de acoplamento espinal, 333

papel do movimento do tronco da, 358–359

coluna torácica, 307

- amplitude do movimento para, 325f, 343–344, 344t

- anatomia das articulações da, 341–346

- características osteológicas, 322–323

- cinemática da, 343–346, 358–359

- deformidades da, 314–315, 369q-373q

  - intervenção cirúrgica para, 370f

- flexão total, 442–443

- padrão acoplamento espinal, 333

coluna toracolombar

cinemática da, 358–359

coluna vertebral

alinhamento do plano sagital

alterações do, 314–315

anatomia da, 332–358

acoplamento espinal, 332–333, 340–341

lombar, 346–358

torácica, 341–346

características osteológicas da, 318–326, 319t

cervical, 318–322

coccígea, 325

lombar, 323–324

sacral, 324–325

torácica, 322–323

como componente do esqueleto axial, 307

curvaturas da, 312–314, 313f

acoplamento espinal e, 332–333

anormal, 314–315, 395

sagital, 333f

distúrbios de

associação com problemas neurológicos, 307

elementos ósseos

medula espinal e raízes nervosas, relação da, 456f

estabilidade

ativação muscular associada a, 66

- problemas, causas de, 395
- flexão e extensão
  - craniocervical, 336–338, 337f-338f
  - lombar, 350–356, 353f
  - torácica, 344–345
- flexão, lateral
  - craniocervical, 340, 341f
  - lombar, 357
  - torácica, 346, 358–359
- função da, 330, 365
- ligamentos que suportam, 315–318, 316f, 317t
- movimentos da, 332–359, 365
  - eixos de rotação para, 390
  - lombar, 350–358, 350q
  - torácica, 343–346
- osteocinemática, terminologia que descreve, 327f
- protração e retração
  - craniocervical, 338–339
- regiões da, 312 *See also* (região cervical; cóccix; *See also* coluna lombar; *See also* sacro; *See also* coluna torácica)
- rotação axial (craniocervical)
  - artrocinemática da, 339
  - osteocinemática da, 339
- rotação axial (lombar)
  - cinemática da, 356



- rotação axial (torácica)
  - cinemática da, 345–346
- tecidos conjuntivos
  - movimento limitado pelos, 332, 333t
  - visão geral e componentes da, 310, 312–318
- coluna vertebral embrionária, cifose da, 312–314
- coluna vertebral torácica, movimentos na, 441
- combinação bola e braço
  - diagrama de corpo livre da, 86, 86f
- compartimentos fibro-ósseos (extensores do punho), 232
- complexo arqueado, 525
- complexo cubital, 178
- complexo da articulação atlantoaxial
  - flexão e extensão, 337, 340–341
  - rotação axial, 339
  - tecidos conjuntivos associados ao, 335f
  - terminologia, 333
  - visão geral do, 334–336
  - vista posterior do, 336f
- complexo da articulação intercuneiforme e cuneocuboide, 600
- complexo do cotovelo e antebraço

articulações do, 173q, 174f

    inervação sensitiva do, 198

interação músculo-articulação do, 193–210

    inervação músculo-articulação, 193–198, 194f-197f,  
    198t

    vias nervosas, 193, 194f-197f

músculos do, 174, 211

    inserções e inervação dos, 302

torque, interno através, 200t

visão geral do, 173

complexo do ligamento colateral lateral

    componentes do, 181f

    função do, 180–181

    visão geral do, 180

complexo do ombro

    articulações do, 122f, 126–150, 126q, 164–165 *See also*  
    (*articulação específica, p.ex.: articulação glenoumeral*)

    deterioração do, 165

    componentes do, 121–126

        clavícula, 122

        escápula, 122–124

        esterno, 121

        úmero proximomedial, 124–126

    interação músculo-articulação do, 150–164

- inervação da articulação, sensitiva, 151
- inervação muscular, 150–151, 151t
- plexo braquial, 150
- visão geral do, 121
- complexo proteoglicanos largos, 36
- complexo triangular da fibrocartilagem (CTFC)
  - componentes do, 223–224
  - definição e visão geral do, 187–188, 223
  - funções do, 210, 223–224, 224q, 237
  - imagem radiográfica do, 224f
  - variância ulnar e, 238q-240q
- componentes da série elástica (conceito e visão geral), 52, 52f
- componentes elásticos paralelos, conceito
  - visão geral, 52, 52f
- composição do vetor
  - aplicações da, 89
  - de forças colineares, 89f
  - definição, 88
  - método do polígono, 89
- comprimento da passada
  - dados normativos para, 632t
  - definição, 631, 632f

influência de danos na, 632f

comprimento do músculo  
  esforço máximo torque afetado pelo, 58f  
  relação da força muscular e velocidade de contração  
  com, 61f

comprimento do passo (definição), 631

côndilo mandibular  
  estrutura óssea do, 427–428  
  fibrocartilagem do, 428  
  movimento de rolamento e deslizamento do, 431–432  
  visão geral do, 423, 425

côndilos occipitais, 310

condrócitos  
  na cartilagem articular, 38–39  
  visão geral dos, 36

conexões tendíneas, 268

contato do calcâneo (definição), 630–631, 635

contato físico como força externa, 13

contração  
  definição e terminologia usada, 19  
  efeito do envelhecimento na velocidade da, 70–71  
  esforço máximo, 68, 68q

esforço submáximo, 68, 68q  
mecanismos de ação da, 48, 55  
somatório da contração muscular, 64f  
velocidade da, 23, 59, 61f *See also* (relação força-  
velocidade)

contração isométrica voluntária máxima (CIVM)  
(definição), 67

contranutação (definição), 363

contratura de Dupuytren, 279q

contratura em flexão plantar do tornozelo, 666f

contratura flexão do joelho, 668f

conversão da força linear em torque rotacional, 20

coracobraquial

inserções e inervação do, 301

papel da elevação do braço do, 155–156

vista lateral do, 156f

“corcova de viúva” (terminologia), 373q

cordão oblíquo, 183

coroa (de dente), 427

corpo

ambiente, interação com, 85

identificação livre, 86

organização de referência coordenada, definição, 86  
peso e massa comparadas, 11q  
rotação, músculos envolvidos na, 405f  
terminologia usada, 4, 78

corpo (do esterno), 311

corpo do ombro como componente do esterno, 121

corpo vertebral, intervertebral movimento

eixo de rotação no ou próximo do, 318

corrida

alívio da força do anel pélvico durante, 363

apoio sobre dois membros durante, 634

ativação do músculo abdominal durante, 412

ativação muscular durante, 676f

caminhada comparada à, 673q-675q, 674f, 676f

centro de massa na, 78f

ciclo, duração do tempo da, 673f

fase de balanço da, 79

fase extensão do quadril e joelho na, 563f

função do joelho, 520

função do músculo adutor longo no, 490f

função do pé, 573

função do rotador externo do quadril, 499

momento de massa de inércia da, 79

costelas

depressão das, 442–443  
elevação das, 442, 442f  
trajetória de movimento das, 442  
visão geral e componentes das, 310–311, 312f  
vista anterior das, 125f

## cotovelo

amplitude do movimento no, 183f  
    passiva máxima, 182  
articulações do, 177–183 *See also* (articulação  
umerorradial; *See also* articulação umeroulnar; *See also*  
articulação radioulnar)  
    ângulo valgo, 177–178  
    ângulo, mudança, 93f  
    cápsula articular do, 178–181, 179f  
    cinemática, 181–183  
    forças que agem, 14f, 99–100, 103  
    forças, internas, fatores que afetam, 96  
    rotação do, 15f  
    tecido conjuntivo periarticular, 178–181  
    torque, externo  
        aplicação do, 95f  
        medição, 96  
    torque, interno, fatores que afetam, 96  
    visão geral do, 173, 177–183  
cinemática durante a caminhada, 646

eixo de rotação do, 177–178, 178f

estabilidade dos

fontes de, 204–205

problemas de, 180–181

lesões do, 180f, 182–183, 188q, 188f

ligamentos do

ligamentos colaterais, 178–180, 179f, 179t *See also*  
(complexo do ligamento colateral lateral)

mecanorreceptores, 181

movimentos que aumentam a tensão no, 179t

músculos do, 198–205 *See also* (extensores do cotovelo;  
*See also* flexores do cotovelo)

nervos cruzando

lesão dos, 211

vias, 194f-197f

pressão do ar intracapsular do, 181

vista anterior do, 179f

cotovelo do tenista, 235q

coxa, fáscia lata da, 485

coxa valga

cirurgia, 505

definição, 470

efeitos biomecânicos da, 505f

coxa vara



cirurgia, 504–505, 504f

definição, 470

efeitos biomecânicos da, 505f

coxins de tecido adiposo subcapsulares, 329q

crânio

componentes do, 309–310, 309f, 310q

visão geral do, 309–310 *See also* cabeça

vista lateral do, 426f

creep

propriedade dependente do tempo do, 13f

visão geral do, 13

crianças, caminhada por, 627–628

crista do supinador, 175

crista ilíaca

declive, excessivo, 643f

visão geral da, 467

crista intertrocantérica, 470

crista supracondilar lateral, 174

crista supracondilar medial, 174

cristas (ombro), 125

cúbito valgo

definição, 177–178

deformidades do, 178

excessivo, 178, 178f

    resistência ao, 179–180

normal, 178f

*See also* força produzida por valgo

cúbito varo

    aumento, causas de, 180–181

    deformidades do, 178, 178f

cuboide, 577–578

cúpula, 425

curva de ângulo de torque e esforço máximo, variáveis que afetam, 58

curva de tensão-comprimento ativo, 55–56, 55f

curva de tensão-extensão passiva, 52–53, 52f, 55–56

curva de tensão-extensão total, 55–56

curva de torque interno-ângulo da articulação

    sob condições de esforço máximo, isométricas, 57f

    visão geral da, 56–58

curva de torque-ângulo isométrico, fatores que afetam, 59q

curva força-tempo, 82q

curvatura espinal lateral, mensuração, 369q–373q, 371f

curvatura sacrococcígea, 312

curvaturas do plano sagital, 333f

cúspides, 427

## D

---

danos neurológicos, distúrbios da coluna vertebral associados a, 307

dedo gatilho, 266

dedo indicador

articulações do, 255f, 261f, 293q

músculos do, 269

preensão em “pinça”, função do, 293q

dedos

abdução e adução dos, 249–250, 255, 257q, 258, 272f

articulações dos, 245, 274q *See also* (articulações carpometacarpais; *See also* articulações interfalângicas; *See also* articulações metacarpofalângicas)

deformidades em zigue-zague dos, 286–287, 286f

designação de, 244–245

eixos de rotação para, 272f

extensão

artrocinemática da, 257f, 258

atividade muscular, primária, 277–279

como graus de liberdade, 2

função flexora do punho durante, 280

impacto da lesão do nervo ulnar na, 279f

interação de músculo intrínseco-extrínseco durante,  
278f  
mão, aberta, 277–280  
no plano sagital, 249–250, 255, 257q

flexão

- ação muscular, primária, 280–281
- artrocinemática da, 257–258, 257f, 261f
- como graus de liberdade, 258
- função extensora do punho durante, 281
- impacto da lesão do nervo ulnar na, 280
- interação de músculo intrínseco-extrínseco durante,  
280f
- mão, fechada, 280–281
- no plano sagital, 249–250, 255, 257q
- papel do músculo estabilizador proximal durante,  
266
- passiva, 266–267

graus de liberdade para, 257q, 258

interação do polegar com, 247–248, 250–251, 254–255,  
288

mecanismo extensor do, 269

movimento dos, 249–250

movimentos acessórios dos, 256, 257f

músculos dos, 274q *See also* (extensores dos dedos; *See also* flexores dos dedos)

inervação dos, 194f-197f

interação de músculo extrínseco-intrínseco, 276–281,  
278f, 280f

ossos dos, 244–245

terminologia dos, 249–250

*See also* dedo indicador; dedo mínimo; *See also* polegar  
visão geral dos, 244–245

dedos pequenos, músculos cruzando articulações dos, 274q

deformação, 13f

deformação plástica (definição), 13

deformidade em “pescoço de cisne”

patomecânica da, 286f

visão geral da, 286

deformidade em botoeira

patomecânica da, 286f

visão geral da, 286–287

deformidades em zigue-zague

do polegar, 282–283, 283f

do punho, 229–230, 229f, 287q

dos dedos, 286–287, 286f

deltoide anterior

envolvimento no abrir a porta, 204f

função de flexão e impulsão do, 204–205

função do, 155–156, 155f

função na rotação da articulação glenoumeral, 162

uso na pessoa paralisada, 206f

vista lateral do, 156f

### deltoide médio

função do, 155–156, 155f

linha de força do, 156

### deltoide posterior

ações, múltiplas do, 19, 19f

função do, 141, 161, 164q, 202

hipertrofiado, 164f

impacto da posição da articulação na ação da contração,  
19–20

paralisia dos, 164q

rotação glenoumeral, 163

### dente (processo odontoide), 322, 335f

### dentes

estruturas periodontais de suporte dos, 427f

tipos e funções dos, 427t

visão geral dos, 427

### depressão (ombro)

papel da articulação escapulotorácica na, 127f, 134

papel da articulação esternoclavicular na, 129–130,  
129f-130f

depressores, 152–154

dermátomos

da extremidade inferior, 684, 684f

do braço, 301, 301f

torácicos, 457, 457f

desenho do teclado do computador, alternativo, prevenção de síndrome do túnel do carpo com, 265q

deslizamento

como movimento entre superfícies articulares, 7–8, 8t

*See also* movimentos de rolamento e deslizamento

deslocamento (da articulação) (definição), 137q

deslocamento como quantidade de vetor, 82–83

deslocamento palmar da articulação metacarpofalângica

patomecânica do, 284f

visão geral do, 260–262, 283

desmina, 48

desvio radial

artrocinemática da articulação radiocarpal e

mediocarpal no, 227

artrocinemática do, 227, 228f, 229q

como graus de liberdade, 225

definição, 216

dos dedos, 249–250



- extensão do punho com, 225
- instabilidade do punho e, 287q
- medição, 225
- músculos envolvidos no, 236, 236q, 236f
- visão geral do, 218, 225f

#### desvio ulnar

- artrocinemática da/articulação radiocarpal e mediocarpal no, 227
- artrocinemática do, 227, 228f, 229q
- como graus de liberdade, 225
- definição, 216
- dos dedos, 249–250
- flexão do punho com, 225
- instabilidade do punho, 287q
- medição, 225
- músculos envolvidos no, 236, 236q, 237f
- para posição do punho, 226
- patomecânica do, 285f, 287f
- variação do, 227
- visão geral do, 218, 225f, 283–286

#### diagrama do corpo livre

- aplicações para solução de problemas de, 98q
- combinação de braço direito e bola, 86f
- da perna ao pé, 85–86, 86f

- desenho, etapas para, 86–87, 87q
- para exercício do extensor do joelho, 92, 92f
- visão geral do, 84–88

diâmetro do forame intervertebral, fatores que afetam, 342q, 342f

### dinâmica

- aplicações da reabilitação da, 112
- definição, 96–97
- força bidimensional e análise do torque, 104q
- visão geral da, 104–106

### dinamômetro isocinético

- avaliação da força dinâmica pelo, 106, 106f
- relação força-velocidade, dedução pelo, 60

dinamômetro, 96, 97f, 106

direção do vetor de força, 15

direção linear, terminologia que descreve, 87

disco articular (fibrocartilagem triangular). *See* fibrocartilagem triangular

### disco herniado

- consequências do, 307
- termo, 350

disco interpúbico, 468

## disco intervertebral

- capacidade de cicatrização, limitada, 330
- capacidade de retenção de água, impacto da idade na, 332
- como componente de articulação intercorporal, 328
- componentes do, 329f, 366q-368q
- copos vertebrais, conexão com, 326–327
- curvas espinais favorecidas pela forma do, 314
- degeneração do *See also* (doença degenerativa do disco)
  - causas de, 40, 324q, 329–330, 366q-368q
  - consequências da, 42q, 320q, 329
  - definição, 366q-368q
  - diagnóstico, função da ressonância magnética no, 332, 332f
  - dor devido a, 352q
  - hipercifose e, 369q-373q
  - núcleo pulposo herniado combinada à, 352q
- fibrocartilagem na, 39
- flutuações do conteúdo de água, diurna, 331–332
- função da, 326–327, 330–331
- lombar, considerações estruturais da, 328–330
- mecanismo de transmissão de força através, 331f
- tamanho como fator de influência do movimento, 328

## disco intra-articular (menisco)

- definição e visão geral do, 30

localização do, 30q

disfunção da sínfise púbica na gestante, 468

disfunções de marcha

- causas de, 664q, 671
- no joelho, 669t
- no quadril, na pelve e no tronco, 670t
- problemas dos pés e tornozelo, secundários a, 665t-667t, 666f
- problemas no joelho, secundários a, 668t
- quadril, problemas na pelve ou no tronco, secundários a, 669t
- visão geral das, 663-665

displasia do quadril

- radiografias da, 514f
- visão geral da, 513q-514q

dispositivo sensível à força externa (dinamômetro), 56-58

dispositivos de localização eletromagnéticos, na medição da cinemática, 104

dissociação escafossemilunar, 230

distância-força equilibrada. *See equilíbrio* força-distância

distribuição da pressão hidrostática, papel do disco intervertebral na, 330-331

## distrofia muscular

fraqueza do abdutor do quadril na, 498q

lordose lombar na, 356

ombro afetado por, 151–152

## doença de Charcot-Marie-Tooth, 595q

## doença de Kienböck

punhos dos pacientes com, 220f

variância ulnar associada à, 238q-240q

visão geral da, 220q

## doença de Parkinson, marcha afetada pela, 632f

## doença degenerativa do disco

danos lombares relacionados à, 416q

fatores de risco para, 366q

fatores mecânicos e biológicos na, 366q-368q, 367f

## doença pulmonar obstrutiva crônica, mecânica muscular alterada na, 452q

## dor lombar

articulações sacroilíacas como fonte de, 359–360

ativação muscular, sequencial em pessoas com, 413q-415q

atrofia lombar do multífido em pessoas com, 413q-415q

extensão do tronco em pessoas com, 354–355

flexão lombar como fator na, 332f

função dos exercícios no tratamento da, 351–353, 413q-415q, 416

hiperextensão lombar como fonte de, 351–353

levantamento como fator de risco para, 405

tratamento da dor crônica, 357q

dor muscular de início tardio (DMIT), 60, 69

dorsal (definição), 574

dorsiflexão, lesão do tornozelo resultante de, 585q

dorsiflexores do tornozelo, debilidade, 667f

dorsiflexores pretibiais, 607q

- antagonismo produtivo, 14q
- prolapso de disco (terminologia), 350
- tensão primária (definição), 165

dorsiflexores, ação da articulação dos, 608

dorso (costas)

- músculos das
  - camada intermediária, 383
  - camada profunda, 383–389, 384t
  - camada superficial, 383, 384q
  - elevação, redução de demanda de força durante, 407, 408q
  - extensores, 408q

dureza, relação de (estresse)-força como medida de, 12



## E

---

### efeitos da imobilização

adaptação neuromuscular, 70

efeitos do envelhecimento comparados aos, 43q-44q

no músculo, 70

visão geral dos, 42

### efeitos do envelhecimento

na mecânica da ventilação, 443q, 449

nas articulações sacroilíacas, 360–361

no músculo, 70–72, 71f

no quadril, 465

no tecido conjuntivo periarticular e osso, 43q-44q

nos discos intervertebrais, 366q-368q

### eixo de rotação

para rodar a porta, 16q-18q, 34

posição, estimativa, 34

*See also entradas com eixos de rotação para articulações específicas, p.ex.: articulação glenoumeral (ombro): eixos de rotação para*

visão geral do, 5–6

### eixo de rotação instantâneo

definição, 34



- determinação para flexão do tornozelo, 35f
- eixo de rotação migratório, 5–6
- eletrodos de fio fino, 65
- eletrodos superficiais, 65
- eletrogoniômetro, 104, 104f-105f
- eletromiografia
  - análise e normalização da, 66–67
  - registro da, 64–66
  - visão geral da, 64–68, 73
- elevação (ombro)
  - papel na articulação escapulotorácica, 127f, 134, 134f
  - papel na articulação esternoclavicular, 129–130, 129f-130f
- elevador da escápula
  - impacto da postura da cabeça anteriorizada, 404q
  - inserções e inervação do, 301
  - vista posterior do, 402f
- elevador da escápula, 151
- elevadores
  - visão geral dos, 151–152
  - vista posterior dos, 152f
- eminência articular (osso temporal), 425

eminência intercondilar, 521

    faceta lateral do sulco intercondilar (troclear) da, 547

    movimento patelar pela, 546f

    visão geral da, 521

empurrar para fora (definição), 635

encaixe da articulação de carpinteiro, articulação

talocrural comparada a, 580f

endomísio, 48–50, 49f

energia

    formas de, 82

    gasto durante a marcha *See* (caminhada: gasto de energia durante)

energia cinética

    alteração, fatores que afetam, 82–83

    cálculo da, 638

    marcha, energia potencial transferida durante, 638f

    trabalho e energia potencial, relação com, 82q

    visão geral da, 82

energia contrátil, 14q

energia de deformação elástica (definição), 13

energia de deformação plástica (definição), 13

energia elástica, 14q

energia potencial

cálculo, 638

marcha, energia cinética transferida durante, 638f

trabalho e energia cinética, relação com, 82q

visão geral da, 82

enfisema

como componente da doença pulmonar obstrutiva  
crônica, 452q

epicondilalgia lateral, 235q

epicôndilo lateral, 174

epicôndilo medial, 174

epífise da cabeça do fêmur deslizante, 505

epimísio, 48–50, 49f

equações de equilíbrio de forças, 97, 97q

equilíbrio dinâmico (definição), 78

equilíbrio estático

aplicação na reabilitação, 112

bidimensional

problemas, solução, 87

definição, 78

equilíbrio força-distância, ordenação, 23

equilíbrio linear estático (definição), 15

equilíbrio rotacional estático (definição), 15–16, 495

equilíbrio, relação de aceleração, 96–97

equilíbrio, senso de, impacto da hipercifose no, 369q-373q

escafoide

cinemática do, 226–227

corte transversal do plano sagital do, 217f

deslocamento do, 237

desvio radial e ulnar e, 227

fratura do, 219, 220q, 220f, 237

necrose avascular do, 220q

semilunar comparado ao, 218–219

trauma ao, 220q

visão geral do, 218

escafoide, função na estabilidade do semilunar, 230

escalada de montanha, função do extensor quadril na, 495f

escalar (definição), 13

escaleno

envolvimento na inspiração, 444

inserções e inervação do, 459

visão geral do, 399–400

vista anterior do, 399f

escápula

estabilização, músculos envolvidos na, 161–162, 211

impacto da paralisia muscular na, 158f

movimentos da, 126–127

posicionamento da, 134

postura da, 151–152, 166q-167q

retração da

potencial, redução na, causas de, 155

rotação

ajustes rotacionais, 132

e ajuste rotacional, 132–133

inclinação externa e posterior da, 148

sentido para baixo, 132, 136

sentido para cima, 132, 135, 135q, 135f, 147–148,  
156–158

superfície anterior da, 124f, 126

superfície posterior da, 124, 124f

torque de rotação externa na, 156

visão geral da, 122–124

esclerose múltipla, fadiga muscular na, 69

escoliose

expansão do tórax limitado pela, 443q

intervenção cirúrgica para, 369q-373q, 370f

ventilação afetada pela, 449–450

visão geral da, 369q-373q

escoliose estrutural

- tratamento, 370f
- visão geral da, 369q-373q
- escoliose funcional, 369q-373q
- escoliose idiopática da adolescência, 369q-373q, 370f
- espaço subacromial
  - definição, 142
  - volume, redução do, 166q-167q
- espaço ulnocarpal, imagem radiográfica do, 224f
- espasticidade (definição), 72–73
- espinal da cabeça
  - inserções e inervação do, 457
  - visão geral do, 386
- espinal do pescoço
  - inserções e inervação dos, 457
  - visão geral do, 386
- espinal do tórax
  - inserções e inervação do, 457
  - visão geral do, 386
- espinha íliaca, 467
- espinha isquiática, 468
- esplênio da cabeça e do pescoço
  - envolvimento na rotação craniocervical, 404–405

- inserções e inervação do, 459
- potencial de extensão proporcionado pelos, 405
- visão geral do, 401
- vista posterior do, 402f

#### espondilite anquilosante

- alinhamento da coluna vertebral alterada pela, 314–315
- ventilação afetada pela, 449–450

#### espondilolistese

- anterior, lombossacral, 349, 349q, 349f, 356
- instabilidade da base espinal como fator na, 395

#### esqueleto apendicular

- definição, 307

##### músculos do

- e divisões do esqueleto axial, 384q
- transição da terminação caudal do esqueleto axial para, 359

#### esqueleto axial

- componentes do, 308f, 309–312, 365 *See also* (crânio; *See also* coluna vertebral)

- controle motor fino do, músculos envolvidos no, 389

- definição, 307

- estabilidade do, 379, 395

- estabilidade vertical do, papel dos músculos no, 365

- extensão do, músculos envolvidos na, 388

localização e terminologia da região do, 309t  
movimentos, efeito da gravidade no, 383  
músculos do  
    ação dos, 383  
    anatomia dos, 382t  
    e partes do esqueleto apendicular, 384q  
    função dos, 365  
    inserções e inervação dos, 457–461  
osteocinemática do, 327  
problemas do, tratamento para, 365  
problemas neuromusculares e musculoesqueléticos do,  
307  
transferência de carga pra membros inferiores, 363–365  
transição do esqueleto-terminação caudal e, 359, 365  
esqueleto, componentes do, 308f  
estabilidade central (terminologia), 394  
estabilidade estática (definição), 141  
estabilidade inferior do tronco, exercícios que promovem,  
395  
estabilidade lombopélvica  
    exercícios que promovem, 416, 416q  
    músculos que contribuem para, 395, 416  
estabilizadores distais, 151



estabilizadores mediais dinâmicos (definição),], 179–180

estabilizadores proximais, 151

estática

análise uniplanar, equações para, 97q

definição, 96–97

dinâmica comparada à, 104

diretrizes para solução de problemas, 98–103, 98q

visão geral da, 97–103

externo

características osteológicas do, 122q, 311q

costelas inseridas ao, 311

elevação e depressão do, 442

movimentos inferior e posterior do, 442–443

visão geral e componentes do, 121, 311–312, 311q

vista anterior do, 122f, 125f

esternocleidomastóideo

encurtamento do, 417q-418q, 417f

potencial de flexão proporcionado pelo, 405

estocada a frente, análise cinética da, 107f

estresse (definição), 12

estruturas da articulação fibrocartilaginosa, reparo de danos à, 42–43

evoluta (definição), 34, 529, 529f

exercício abdominal crunch, 398q

exercício abdominal, diagonal, músculos envolvidos na, 390, 391f

exercício abdominal, padrão

exercício abdominal “crunch” comparado a, 398q

padrão de ativação muscular para, 397f

visão geral da, 396–398

exercício de extensão isométrica do cotovelo, 98f, 102f

exercício de flexão isométrica do cotovelo, 101f

exercício de resistências

cadeias cinemáticas de, 7

potencial de torque externo e torque interno,

competição, 95q

exercício isométrico, torques internos e externos no, 83

exercícios de “rosca direta” para bíceps, torques externo e interno no, 95q, 95f

exercícios de flexão de Williams, 356

exercícios de McKenzie, 351–353

expiração

definição e visão geral da, 440

mecanismos musculares da, 443, 449

movimento das costelas e do esterno durante a, 442–443

papel da tensão passiva do tecido conjuntivo na, 449  
*See also* expiração forçada; *See also* expiração tranquila

### expiração forçada

movimento das costelas durante, 442–443

#### músculos da

ativação de, 448f

músculos abdominais, 447–448, 449q

primários, 446

transverso do tórax e intercostais internos, 448–449

visão geral dos, 447–449, 448t

visão geral da, 440, 449

### expiração tranquila, 440, 449

### extensão

das articulações carpometacarpais, 250

do polegar *See* (polegar: flexão e extensão do)

dos dedos *See* (dedos: extensão dos)

terminologia usada, 87–88

### extensão do cotovelo

análise eletromiográfica da, 204

braço de momento do tríceps na, 205f

eixo de rotação, 177–178

flexão do ombro combinada a, 204–205

pronação e supinação durante, 211

substituição muscular na, 205q

torque

fatores que afetam, 96, 111f

medição, 96

visão geral da, 181–182

extensão do joelho

artrocinemática da, 8–9, 11f, 530–531, 530f

exercício de resistência, 94–96, 96f

exercícios isométricos, 92–93, 92f

flexão do quadril combinada à, 563q-565q, 564f

força muscular interna na, 91–92

na amputação transfemoral, 556

posição de bloqueio na, 10

substituição muscular na, 205q

torque na

esforço máximo, 106, 106f

pico, 60, 60f

extensão do punho

cinemática da, 226–227

com desvio radial, 225, 227

graus de liberdade, 225

medição, 105f

modelo da coluna central descrevendo, 226–227, 227f

preensão de esforço máximo afetada por, 233f

tensão do flexor dos dedos controlada pelos graus de,

267q

visão geral da, 225f

extensão do quadril

extensão do tronco indicado pela, 354–355

extensão lombar combinada à, 351

flexão do joelho combinada à, 563q-565q, 564f

importância funcional da, 488q

visão geral da, 481

extensão do quadril pelvicofemoral, inclinação anterior e,  
494

extensão lombar, 351–356

efeitos cinesiológicos da, 357t

estabilidade da, 392q

função do quadrado lombar na, 334

torque, criação de, 408–409, 409t

extensão pelvicofemoral do quadril, 492–494

extensão quadril-joelho, 563q-565q, 563f

extensão tibiofemoral do joelho

artrocinemática da, 8–9, 11f, 538f

torque externo do, 541, 542f

extensão toracolombar, 345f

extensor curto do polegar

envolvimento do desvio radial, 236

função do, 271–272

inserções e inervação do, 303

papel da estabilidade do punho, 223

visão geral do, 270–271

extensor curto dos dedos, inserções e inervação do, 687

extensor do dedo mínimo, 267–268

inserções e inervação dos, 303

extensor do indicador, 267–268

inserções e inervação do, 303

extensor dos dedos, 267–268, 277–278, 281

ativação durante a caminhada, 653

inserções e inervação do, 303

extensor lento, patomecânica do, 543q

extensor longo do hálux, ativação durante a caminhada,  
653

extensor longo do hálux, inserções e inervação do, 686

extensor longo do polegar

função do, 271–272

inserções e inervação do, 303

no apertamento de parafuso, envolvimento do, 209f

papel da supinação do, 206

visão geral do, 270–271

extensor longo dos dedos, inserções e inervação do, 686

extensor radial curto do carpo

envolvimento do desvio radial, 236

inserções e inervação do, 302

visão geral do, 231–232

extensor radial longo do carpo

envolvimento do desvio radial, 236

inserção do, 232

inserções e inervação do, 302

visão geral do, 231–232

extensor ulnar do carpo

envolvimento do desvio ulnar, 236

inserção do, 232

inserções e inervação do, 302–303

visão geral do, 231–232

extensores do cotovelo, 202–205

componentes musculares dos, 202–204

força isométrica dos, medição de, 97f

inervação dos, 193

padrão de ativação muscular dos, 204, 204q

paralisia dos, 205q

torque gerado por, 200, 204–205

esforço máximo, 205

variáveis estruturais e biomecânicas dos, 203t

## extensores do joelho

- ativação durante a caminhada, 653
- considerações anatômicas, 539–541
- torques, esforço máximo, 543f
- visão geral dos, 539–544

## extensores do ombro, 161–162

## extensores do punho

- anatomia muscular dos, 231–232
- contração dos, 267q
- durante flexão do dedo, 281
- função do, 231–234, 232q, 237
- papel da supinação do, 206
- paralisia dos, 233–234, 234f
- punho cerrado, fazendo, atividade no, 232–234, 235q
- síndrome do uso excessivo, 235q
- tipos de, 232q
- torque isométrico dos, 235–236, 236t

## extensores do quadril

- anatomia e individual ação dos, 491
- atividade durante a caminhada, 650–651
- e músculos abdominais, força acoplada entre, 493f
- escalada de montanha e suporte de carga, função no, 495f
- extensão do joelho pelos, 205q



função geral dos, 492–494

    extensão pelvicofemoral do quadril, 492–494

inclinação para frente, controle da, 493–494, 494f

inclinação pélvica, posterior, 340–341

visão geral dos, 491–494

extensores dos dedos

    extrínsecos, 267–270

        anatomia muscular dos, 267–269

        função dos, 269–270, 270f

    vista dorsal dos, 268f

extremidade inferior

    centros de massa para, 78–79, 78f

    cinemática de

        visão geral da, 647f

    dano contralateral, desvio de marcha como compensação para, 667t, 669t

    dermátomos do, 684, 684f

    inervação motora da, 482q

    magnitude da força (peso corporal) aplicada à, 664t

    movimentos de rotina pela, 6–7

    músculos da, 671, 683t, 685–688

    pronação, controle durante apoio inicial, 654q

extremidade superior

    cinemática da, 646

movimentos de rotina na, 6  
músculos, inserções e inervação da, 301–304  
padrão de inervação motora na, 300, 300f  
extremidades, articulações das, fibrocartilagem nas, 39

## F

---

face acromial, 122

faceta costal, 121, 312

faceta da clavícula, 121, 124

fadiga muscular

avaliação, 68q, 68f

causas de, 68–69, 69q

velocidade da, 69

falanges, 244–245, 248, 248q

características osteológicas das, 578, 578q

fáscia toracolombar

camadas da, 362f

tensão gerada pelo músculo transferida por, 408–409

visão geral da, 362–363

fase de apoio da caminhada

alteração da altura do arco longitudinal medial durante, 596f

controle da pronação da extremidade inferior durante

início da, 654q

estabilização progressiva da articulação talocrural

durante, 584–585

joelho no, 520

pé na, 598, 605t

pronação da articulação subtalar, limitação durante, 597–598

subdivisões da, 635–636

tornozelo na, 605t

visão geral da, 6–7, 633–636

fase de apoio da marcha inicial-tardia, articulação subtalar, cinemática da supinação na, 598–599

fase de apoio intermediário da marcha, 617–618

fase de apoio suave da marcha

cinemática da pronação da articulação subtalar na, 595–598

fase de apoio tardio da marcha, 617–618

ação da articulação do antepé durante, 604–605

fase de balanceio da caminhada

função do joelho na, 520

subdivisões da, 635–636

visão geral da, 6–7, 633–636

fase final de apoio do calcanhar (definição), 635

“fazer concha” movimento da mão, 250

fêmur

aspecto anterior do, 468f

cinemática do

- plano horizontal, 645
- superfícies medial e posterior do, 469f
- características osteológicas do, 468–472, 469q
- contato patelar no, trajetória e área de, 538
- rotação do, 16q-18q, 17f
  - plano frontal, 479
  - plano horizontal, 479
  - plano sagital, 479
- aspecto superior do, 469f
- redes trabeculares do, 472
- fratura do, fatores que causam, 11–12

#### fêmur, distal

- características osteológicas do, 520–521, 521q, 522f
- superfície articular do, 521f

#### fêmur, proximal

- ângulo de inclinação para, 470, 470f
- aspecto anterior do, 466f
- aspecto posterior do, 467f
- características anatômicas do, 472f
- corte transversal do, 40f
- estrutura interna do, 472
- forma do, 470–471
- torsão femoral, 470–471

#### fibras de contração lenta

força específica afetada por, 51q

identificando, 65q

impacto da imobilidade na, 70

fibras de contração rápida

força específica afetada pelas, 51q

identificação de, 65q

impacto da imobilidade nas, 70

fibras de elastina, 35–36

fibras de Sharpey (FS) (definição), 37–38

fibras, formação de, 35

fibras musculares

ativação das, 62, 62q

comprimento

alterações no, 55

e conexões entre, 50

orientação espacial dos eletrodos, 67

resposta de contração, 62–63 *See also* (fibras de

contração rápida; *See also* fibras de contração lenta)

duração, fatores que afetam, 62–64

somação, 64f

visão geral do, 62

secção transversa, comparação de pessoas jovens *versus*

pessoas idosas, 71, 72f

tipos de fibras, 65q, 65t

- visão geral do, 48
- fibras oblíquas (mecanismo extensor do dedo), 269
- fibras retinaculares patelares mediais, 547
- fibras transversas (bandas sagitais), 269
- fibrilas (definição), 35
- fibroblastos, 36
- fibrocartilagem
  - imagem microscópica da, 40f
  - visão geral da, 36, 38t, 39–40, 44
- fibrocartilagem triangular
  - imagem radiográfica da, 224f
  - visão geral da, 186–187, 221, 223–224
- fibrose muscular idiopática (terminologia), 417q-418q
- fíbula, características osteológicas da, 521, 521q, 522f, 574–575, 575q
- fibular curto, inserções e inervação do, 687
- fibular longo, inserções e inervação do, 687
- fibular terceiro, inserções e inervação do, 687
- filamentos de actina
  - características dos, 54f
  - interação da cabeça da miosina com, 55f

filtro passa faixa, 66

fisiologia (definição), 3

flexão

das articulações carpometacarpais *See* (articulações

carpometacarpais: flexão e extensão das)

do polegar *See* (polegar: flexão e extensão dos)

dos dedos *See* (dedos: flexão e extensão dos)

terminologia usada, 87–88

flexão da perna, resposta do músculo abdominal oblíquo à,  
413q-415q

flexão do cotovelo

ângulo, mudança, 95f, 100–101

atividade eletromiográfica na, 24

atividades de vida diária, papel na, 182, 183f, 212q,  
212f

braço de momento do tríceps na, 205f

contratura da, 84, 181q, 182f

eixo de rotação, 177–178

exercício isométrico, 101f

extensão do ombro combinada à, 202

flexão do ombro combinada à, 202f

pronação e supinação durante, 211

restauração após paralisia, 24q, 24f

supinação produzida pelo bíceps durante, 207–209, 208f



visão geral da, 181

## flexão do joelho

artrocinemática da, 531

artrocinemática do rolamento e deslizamento e giro combinados na, 8–9

como exemplo de cinética de segmento distal-proximal, 6–7

definição, 6

eixo de rotação instantâneo, determinação, 35f

exemplos de, 7f

extensão do quadril combinada à, 563q-565q, 564f

pico de torque no, 60, 60f

## flexão do punho

cinemática da, 226–227

com desvio ulnar, 225, 227

força de pinça afetada pela, 233–234, 267f

graus de liberdade, 225

medição, 105f

modelo coluna central que descreve, 226–227, 227f

papel do músculo flexor do dedo na, 232–233

torque da, 235

visão geral da, 225f

## flexão do quadril

como fase de abdominais, 396–397

contratura, 488q, 488f  
extensão do joelho combinada à, 563q-565q, 564f  
femoropélvica, 486  
flexão lombar combinada à, 353–354, 353f  
piriforme, ação na mudança, 507f  
tensão dos músculos isquiotibiais, passiva afetada pela,  
350  
visão geral da, 481

flexão lombar, 350–351, 353–356, 353f  
como fator de dor lombar, 332f  
durante levantamento, 408–409  
efeitos cinesiológicos da, 357t  
função do quadrado lombar na, 334  
lateral da, 357

flexão pelvico-femoral  
inclinação pélvica, 486  
relação com braço de momento de extensão do quadril  
para, 494f

flexão plantar  
caminhada, ativação durante, 613  
lesão do tornozelo resultante de, 585q

flexão plantar do tornozelo, excessiva, 667f

flexão quadril-joelho, 563q-565q

flexão toracolombar, 344f, 397

flexão toracolombar lateral, 347f

flexor curto do hálux, inserções e inervação do, 688

flexor curto do polegar

características anatômicas do, 272

inserções e inervação do, 304

preensão em pinça, papel do, 294f

flexor curto dos dedos, inserções e inervação do, 687

flexor do dedo mínimo

características anatômicas do, 273

inserções e inervação dos, 304, 688

flexor longo do hálux, inserções e inervação do, 687

flexor longo do polegar

função do, 263–264, 263f

inserções e inervação do, 303

flexor longo dos dedos, inserções e inervação do, 687

flexor profundo dos dedos, 263–264, 263f, 280–281

inserções e inervação do, 303

flexor radial do carpo

durante extensão dos dedos, 280

durante flexão do punho, 235

inserções e inervação do, 303

- visão geral do, 209
- flexor radial do carpo, 234, 234f
- flexor superficial dos dedos, 263, 263f, 280–281
  - força produzida pelo, 266
  - inserções e inervação dos, 303
  - tendão, redirecionamento, 289q-291q, 290f
- flexor ulnar do carpo, 234, 234f
  - durante flexão do punho, 235
  - envolvimento do desvio ulnar do, 236
  - inserções e inervação dos, 303
- flexores do cotovelo
  - ação, individuais, 198–199
  - amplitude do movimento dos, 201–202
  - exercício isométrico dos, 98f
  - força isométrica dos, 68f, 98
  - função dos, 198–202
  - inervação dos, 193
  - inserções distais dos, 184
  - linha de força dos, 200, 200f
  - paralisia dos, 181
  - torque gerado pelos, 200–202
    - torque isométrico máximo, 201–202, 201f
  - trabalho realizado pelos, 83q
  - variáveis estruturais e biomecânicas dos, 198t

*See also p.ex.: braquial; flexor do cotovelo específico*

### flexores do punho

- anatomia muscular dos, 234–235
- durante extensão dos dedos, 280
- fibras proximais dos, 179–180
- função dos, 234–236
- inervação dos, 193
- inserções, distal dos, 235f
- inserções, proximal dos, 235
- primários, 234–235, 234f-235f, 235q
- secundários, 234–235, 235q
- torque isométrico dos, 235–236, 236t

### flexores do quadril

- anatomia e individual ação dos, 484–486
- atividade durante a caminhada, 651
- desenvolvimento dos, 312–314
- exercício abdominal, envolvimento nos, 397–398
- fraco ou paralisado, compensação para, 161
- inclinação pélvica, anterior e lordose lombar relacionada a, 356f
- resposta do músculo abdominal antes da ativação dos, 413q-415q
- visão geral dos, 484–486

### flexores dos dedos, 219, 266–267

flexores plantares do tornozelo, ativação durante a caminhada, 653–654

flexores-rotadores do joelho

ação em grupo dos, 550–551

anatomia funcional dos, 550

produção de torque máximo dos, 552

torques de esforço máximo dos, 552f

visão geral dos, 539, 549–552

forame isquiático maior, 467

forame isquiático menor, 468

forame magno, 310

forame obturador, 467

forame sacral dorsal, 325

forame sacral ventral (pélvico)

função do, 325

forame transverso, 318

força

análise da, 88–96, 104q

aplicação na reabilitação, 112

cálculo da, 79q

como classificação da preensão, 281

competição, equilíbrio *versus* desequilíbrio entre, 47

- composição das forças, 89–90
- conversão do torque a partir da, 17f, 24
- definição e visão geral da, 11
- definição, 16, 60, 83
- efeito do envelhecimento na, 70
- impacto da idade na, 70–71
- modulação da, 59–61
- na rotação da porta, 16q-18q
- resolução das forças
  - em condições dinâmicas, 104
  - em condições estáticas, 98–100, 103
  - visão geral do, 90–91
- transferência de, mecanismos envolvidos na, 72–73
- unidades de medidas para, 11
- See also* força isométrica
- See also tipo de força, p.ex.:* forças externas
- força acoplada dos músculos
  - definição, 20
  - entre flexor do quadril e músculos extensores do dorso, 20f
  - na pronação do antebraço, 192
  - rotação no sentido para cima, 156–157
- força compressiva no sacro, 348–349
- força da preensão em pinça

biomecânica muscular da, 293q, 294f  
impacto da lesão do nervo ulnar no, 294f  
visão geral da, 281, 282f

força de cisalhamento anterior no sacro, 348–349

força de compressão intervertebral na coluna torácica  
hipercifótica, 369q-373q

força de distração (definição), 186f

força de encurtamento (definição), 89–90

força de frenagem

alteração de energia cinética do movimento do carro  
devido à, 82–83

alteração de momento de movimento do carro devido à,  
81

força de mordida, máxima, entre molares superiores e  
inferiores, 436q

força de preensão, 281, 282f

força de preensão (pegar)

fatores que afetam, 233–234, 234f, 235q

preensão de esforço máximo, forças de compressão  
produzidas por, 233f

força de reação da articulação

cartilagem articular, comprometida e, 96



definição, 15

determinação da, 99–100, 103

diretrizes para resolução de problemas, 98q

impacto da osteoartrite na, 110

mensuração, 107q

no diagrama de corpo livre, 86f, 87

papel da força muscular na criação da, 112

redução, 86

visão geral da, 86f

força de reação da articulação glenoumeral no diagrama de corpo livre, 86, 86f

força do músculo extensor (FM) (definição), 406

força do pé na caminhada auxiliada por muletas, 85f

força específica (definição), 51q

força média, cálculo, 83

força muscular

componentes retangulares da, 91, 91f, 91t

determinação da, 99–100, 103

direção da, 87

diretrizes para solução de problemas, 98q

forças externas *versus*, 112

função na criação da força de reação articular, 112

isométrica *See* (força muscular isométrica)

- magnitude, determinação, 116
- potencial, máximo de, 51–52, 51q
- relação do comprimento e velocidade de contração, 61f
- soma total, representação da, 85–86
- força muscular isométrica, 56–58
  - impacto do treinamento de alta resistência na, 69–70
  - medição e teste de, 58, 96
- força negativa, relação da velocidade de trabalho e, 83
- força positiva, relação com a velocidade de trabalho, 83
- força produtora de valgo
  - causas da, 180f
  - efeitos da, 180
  - resistência contra, 179–180, 183
- forças anteroposteriores, 656–657
- forças ativas, 13
- forças colineares
  - combinação de, 89
  - composição do vetor de, 89f
- forças de ação no corpo, 11–12, 86–87
- forças de carga externa, minimização, 81
- forças de reação do solo
  - durante a marcha, 656f

linha de ação durante resposta à carga, 658f  
medição, 107q  
na caminhada auxiliada por muletas, 85f  
no diagrama de corpo livre, 85–86  
para a passada, 655f  
pico como porcentagem de peso do corpo, 655q  
vertical, 675f  
visão geral do, 83, 655–657

#### forças externas

componentes retangulares das, 115  
força muscular *versus*, 112  
forças internas, contrastando com, 91–92  
no corpo livre, 87  
resolução das, 92f  
visão geral das, 13

#### forças internas

forças externas, contraste, 91–92  
no corpo livre, 87  
resolução das, 92f  
visão geral das, 13

#### forças mediolaterais, 657

#### forças miogênicas

impacto da quantidade da força de reação articular e  
impacto das, 23

- forças musculoesqueléticas, 11–15
  - conceitos e terminologia para, 11–13
- forças passivas, 13
- forças verticais, 655–656
- formação de ponte cruzada, 55
- fossa coronoide, 173
- fossa do acetábulo, 473
- fossa do olécrano
  - formação óssea, ectópica ao redor da, 182
  - visão geral da, 174–175
- fossa glenoide
  - articulação com, 124–125
  - encaixe da cabeça do úmero dentro da, 149q
  - margem da, 141, 142q
  - processos ósseos adjacentes à, 124
  - visão geral da, 124
- fossa ilíaca, 467
- fossa infraespinal, 124
- fossa mandibular
  - estrutura óssea da, 428
  - visão geral da, 425
  - visão inferior do crânio em destaque, 426f

fossa pterigoide, 425

fossa radial, 174

fossa supraescapular, 124

fossa supraespinal, 124

fossa temporal, 423

fossa trocantérica, 469

fotografia, dados cinemáticos reunidos por, 105

fóvea, 177

fratura

fatores de risco para, 11–12

redução da densidade óssea, 42q

intra-articular

realinhamento após, 42

reparo da, 41

efeito do envelhecimento, 43q-44q

fratura do arremessador de bolas, 162

fratura do quadril

intervenção cirúrgica para, 504

visão geral da, 500–501

fulcro (ponto de pivô), 20

função do coxim de tecido adiposo na cápsula da articulação, 30

função do sistema auditivo, otimização, 402

função do sistema visual, otimização, 402

função cirúrgica do punho, 226

função do quadril, padrões de cinemática do plano sagital  
na, 641f

## G

---

gastrocnêmio, inserções e inervação do, 687

gêmeo inferior

anatomia funcional do, 498–499

inserções e inervação do, 685

gêmeo superior

anatomia funcional do, 498–499

inserções e inervação do, 685

geração de força músculo-tendão, 52–56

curva ativa de tensão-extensão, 53–55

curva passiva de tensão-extensão, 52–53

curva tensão-extensão total, 55–56

gibosidade, 369q-373q

gínglimo (classificação do cotovelo), 177

giro como movimento entre superfícies articulares, 7–8, 8t

glicosaminoglicanas (GAGs), 36

da cartilagem articular hialina, 37f

glúteo máximo

inserções e inervação do, 685

papel da extensão do joelho, indireta do, 556

pelve, tracionada no, 395

torque da extensão lombar, contribuição do, 409  
visão geral do, 491

### glúteo médio

anatomia e ação do, 494  
ativação, excessiva, consequências da, 497q  
inserções e inervação do, 685  
mancar, 498q, 505  
papel da rotação do fêmur e, 16q-18q  
tensão, passiva durante exercício abdominal, 397  
visão geral do, 494

### glúteo mínimo

anatomia e ação do, 494–495  
ativação, excessiva, consequências da, 497q  
inserções e inervação do, 685  
visão geral do, 494

goniometria, estimativa da posição do eixo de rotação na,  
34

### grácil

inserções e inervação do, 685  
visão geral do, 550

### graus de liberdade

medição dos, 106

*See also termo* graus de liberdade para *articulações específicas*, *p.ex.*: articulação glenoumeral (ombro): graus



de liberdade para  
visão geral do, 6

gravidade

como força externa, 13

movimentos do esqueleto axial, efeito no, 383

postura espinal e, 369q-373q

potencial de deformação, 365

gravidez, disfunção da sínfise púbica durante, 468

## H

---

hálux, articulação metatarsofalângica, deformidades ou trauma envolvendo, 602–603, 603f

hálux rígido, 602–603

hálux valgo, 603, 603f

hamato, 218–219

hanseníase (lepra), 262q

haste (falange), 248

haste (metacarpal), 246

hemifaceta costal, 310–311

hemiparesia, marcha afetada pela, 632f

hemiplegia, deslocamento do ombro devido a, 152

hipercifose da região torácica

  linha de gravidade na, corpo e, 372f

  tratamento da, 369q-373q

  ventilação afetada pela, 449–450

  visão geral da, 314–315, 369q-373q

hipertrofia muscular

  fatores que contribuem para, 70

  impacto do treinamento de alta resistência na, 69–70

hipótese dos filamentos deslizantes, 55, 72

# I

---

## idosos

caminhada pelos, 627–628

fraturas do sacro em, 360–361

idosos sedentários, perda de força muscular em, 71

## ilíaco

exercício abdominal, envolvimento no, 397

inserções e inervação do, 685

visão geral do, 392

## ílio

asa do, 467

características osteológicas do, 467, 467q

como componente inominado, 465–467

## iliocostal cervical

função do, 386

inserções e inervação do, 457

visão geral do, 385–386

## iliocostal do tórax, 386

função do, 386

inserções e inervação do, 457

visão geral do, 385–386

## iliocostal lombar

função do, 386  
inserções e inervação do, 457  
visão geral do, 386

## iliopsoas

ação do, 393q  
envolvimento da inclinação pélvica do, 393  
envolvimento do movimento do tronco, 392  
inserções e inervação do, 685  
visão geral do, 392–393, 484

impacto femoroacetabular, 511q-512q

impulsão (definição), 635

impulso linear, relação do momento linear, 81

impulso, cálculo, b0045

incapacidade, levantamento como fator na, 405

incisura do acetábulo, 473

incisura isquiática maior, 467

incisura isquiática menor, 468

incisura jugular, 121, 311

incisura mandibular, 425

incisura radial, 175

incisura troclear, 175

inclinação anterior (terminologia), 133

inclinação anterior do corpo, papel do extensor do quadril no controle, 493–494, 494f

inclinação palmar

visão geral da, 218

vista anterior da, 218f

inclinação pélvica

anterior, 481

flexão pelvicofemoral do quadril, 486

função do eretor espinal na, 386

função do iliopsoas na, 392–393

lordose lombar relacionada a, 355–356, 356f, 365, 392–393

músculos envolvidos na, 509f

cinemática da coluna lombar, efeito na, 355–356, 355f

eixo de rotação para, 355

função da força acoplada na, 486f

posterior, 481

durante exercício abdominal, 397

extensores do quadril realizando, 340–341

lordose lombar relacionada a, 356

inclinação posterior (terminologia), 133

indicador (extensor), supinação do, 206

## inércia

momento de massa de *See* (momento de massa de inércia)

visão geral da, 78

infantes, anteversão femoral em, 470

## infraespinal

ativado, 158f

fibras superiores dos, 156

função do, 161

função na elevação do braço, 158

função na estabilização dinâmica do, 158–159

inserções e inervação dos, 301

rotação glenoumeral pelos, 163

rotação umeral pelos, 159

Inman, VT, 146–148

## inominado

características osteológicas do, 465–468

ílio, 467

ísqquo, 468

púbis, 468

vista lateral do, 466f

## inspiração

ação do diafragma durante, 444f

definição e visão geral da, 440

envolvimento do músculo abdominal na, 447–448  
mecânica muscular da, 440f, 443, 449  
músculos primários, 444t  
trabalho muscular necessário para, 443q  
movimento das costelas durante, 442, 442f, 446q  
*See also* inspiração forçada; *See also* inspiração calma

#### inspiração forçada

movimento das costelas durante, 442  
músculos da  
ação durante, 443–444  
visão geral dos, 446–447, 447t  
visão geral da, 449

#### inspiração tranquila

efeito da doença pulmonar obstrutiva crônica na, 452q  
músculos da, 443–446  
visão geral da, 449

#### instabilidade adquirida do ombro, 160q

#### instabilidade atraumática do ombro, 160q

#### instabilidade carpal

causas de, 237  
formas dos, 229–230, 229q  
patomecânica associada aos, 287q, 287f  
tratamento cirúrgico para, 226  
visão geral dos, 228–230



instabilidade do ombro pós-traumática, 160q

instabilidade do segmento dorsal intercalado (ISDI), 230, 230f

instabilidade glenoumeral atraumática, 160q

instabilidade lombopélvica

- definição e visão geral da, 416q
- estrutural, 416q

integração (do sinal elétrico) (definição), 66–67

interação músculo-articulação

intercuspidação máxima (definição), 427

interósseo dorsal

- função do, 276, 276f
- inserções e inervação dos, 304, 688
- linha de força do, 276
- primeiro, pinça no, 293q
- visão geral do, 275–276, 617

interósseo plantar, inserções e inervação do, 688

intervalo interspike (definição), 63–64

intervalo rotador (definição), 140

- postura “ombros em círculo”, 152, 153f

ísqquo

- características osteológicas do, 468, 468q

como componente inominado, 465–467

## J

---

### joelho

alinhamento do, 548f

anormal, 552–554, 554f

e considerações anatômicas, 523–538

ângulo da articulação, 94f, 561f

artrologia do, 522

bursa do, 526, 526t

cápsula do, 521, 524–525, 524t, 525f

membrana sinovial, 525–526

causas de lesões e prevenção, 556

cinemática do

plano frontal, 642–644, 643f, 661f

plano horizontal, 646, 646f, 662f

plano sagital, 528f, 640, 661f

coxins de tecido adiposo do, 526

dano ipsilateral, desvio de marcha como compensação para, 667t

danos, disfunções de marcha secundários aos, 668t

desvios do plano frontal do, 523f

eixo de rotação no

eixo mediolateral do, 104f, 106f

padrão de marcha afetado por, 556

- estabilidade dos, 556
  - fontes de, 204–205, 520
- estruturas profundas do, 527f
- exercícios, pós-cirúrgicos, 560q-562q
- fraqueza postural do, 548
- funções biomecânicas do, 520
- impacto do levantamento no, 410q
- inervação sensitiva do, 539
- interação músculo-articulação do, 539–554
- levantamento de carga entre, 407, 411
- ligamentos do *See also* (ligamentos cruzados)
  - efeito da imobilização no, 42
  - função do, 533t
  - ligamentos medial e colateral, 531–532
  - mecanismos de lesão do, 533t, 535–537
  - visão geral, 524–525, 524t
- limitação, tecidos que proporcionam, 532t
- movimento do
  - amplitude do movimento, 556
  - analogia com guindaste, 557f
  - mecanismo de bloqueio do joelho (engate do joelho)de, 531f
  - rotação interna e externa (axial), 529f, 531
  - rotação para desbloqueio do joelho (rotação automática) de, 530–531

salto, papel no, 555

músculos do, 525f

- ação e inervação do, 540t
- ativação durante a caminhada, 653
- função do, 539–552
- inervação do, 539
- músculos do quadril, sinergia entre, 563q-565q, 564t

músculos flexores plantares estendendo, 623q

ossos e articulações do, 521f

osteoartrite do, 552–553, 553f

plano sagital de torque interno para, 675f

plica durante desenvolvimento embrionário, 526q

posição e estabilidade, efeito do tornozelo durante  
posição ereta, 623f

posição na sustentação de peso, 556

rotação externa do, excessiva, 547–548

rotação interna do, 548

tecido conjuntivo da, 525f

torque externo no, 109f

torque varo no, 661f

torques e força da articulação, 659–662

visão geral do, 520

vista anterior do, 524f

vista lateral do, 523f

vista medial do, 532f

## joelho recurvado

patomecânica e tratamento do, 555q

poliomielite como causa de, 555f

visão geral do, 554

## joelho valgo

definição, 523

excessivo, 523, 547, 553–554, 554f

## joelho varo (perna arqueada)

com osteoartrite do joelho, 552–553, 553f

definição, 523

## jogadores de futebol, luxação do hálux em, 602

## junção intervertebral

movimento, terminologia que descreve, 327

visão geral e componentes do, 326–332, 326f, 365

## junção lombossacral

anatomia da, 346–349, 347f

estabilidade da, 349, 393

força de cisalhamento anterior na, 349, 365

forças de compressão (reação), predição, 407, 407f

## junção neuromuscular, mecanismos de fadiga muscular, 69

## junção toracolombar

anatomia da, 347f

implicações clínicas em relação à, 348q

junções costochondrais, 441

junções costosternais, 441

## L

---

lábio do acetábulo

características anatômicas do, 473

degeneração do, 511q-512q

lesão do, 511q-512q, 511f

lábio glenoidal

cirurgia no, 160q

inserções do, 142q

músculos que se originam no, 140

trauma no, 142q

visão geral do, 141

lábio lateral, 173

lábio medial, 173

lábio periférico, 30

laboratório de marcha, instrumentação utilizada, 630f

lamelas, 40–41

lâmina retrodiscal (disco articular da ATM), 428

lâminas, 320

largura da passada (definição), 631

latíssimo do dorso



- cabeça do úmero, força dirigida à, 159
- cadeira de rodas, uso de, 154f
- envolvimento do exercício abdominal do, 397
- função do, 152, 161
- função na rotação da articulação glenoumeral, 162
- inserções e inervação do, 301
- torque de extensão lombar, contribuição, 409
- visão geral do, 125
- vista posterior do, 153f

lei da ação e reação, 77, 83

lei da aceleração

- lei da ação-reação e, 83
- medição física associada a, 84t
- relação da força (torque)-aceleração, 79–81
- relação do impulso-momento, 81, 82q
- relação trabalho-energia, 81–83
- visão geral da, 77, 79–83

lei da inércia, 77–79

lei da parcimônia, 204q, 207, 210q, 213q

lei de Boyle, 439, 440f, 449

lei de Wolff, 42q

leis de Newton do movimento

- aplicações de torque, 81

aplicações lineares, 78t, 79q  
aplicações rotacionais, 78t, 81, 81q  
primeira lei, 78–79, 78q  
segunda lei, 11, 79–83, 79q, 81q, 84t  
técnicas de reabilitação e, 112  
terceira lei, 83  
visão geral do, 77–83

leis do movimento. *See* leis de Newton

Leonardo da Vinci, 3

lepra (Hanseníase), 262q

lesão cervical “em chicote”

biomecânica da, 402–403

hiperextensão da articulação apofisária devido à, 329q

hiperextensão *versus* flexão na, 401q, 401f

propriocepção, reduzida seguinte a, 412

visão geral da, 401q

lesão da medula espinal

estenose do canal vertebral como fator na, 337

fraqueza do abdutor do quadril na, 498q

reabilitação após

função da estimulação elétrica na, 42q

lesão do nervo fibular, paralisia muscular seguinte à, 614–  
615

lesão do nervo tibial, paralisia muscular seguinte a, 614–615

lesão em chicote (cervical). *See* lesão cervical “em chicotada”

lesões de Bankart, 160q

levantadores do dorso, inserções e inervação dos, 449–450

levantamento

demanda dos músculos lombares, redução durante, 407

fáscia toracolombar, tensão muscular transferida, 409

fontes de torque de extensão usados para, 408–409

mecânica muscular lombar durante, 405–409

padrão de ativação muscular durante, 409f

padrão de, redução de, 407

pressão intra-abdominal, aumento durante, 408, 447

questões biomecânicas, 405–411

segurança, diretrizes para, 407, 408q, 411, 411t

técnicas de, 408, 410q, 410f, 411t

levantamento em inclinação, 410q, 410f

ligamento acetabular transverso, 473

ligamento amarelo

características do, 315

relação estresse-esforço, 317f

visão geral do, 315

ligamento anular, 186

ligamento carpal palmar, 234

ligamento colateral lateral (fibular), características anatômicas do, 531

ligamento colateral lateral (ulnar), 180

ligamento colateral medial (cotovelo), 178–179

componentes do, 180f

fibras anteriores do, 178–179

fibras posteriores do, 179

fibras transversas do, 179

ligamentos do cotovelo diferentes do, 179–180

trauma ao, 180, 180f

ligamento colateral medial (tibial) (MCL), 531

ligamento colateral radial, 180, 223

ligamento colateral ulnar

imagem radiográfica do, 224f

visão geral do, 224

ligamento conoide, 131

ligamento coracoacromial, 142

ligamento coracoclavicular

características anatômicas do, 131

visão geral do, 131

ligamento coracoumeral, 138–140

ligamento costoclavicular, 129

ligamento deltoide, 580q

ligamento escafossemilunar  
função do, 226–227  
ruptura do, 226–227, 237  
visão geral do, 224

ligamento escafotrapezial, 224

ligamento esfenomandibular, 429

ligamento esternoclavicular, 128–129

ligamento esternoclavicular anterior, 128–129

ligamento esternoclavicular posterior, 128–129

ligamento estilomandibular, 429

ligamento glenoumeral inferior, 138–139

ligamento glenoumeral médio, 138

ligamento glenoumeral superior, 138

ligamento iliofemoral, 475

ligamento iliolumbar  
função do, 349, 361  
visão geral do, 361

ligamento intercarpal dorsal, 224

ligamento intercarpal palmar, 224

ligamento interósseo  
visão geral do, 361

ligamento intrínseco curto do punho, 224

ligamento isquiofemoral, 475–476

ligamento lateral (temporomandibular)  
componentes do, 429f  
visão geral e função do, 429

ligamento longitudinal anterior, 315–316

ligamento longitudinal posterior, 316

ligamento nucal  
aparência do, 317f  
visão geral do, 315

ligamento patelofemoral medial, 547

ligamento periodontal, 427

ligamento pubofemoral, 475–476

ligamento quadrado, 186

ligamento radiocarpal dorsal, 223

ligamento radiocarpal palmar, 223  
tensão do, 223

ligamento redondo, 472

ligamento retinacular oblíquo radial (dedo indicador), 269

ligamento sacroespinal, 361–362, 468

ligamento sacroilíaco anterior

função do, 361

visão geral do, 361

ligamento sacroilíaco curto posterior, 361–362

ligamento sacroilíaco longo posterior, 361–362

ligamento sacroilíaco posterior, 361–362

ligamento sacrotuberoso

descrição do, 362

visão geral do, 361, 468

ligamento semilunar-piramidal, 224

ligamento transverso do carpo

função do, 219

inserções ósseas para, 219

visão geral do, 219

ligamento trapezoide, 131

ligamento ulnocarpal palmar, 224

ligamentos

como tecido conjuntivo denso regular, 36–37

danos, crônicos ao, 43

definição e visão geral dos, 29

- efeito da imobilização nos, 42
- efeito do envelhecimento nos, 43q-44q
- estabilidade da articulação, função nos, 37
- falha mecânica dos, 12f
- força exercida nos, 11-12
- metabolismo dos, 36

ligamentos acessórios (temporomandibular), 429

ligamentos alares, 336

ligamentos capsulares

- definição e visão geral dos, 29

- glenoumeral, 136-140

ligamentos capsulares da articulação radioulnar dorsal (posterior), 186-187

ligamentos capsulares glenoumerais, 136-140

ligamentos capsulares palmares (anterior) da articulação radioulnar, 186-187

ligamentos cruzados, 534f

- anterior, 532-536, 533f, 534q

- força relativa das linhas musculares dos, 561f

- mecanismos de lesão, 535-536, 559q

- reconstrução cirúrgica dos, 560q-562q

- tensão nos, 561f

- posterior, 532-534, 533f, 534q, 536-537



- mecanismos de lesão, 537
- ligamentos interclaviculares, 128–129
- ligamentos intercondrais, 441
- ligamentos interespinais, 315
- ligamentos intertransversais, 315
- ligamentos intrínsecos intermediários do punho, 224
- ligamentos intrínsecos longos do punho, 224
- ligamentos lombares, torque extensor passivo máximo produzido pelos, 409t
- ligamentos meniscofemorais, 528q
- ligamentos metacarpais transversos profundos, 256
- ligamentos retinaculares oblíquos, 279q, 279f
- ligamentos supraespinais
  - na região cervical, 315
  - visão geral dos, 315
- linha alba, 390
- linha áspera, 470
- linha de gravidade, corpo
  - na cifose torácica, 372f
  - na postura ideal, 314f
  - nas vértebras lombares, 312–314

- visão geral da, 314–315
- linha intertrocantérica, 469
- linha nucal inferior, 309–310
- linha nucal superior, 309–310
- linha pectínea
  - formação da, 470
  - visão geral da, 468
- linha supracondilar lateral, 470
- linha supracondilar medial, 470
- linha trapezoide, 122
- linhas glúteas, 467
- líquido sinovial, 29
- lombar
  - danos
    - relação com a instabilidade lombopélvica, 416q
  - desenho da secção transversa através, 362f
  - estabilidade dos, 362, 395
  - levantamento, magnitude da força imposta durante, 405–407
  - músculos extensores
    - braço de momento interno disponível para, aumentando (levantamento), 407

força durante levantamento, 406  
quadril durante escalada de montanha, 495f  
torque de extensão na, 314

#### longo da cabeça

efeito chicote no, 401q  
função do, 400  
inserções e inervação do, 458

#### longo do pescoço

efeito chicote no, 401q  
função do, 400  
inserções e inervação do, 458–459  
visão geral do, 400

#### longuíssimo da cabeça

envolvimento na rotação craniocervical, 404–405  
inserções e inervação do, 457  
visão geral do, 386

#### longuíssimo do pescoço

inserções e inervação do, 457  
visão geral do, 386

#### longuíssimo do tórax

inserções e inervação dos, 457  
visão geral do, 386

#### lordose

definição, 312

desenvolvimento na infância, 312–314

natural, 314

relação do ângulo sacro-horizontal e, 348–349

repouso, 336

*See also* lordose lombar

### lordose lombar

desenvolvimento na infância, 312–314

durante exercício abdominal, 397–398

excessivo, 314–315, 356

inclinação pélvica relacionado à, 355–356, 356f, 365, 392–393

levantamento acentuando, 407, 411

postura sentada relacionada à, 357–358, 358f

### lumbricais

características anatômicas dos, 274f, 275

função dos, 275, 275f, 280

inserções e inervação dos, 304, 687

músculos interósseos comparados aos, 277t

torque de flexão dos, 276

visão geral dos, 273

lunatomalácia (terminologia), 220q

luxação do hálux (definição), 602

## M

---

magnitude do vetor de força, 15

mandíbula

ação muscular na mastigação, 437t

ângulo da, 424

artrocinemática da, 431–433, 439

características osteológicas da, 424–425, 424q, 424f-425f

dentes da, 427

depressão e elevação da, 429–431, 432f, 433–434

excursão lateral da, 429–431, 431f, 434f

articulação temporomandibular

envolvimento na, 439

contralateral, 434–435

ipsilateral, 434

faixa funcional ao redor do ângulo da, 436q

osteocinemática da, 429–431

posição postural da, 427, 451f

protrusão e retrusão da, 429–431, 433–435, 437

manipulação

como função da mão, 281

tipos de, 281

manipulação contínua e fluidos, 281

manobra de Valsalva

pressão abdominal, aumentada durante, 447

prós e contras da, 408

visão geral da, 408

manúbrio

como componente do esterno, 121

visão geral do, 311

mão

abertura

extensão dos dedos, 277–280

visão geral da, 276–277

anatomia da, 245f, 246, 264f

articulações da, 245, 245q, 259f, 262

cirurgia na, 259q, 289q-291q

componentes da, 244

deformidades da

artrite reumatoide como causa de, 283f *See also*

(artrite reumatoide: deformidades articulares  
causadas pela)

intervenção para, 288

prevenção, 261q

doenças ou lesões da, membro superior afetado por, 244,  
288

estabilidade, longitudinal da, 248  
fechamento, 276–277, 280–281  
força de compressão, 185f  
funções dos  
    efeito da posição do punho na, 216  
    visão geral do, 244, 281, 281q  
inervação cutânea da, 262  
interação músculo-articulação da, 262–281  
    músculo, articulação e inervação cutânea, 262  
ligamentos da, 250  
movimentos e mobilidade da, 249f, 250–251  
músculos da *See also* (extensores dos dedos; *See also*  
flexores dos dedos; *See also* dedos: músculos do)  
    extrínsecos, 262–263, 263t  
        inserções e inervação dos, 303  
    inervação dos, 194f-197f  
    inserções e inervação dos, 303–304  
    inserções para, 183–184  
    intrínsecos, 262–263, 263t, 269, 271f, 272–276 *See*  
    *also* (*músculos específicos, p.ex.:* músculos tenares)  
    visão geral dos, 262–276, 288  
    vista dorsal da, 268f  
    vista lateral dos, 269f  
olhos, relação dos, 245f, 262  
ossos da, 244–245

- vista dorsal dos, 247f
- vista palmar dos, 246f
- peso, suporte de, 21
- posição na função da, 261q, 261f
- posicionamento da
  - papel do movimento do punho no, 237
  - sensação, papel da, 262q
  - superfície palmar, arcos da, 248–249, 249f
  - trauma a, 220q
  - vias nervosas pelas, 194f-197f
  - vista lateral da, 248f
  - vista palmar da, 248f
- marcadores anatômicos na videografia, 105, 105f
- marcadores reflexivos na videografia, 105f
- marcha
  - descritores espaciais de, 631q, 631f
  - descritores temporais de, 631q
  - forças de reação do solo durante, 656f
  - medição, instrumentos para, 629f
  - padrões de anormalidades (ver anormalidades específicas p.ex.: pé medializado)
  - parâmetros temporais e espaciais de, 633t
  - tempo de duração da, 673f
  - transferência de potencial de energia cinética durante,



638f

marcha de Trendelenburg compensada, fraqueza do abductor do quadril acompanhada por, 498q

margem glenoidal, 142q

martelo, uso do

desvio do músculo radial no, 236, 236f

desvio do músculo ulnar no, 237f

massa e peso comparados, 11q

masséter

anatomia e função do, 433

envolvimento no fechamento da boca, 437

inserções do, 424

inserções e inervação do, 459

músculo pterigoide medial, interações com, 436q

visão geral do, 433, 434f

mastigação

envolvimento da articulação temporomandibular na, 438–439

músculos dos

inserções e inervação dos, 459–460

mandíbula, ações na, 437t

músculos, primários

anatomia e função dos, 433–435, 436f

inervação dos, 433t

visão geral dos, 433

músculos, secundários

anatomia e função dos, 435

inervação dos, 433t

visão geral dos, 433

realização assimétrica da, 427

visão geral dos, 423

material viscoelástico

curva estresse-força do, 13

ramo da árvore, como fenômeno de, 13, 13f

maxila

dentes da, 427

visão geral da, 425

meato auditivo externo, 423

mecanismo extensor

componentes do, 268f-269f, 270t

definição, 268–269

dos dedos, 269

mecanismo extensor do joelho

braço de momento interno do, 543–544, 543f

definição, 540

mecanismos ativos (definição), 137q

- mecanismos centrais (definição), 69
- mecanismos passivos (definição), 137q
- mecanismos periféricos
  - definição, 69
  - fadiga muscular, explorando, 69
- média de eixo de rotação
  - visão geral do, 34
- mediopé
  - características estruturais e funcionais do, 600f
  - definição, 573–574
- medula espinal
  - corte transversal da, 310f, 380f
  - elementos dos ossos da coluna vertebral e, 456f
- medula posterior, músculos ramificados a partir da, 150
- membrana atlanto-ccipital posterior, 333
- membrana atlanto-occipital anterior, 333
- membrana interóssea
  - componentes da, 185f
  - estrutura e função do, 183–185
  - forças que agem no, 185f
  - impacto da pronação no, 190–191, 190q
  - rupturas no, 237, 238q-240q

membrana obturatória, 467

membrana sinovial, 136

membrana tentorial, 334–335

membros inferiores. *See* perna

membros, rotação dos, 4–5

menisco homólogo, 224

menisco(s), 526–528

- características anatômicas do, 527f
- considerações anatômicas, 526–527
- considerações funcionais, 527–528
- mecanismos de lesão do, 528
- trauma, extensão da cicatrização ao, 42–43

meniscoides fibroadiposos, 329q

mergulho, momento de massa de inércia no, 79, 79f

metacarpais

- articulação do osso do carpo com, 218
- designação dos, 246
- efeito da artrite reumatoide nos, 249
- visão geral dos, 244–245
- visão geral e características dos, 246–248, 246q

metatarsais, características osteológicas dos, 578, 578q

método do polígono de composição do vetor, 89

método gráfico da análise de forças, 88–89

método trigonométrico de análise de forças, 88–90

Michaelangelo Buonarroti, 3

mielopatia cervical, 337

miofibrilas

características das, 53–55

micrografia das, 53f

relaxadas e contraídas, 54f

miofilamentos, 53–55

miosina

classificação da, 56q

organização das bandas de, 53f

visão geral da, 53–55

miosina ATPase, 65q

modelo corda e polia para sistema do tendão e articulação,  
289q-291q

módulo de Young (definição), 12

momento (terminologia usada), 80–81

momento de força (terminologia usada), 80–81

momento de massa de inércia

aceleração angular inversamente proporcional ao, 80–81

ao redor do eixo mediolateral, 79f

- aplicações do, 79
- aspectos matemáticos do, 80q
- visão geral do, 79

#### momento linear

- alteração no, fatores que determinam, 81
- relação de impulso linear ao, 81

momento, definição e visão geral do, 81

monitor de computador, região craniocervical, protração durante visualização do, 404q

#### movimento

##### análise do

- análise de força e torque, 88–96
- antropometria, 84
- diagrama de corpo livre, 84–88, 87q
- organização de referência espacial, 87–88
- visão geral do, 83–96

função muscular no controle do, 48

##### posição e direção do

- definição, 87

*versus* postura, 47

movimento angular, direção da rotação do, 88q

movimento da superfície côncavo sobre a convexa artrocinemática do, 9f, 10q

como movimento de rolamento-deslizamento, 9–10

movimento da superfície côncavo sobre convexa  
artrocinemática do, 9f, 10q

como movimento de rolamento e deslizamento, 9–10

na articulação glenoumeral, 8

“movimento do ombro” (terminologia), 126

movimento humano, análise do, 630f

movimento intervertebral  
artrocinemática do, 327  
eixo de rotação para, 318

movimento linear, aplicação da primeira Lei de Newton  
para, 78

movimento pelvicofemoral do quadril, 480f

movimento planar, organização de referência coordenada  
bidimensional para, 87

movimento relativo entre partes do corpo, 6

movimento rotacional, aplicação da primeira lei de  
Newton para, 78

movimento tibiofemoral  
controle do, 551  
envolvimento da articulação patelofemoral no, 537–538  
visão geral do, 528f, 556

movimento tibiofemoral

ação da patela durante, 537–538

controle do, 551

visão geral do, 528f

movimento vertebral, tratamento da dor lombar por meio de otimização do, 357q

movimento, tipos de, 4

movimentos acessórios, definição, 6

movimentos ativos, 5

movimentos de rolamento e deslizamento

ombro envolvimento nos

articulação carpometacarpal do polegar, 253–254

artrocinemática da articulação glenoumeral, 144–146, 145f

artrocinemática do giro combinada a, 8–9, 9f, 11f

elevação e depressão, 130f

retração da clavícula, 130f

superfície convexo-côncava envolvida nos, 9–10, 10f

visão geral dos, 8

movimentos passivos, 5

mulheres pós-menopausa, osteoporose em, 369q-373q

mulheres, osteoartrite em, 253q



multífido, contração, 509f

músculo deltoide

classificação do, 151

contribuição do torque de abdução do, 156

demanda do tendão supraespinado compartilhado pelo,  
161q

inserções e inervação do, 301

inserções estáveis para, 156

paralisia do, 156

posterior, ativação isométrica do, componentes de força  
somente, 115

vantagem mecânica do, 23

, 125 *See also* deltoide anterior; *See also* tuberosidade  
deltoide média,

músculo digástrico, inserções e inervação do, 441

músculo do diafragma

efeito da doença pulmonar obstrutiva crônica no, 452q

efeito da medula espinal cervical no, 446q, 449

expiração, ação durante, 447

inserções e inervação de, 443–446

inspiração, ação durante, 441–444, 444f

paralisia cerebral e, 449

paralisia do, 449

visão geral do, 443–444

músculo esternocleidomastóideo

envolvimento da rotação craniocervical do, 404–405

função da estabilidade da articulação do, 128–129

inserções e inervação do, 459

realinhamento na postura anteriorizada da cabeça, 404q

visão geral do, 399

vista anterior do, 399f

músculo esterno-hioideo

função da estabilidade da articulação, 128–129

inserções e inervação do, 442–443

músculo esternotireóideo

função da estabilidade da articulação, 128–129

inserções e inervação do, 443–449

músculo flexor plantar, função da extensão do joelho e,  
623q

músculo gastrocnêmio, potencial de força máxima do, 51–  
52

músculo genio-hióideo

inserções e inervação, 441

músculo ilíaco, 467

músculo iliocostal

função do, 386

visão geral do, 385–386

músculo infraespinal, 146q

músculo multífido

abdominal oblíquo externo comparado ao, 388

atrofia dos, 413q-415q

inserções dos, 388q

inserções e inervação dos, 458

lombares, 413q-415q, 416

papel da estabilidade dos, 392q, 413q-415q

visão geral do, 386, 388

músculo pterigoide

lateral

anatomia e função do, 434–435

envolvimento na abertura da boca, 436–437

envolvimento no fechamento da boca, 437–438

espasmo no, 451q

inserções do, 425

inserções e inervação dos, 440–441

visão geral do, 433, 435f

lateral

lado lateral da, 426f

músculos inseridos a, 434

visão geral da, 426

visão inferior do crânio em destaque, 426f

medial

- anatomia e função do, 434
- envolvimento no fechamento da boca, 437
- inserções do, 424
- inserções e inervação do, 440
- masseter, interações com, 436q
- visão geral do, 433, 435f

medial, 426

placa pterigoide

músculo reto abdominal

- anatomia do, 390

- atividade durante caminhada, 650

- bainhas que circundam, 390

- exercício abdominal “crunch”, uso durante, 398q

- exercício abdominal, envolvimento no, 397

- inserções e inervação do, 458

- resposta antes da ativação do flexor do quadril, 413q-415q

- reto do abdome

músculo rotador curto, força produzida pelo, 395

músculo subclávio

- função da estabilidade da articulação, 128–129

- função do, 152

- inserções e inervação do, 301

- vista anterior do, 153f

músculo subescapular

localização do, 124

músculo suboccipital

inserções e inervação do, 459

visão geral do, 401–402

vista posterior do, 402f

músculo supraespinal

abdução, artrocinemática, 159

ativado, 158f

fraco, excessivo e lesão do, 161q, 161f

função do, 141, 144, 155–156, 155f

função na elevação do braço, 158

inserções e inervação do, 302

linha de força do, 156

paralisia do, 156

tendão do, 161q, 166q-167q

torque de abdução do, 156

vantagem mecânica do, 23

visão geral do, 124

músculo tiro-hióideo, inserções e inervação do, 443

músculos

alongamento, elasticidade dos, 53

alterações nos, 69–72

efeito do envelhecimento nos, 43q-44q, 70–72

- treinamento de força, 69–70
- uso reduzido, 70
- ângulo de inserção do, 92
- área de secção transversa do, 289q–291q
- arquitetura dos, 50–52, 72
- atividade elétrica durante a marcha, 630
- como deslocador do esqueleto, 58–64
- como estabilizador do esqueleto, 48–58, 48q, 379
- corte transversal
  - comparação entre pessoas jovens *versus* pessoas idosas, 71f
- da extremidade superior
  - inervação da, 299
  - inserções e inervação da, 301–304
- força ativa do, 48
- força e controle
  - tratamento da dor lombar enfatizando, 357q
- fraqueza dos
  - tecido conjuntivo periarticular afetado por, 42
- função da estabilidade da articulação dos, 37
- função da raiz do nervo espinal, teste com, 300
- função no controle da postura, 48, 379
- função no controle do movimento, 48
- função, fatores que afetam, 72
- inervação dos, 380–381

modelo diagramático de, 52f  
morfologia dos, 50, 50f, 72  
    impacto do envelhecimento nos, 71–72  
organização estrutural dos, 48–50, 49f  
potencial de força dos, 289q-291q  
regiões, múltiplas cruzadas, 379  
transferência  
    braço de momento dos, 289q-291q  
    potencial do torque dos, 289q-291q

## músculos abdominais

ações dos, 390–392, 391t, 395  
anatomia dos, 389f, 390  
bainha reta e linha alba dos, 390  
classificação dos, 383  
e extensores do quadril, força acoplada entre, 493f  
elevação da perna estendida, estabilização durante, 487f  
exercício “abdominal”, envolvimento no (fraco), 397–398  
exercício “abdominal”, envolvimento no, 396–397  
exercícios de fortalecimento para, 396, 396f, 398q  
flexão do braço, ativação seguinte aos, 413q-415q, 413f  
funções dos, 395, 449q  
impacto da paralisia cerebral nos, 449  
inserções e inervação dos, 458  
lateral, inserções e ações dos, 391t

papel de ventilação dos, 447–448, 449q

paralisia dos, 446q, 449q

pico de torque dos, 392

visão geral dos, 389–392

### músculos abdominais oblíquos

ação bilateral do, 390

durante corrida rápida, 412

envolvimento na rotação do corpo, 405

exercício abdominal, uso durante, 398q

extensores do tronco como sinergistas rotacionais aos, 392q

flexão da perna, resposta a, 413q-415q

*See also* músculo oblíquo externo do abdome; *See also* músculo oblíquo interno do abdome

músculos abdominais oblíquos externos, rotação axial do tronco, envolvimento no, 392, 392q

### músculos abdominais oblíquos internos

ativação, seletiva de, 416

elevação do braço, ativação seguindo, 413q-415q

rotação axial do tronco, envolvimento no, 392, 392q

músculos agonistas, 20, 111f

### músculos antagonistas

definição e visão geral dos, 20

impacto do treinamento de resistência nos, 70



influência da coativação no torque externo, 111q, 111f

influência da coativação no torque interno, 112

músculos anterolaterais do tronco. *See* músculos abdominais

músculos ativos excentricamente, 83

músculos concentricamente ativos, 83

músculos curtos segmentares

como estabilizadores musculares intrínseco do tronco, 394

extensão dos, 385

função dos, 388–389

função na estabilização craniocervical f, 403

inserções e inervação do, 458

visão geral do, 383–385, 388–389

músculos da região faríngea, envolvimento na inspiração de, 446

músculos do compartimento lateral da perna, 608–610

ação da articulação, 609–610

anatomia dos, 608–609

músculos do compartimento posterior da perna

ação da articulação dos, 612–613

anatomia dos, 610–612

grupo profundo, 611–612

- grupo superficial, 610, 611f
- músculos profundos, 612f
- visão geral dos, 610–613, 610q

#### músculos do manguito rotador

- adução e extensão do ombro, atividade durante, 162
- cirurgia nos, 155
- elevação do braço, função dos, 155, 158–159, 159f
- função dos, 136, 140, 159q
- inserções estáveis para, 156
- interação da cápsula da articulação glenoumeral com, 146q

#### músculos do ombro

- abdução e abdutores, 156–157, 156f-157f
- ação dos, 151
- adutores, 161–162
- e músculos do tronco, uso do arco e flecha, envolvimento no, 384f
- extensores, 161–162
- inervação dos, 150–151, 151t, 301–302
- inserções distais do, 125
- inserções dos, 301–302
- interdependência entre, 121, 165
- pico de torque produzido pelo, 162f
- rotadores internos e externos, 162–164

## músculos do quadril

anterior, 485f

articulações sacroilíacas estabilizadas por, 364–365

atividade durante a caminhada, 650–653

atravessando quadril, 484f, 487f, 491f

biarticular, alongamento, aumento, 508q

como músculos estabilizadores extrínsecos do tronco, 395

músculos do joelho, sinergia entre, 563q-565q, 564t

músculos do tronco usados simultaneamente com, 396

padrão de ativação na rotação do corpo, 405f

posterior e lateral, 496f

posterior, 493f

rotadores externos, 498–499

    caminhada, atividade durante, 652–653

    e abdutores, debilidade postural nos, 548

    função geral, 499

    rotação externa pelvico-femoral, ação durante, 500f

    rotadores externos curtos, 498–499

rotadores internos, 490–491

    biomecânica do músculo adutor, 491, 491f

    caminhada, função durante, 492q, 492f

    função geral, 402–405

torque, esforço máximo produzido pelos, 499–500, 500f

visão geral do, 485t

## músculos eretores espinais

anatomia dos, 386

atividade durante a caminhada, 650

contração dos, 364–365

contração, bilateral dos, 386

envolvimento na rotação craniocervical, 404–405

envolvimento na rotação do corpo, 405

extensão dos, 385

função dos, 386

inserções e inervação dos, 457–458

organização topográfica dos, 385f

pelve, puxar, 395

potencial de extensão proporcionado pelos, 405

tendão comum dos, 385, 385q

tipos de, 385f, 386

*See also músculos específicos, p.ex.: iliocostal torácico*

visão geral dos, 383–386

## músculos espinais

visão geral dos, 385–386

## músculos extensores dos dedos

hiperextendidos, 233–234

primários, 277

## músculos flexores dos dedos

extrínsecos, papel da flexão do punho, 232–236

força, fatores que afetam, 233–234

### músculos fusiformes

área de secção transversa fisiológica dos, 51

potencial de força máxima dos, 51–52

visão geral dos, 50

### músculos hipotenares, 273

ações dos, 272f

considerações anatômicas, 273

considerações funcionais, 273

paralisia dos, 273

### músculos inervados pelo nervo radial, paralisia dos, 213q

### músculos infra-hióideos

anatomia e função dos, 435

inserções e inervação dos, 441–449

visão geral dos, 435, 436f

### músculos intercostais, 444–446

camadas dos, 445f

#### intercostais externos

anatomia dos, 444–445

função dos, 445–446

inserções e inervação dos, 444–445

#### intercostais internos

anatomia dos, 445

função dos, 445–446

função na ventilação, 447–449

inserções e inervação dos, 446–447

### intercostais íntimos

anatomia dos, 445

inserções e inervação dos, 447–448

### músculos interespinais

força produzida pelos, 395

função dos, 389

inserções e inervação dos, 458

visão geral dos, 388

### músculos interósseos

função dos, 275f, 276, 280

lumbricais comparados aos, 277t

paralisia dos, 293q

torque de flexão dos, 276, 280

visão geral dos, 275 *See also* (interósseo dorsal; *See also*

interósseo palmar)

### músculos intertransversários

força produzida pelos, 395

função dos, 389

inserções e inervação dos, 458

visão geral dos, 388

### músculos isquiotibiais

alongamento, 508q, 509f

- contração dos, 537f
- linhas de força dos, 561f
- visão geral dos, 491, 550

#### músculos longuíssimos

- função dos, 386
- visão geral dos, 385–386

#### músculos opositores, função no movimento, 14q, 14f

#### músculos penados

- área de secção transversa fisiológica dos, 51
- potencial de força máxima nos, 51–52
- visão geral dos, 50

#### músculos posteriores do tronco, 383–389, 448f

- inserções e inervação dos, 457
- See also grupos musculares específicos, p.ex.:* músculos espinais

#### músculos pronadores (antebraço), 197–198

- envolvimento da flexão do cotovelo nos, 211
- função dos, 206–210
- inserções distais do, 184
- linha de força dos, 206f
- paralisia dos, 210
- tipos de
  - primários, 209–210, 209q
  - secundários, 209–210, 209q

## músculos rotadores

inserções e inervação dos, 458

visão geral dos, 386, 388

## músculos semiespinais

tipos de, 387f

visão geral dos, 386–388

## músculos supinadores (antebraço), 197–198

bíceps braquial comparado aos, 207–209

envolvimento na flexão do cotovelo, 211

função dos, 206–210, 213q

inervação dos, testes da, 213q

inserções distais dos, 184

linha de força dos, 206f

tipos de

primários, 207, 207q

secundários, 207, 207q

visão geral dos, 207–209

vista lateral dos, 207f

## músculos supinadores, ativação durante a caminhada, 613

## músculos supra-hióideos

anatomia e função dos, 435

envolvimento na abertura da boca, 436–437

inserções e inervação dos, 441

visão geral dos, 435, 436f



músculos tenares, 272

ações dos, 272f

considerações anatômicas, 272

considerações funcionais, 272

impacto da lesão do nervo mediano nos, 272

músculos transversoespinais

como estabilizadores musculares intrínsecos do tronco,  
394

envolvimento na rotação craniocervical dos, 404–405

envolvimento na rotação do corpo, 405

função dos, 388

inserções e inervação dos, 458

orientação espacial dos, 387f

tipos de, 386–388, 387f

visão geral dos, 383–388

músculos unipenados

em ângulo de inclinação de 30 graus, 51f

## N

---

National Institute of Occupational Safety e Health (NIOSH), 407

navicular, características osteológicas do, 577

necrose avascular, fratura seguida por, 220q

nervo

    regeneração do, 289q-291q

    vias nervosas, 194f-197f

nervo axilar, padrão de inervação motora do, 300f

nervo espinal acessório

    danos ao, 151–152

nervo femoral

    função do, 539

    inervação muscular para, 483f

nervo fibular comum, 606f

nervo interósseo posterior, 193

nervo isquiático (ciático)

    porção tibial do, 539

    visão geral do, 482

nervo mandibular, 433

## nervo mediano

função do, 193

lesão ao

músculos tenares afetado pela, 272

paralisia devido à, 289q-291q

restauração da oposição do polegar após, 290f

músculos das mãos inervados pelo, 262

músculos inervados pelo, 230–231

padrão de inervação motora do, 300f

passagens do, 219

vias do, 194f-197f

## nervo musculocutâneo

função do, 193

padrão de inervação motora do, 300f

## nervo obturador

formação e função do, 482

função do, 539

inervação muscular do, 483f

## nervo radial

função do, 193, 262

músculos inervados pelo, 230–231

padrão de inervação motora do, 300f

ramo profundo do, 193, 207f

ramo superficial do, 193

trajetória do, 194f-197f

trauma ao, 213q

nervo tibial posterior, 539

nervo trigêmeo, nervo mandibular como divisão do, 433

nervo ulnar

alongamento do, tratamento para, 182

função do, 193

lesão do, 273, 278–280, 293q, 294f

músculos da mão inervados pelo, 262

músculos inervados pelo, 230–231

padrão de inervação motora do, 300f

trajetória do, 194f-197f

nervos glúteos, 482

nervos intercostais, 381

nervos meníngeos, recorrente, 381

nervos periféricos

lesão, pé cavo associado a, 595q

na cauda equina, regeneração de, 326q

no cotovelo, punho e mão

lesão de, 211, 213q, 289q-291q

regeneração de, 213q

vias, 194f-197f

nervos sensitivos como fonte receptora da cápsula e

ligamento da articulação, 29

neurônios motores alfa, 61–62

neurônios motores, ativação dos, 61–64

neve, pá, movimento do quadril e do tronco na, 396

Newton (N)

definição, 11

Newton, Sir Isaac, 77

núcleo pulposo

deformação do, 351–353

desidratação, 369q-373q

medição da pressão *in vivo*, 331, 331f

visão geral do, 328–329

núcleo pulposo herniado

função do exercício no tratamento do, 351–353

visão geral do, 350, 352q

vista do, 351f

núcleo pulposo lombar, 331f

nutação

aumento durante parto, 363

definição, 363

torque, 364–365, 364f

## O

---

objeto, cabo, articulações ajustadas à forma do, 256, 288

oblíquo externo do abdome

anatomia dos, 390

função na ventilação, 447

fusão dos, 390

inserções e inervação dos, 458

linha de força dos, 383f

músculo multífido comparado ao, 388

oblíquo inferior da cabeça, inserções e inervação do, 459

oblíquo interno do abdome

anatomia do, 390

função na ventilação, 447

fusão dos, 390

inserções e inervação dos, 458

oblíquo superior da cabeça, inserções e inervação do, 459

obturador externo

anatomia funcional do, 499

inserções e inervação do, 685

obturador externo, vetores de força que representam, 16q-18q

obturador interno

anatomia funcional do, 498

inserções e inervação do, 685–686

orientação e ação do, 499f

olécrano, 175

olhos

abdução

envolvimento da articulação esternoclavicular e  
acromioclavicular no, 148f

impacto no, 166f

no plano frontal *versus* escapular, 149q, 149f

princípios cinemáticos do, 146–150, 150q

síndrome do impacto subacromial

amplitude do movimento dos

fatores que contribuem para, 136

cinemática de, 646

distúrbios, tratamento de, 165

extensão do

flexão do cotovelo combinada ao, 202f

flexão do

extensão do cotovelo combinada ao, 204–205

flexão do cotovelo combinada ao, 202

graus de liberdade para, 6

instabilidade dos, 137q

- reabilitação para pessoas com, 158–159
- tipos de, 160q
- mão, relação, 245f, 262
- posicionamento, ideal, 401–402, 404–405
- rotação dos
  - ajuste horizontal e sagital, 132–133
  - axial (longitudinal), 130
  - eixos dos, 5–6, 130
  - interno e externo, 206
  - para cima e para baixo, 127f, 132, 135–136, 135q, 135f
  - vista superior do, 123f, 163f
- vista anterior do, 159f
- vista posterior, 158f
  - após abdução do braço, 147f

## ombro

### operação de transferência músculo-tendão

- na mão, 289q-291q
- no punho, 234
- visão geral da, 24q, 24f

### oponemplastia, 289q-291q, 290f

### oponente do dedo mínimo

- características anatômicas do, 273
- função do, 273



inserções e inervação do, 304

oponente do polegar

características anatômicas do, 272

inserções e inervação do, 304

linha de força do, 272

oposição (polegar) (definição), 250

optoeletrônicos, dados cinemáticos reunidos por, 106

organização de referência coordenada bidimensional

análise quantitativa usando, 88

definição, 87

organização de referência coordenada tridimensional

análise quantitativa com base em, 87–88

definição, 87

regra da mão direita e, 88q

organização de referência espacial

*See also* organização de referência coordenada

tridimensional; *See also* organização de referência

coordenada bidimensional

visão geral do, 87–88

organização de referência global (laboratório) (definição),

87

organização de referência relativa

definição, 87

limitações do, 87

repetitiva e manipulação de agulhas, 281

reposição (polegar) (definição), 250

organização de referências coordenadas

regra da mão direita e, 88q

visão geral da, 87

orientação espacial do vetor de força, 15

órteses para mão e punho, 261q, 261f

osso

densidade, reduzida

    como fator de risco para fratura, 42q

efeito da imobilização no, 42

efeitos do envelhecimento no, 43q-44q

perda, 42q

visão geral do, 40-41

osso compacto

subunidade estrutural do, 40-41

ultraestrutura do, 41f

visão geral do, 40, 472

osso esfenóide

características osteológicas do, 426q

visão geral do, 426

vista posterior do, 426f

osso hioide, 427, 427f

osso occipital

componentes do, 310q

parte basilar do, 310

superfície inferior, músculos inseridos no, 398f

visão geral do, 309–310

vista inferior do, 309f

osso temporal

características osteológicas do, 425, 425q

componentes do, 310q

superfície inferior, músculos inseridos na, 398f

visão geral do, 309

vista inferior do, 309f

osso trabecular, 40, 472

osso zigomático, 425

ossos cuneiformes, 577

ossos do carpo

coluna proximal de

artrocinemática envolvendo, 227

colapso rotacional da, 229–230

deslocamento da, 230

imagem radiográfica da, 224f

lado palmar dos, 219, 219f

ligação mecânica nos, 218  
papel na extensão do punho, 226–227  
*See also tipo específico de osso do carpo, p.ex.: escafoide*  
visão geral do, 218–219, 244–245

ossos tarsais, 575–578, 575q

## osteoartrite

artrite reumatoide comparada a, 43  
características da, 23  
da articulação carpometacarpal do polegar, 253q  
da articulação do quadril *See* (osteoartrite do quadril)  
da articulação sacroilíaca, 361  
da articulação temporomandibular, 438  
do joelho, 552–553, 553f  
fatores que desencadeiam, 24–25  
    envelhecimento, 43q-44q  
frequência e tipos de, 43  
luxação do hálux como precursor para, 602  
pós-traumática, 42, 132q  
visão geral do, 43

## osteoartrite do quadril

causas de, 470  
consequências da, 465  
em adultos mais velhos, 465  
fraqueza do abdutor do quadril na, 498q

intervenção cirúrgica para, 110, 504  
redução da força de reação da articulação na, 86  
visão geral da, 501

osteoartrite familiar, 43

osteoartrite idiopática, 43

osteoartrite senil, 43q-44q

osteoblastos, 40–41

osteocinématica da junção intervertebral lombar,  
terminologia que descreve, 327f

osteocinématica pelvicofemoral do quadril

ritmo lombopélvico, 479–481

rotação pélvica

no plano frontal, 481

no plano horizontal, 481

no plano sagital, 481

visão geral da, 476, 477f, 479–481, 506

osteocinématica, 5–7

definição e visão geral da, 5, 24

eixo de rotação na, 5–6

perspectiva na, 6–7

planos de movimento na, 5

visão geral da terminologia para, 5, 5t

osteocinética pelvicofemoral do quadril

flexão do quadril, 486

rotação femoral

no plano frontal, 479

no plano horizontal, 479

no plano sagital, 479

visão geral da, 476, 477f-478f, 506

osteócitos (definição), 40–41

osteoclastos, 41

osteófitos cervicais, 320q, 320f

osteófitos, 320q, 320f

ósteon (sistema Haversiano), 40–41

osteoporose

como causa de fratura, 11–12

visão geral da, 369q-373q

ouvidos, posicionamento, ideal, 401–402, 404–405

## P

---

paciente, levantamento, riscos envolvidos do, 407

palma, rotação da, 185

palmar (definição), 216

palmar curto

características anatômicas do, 273

inserções e inervação do, 304

palmar interósseo

função do, 276f

inserções e inervação do, 304

linha de força do, 276

visão geral do, 275

palmar longo

inserções e inervação do, 303

local de inserção do, 219

visão geral do, 209, 234

parafuso, giro de, músculos envolvidos no, 208–209, 209q, 209f, 211

paralelograma, forças coplanares, determinação através, 89–90, 90f

paralisia

ação da tenodese para pessoas com, 267q  
de músculos do cotovelo e antebraço, 181, 193, 205q,  
206f, 210  
dos músculos das mãos, 272–273, 289q–291q, 293q,  
294f  
dos músculos do ombro, 151–152, 153f, 155–158  
dos músculos dos dedos, 278–280, 279f  
dos músculos proximais, 73  
extensão do cotovelo por pessoas com, 206f  
função na tosse, 449q  
função ventilatória dos músculos seguinte a, 443  
lesão da cauda equina como fator na, 326q  
punho e mão afetados por, 261q, 261f  
riscos de fraturas após, 42q  
tecido conjuntivo periarticular afetado por, 42  
tratamento cirúrgico da, 24q, 24f  
uso do latíssimo do dorso por pessoas com, 161  
uso do músculo depressor em pessoas com, 154  
ventilação seguinte à, 446q, 449

#### paralisia cerebral

análise da marcha na, 630  
anteversão femoral, excessiva na, 471  
displasia do quadril e, 514f  
músculos do tronco afetados pela, 348q, 348f  
pé cavo associado à, 595q



ventilação afetada pela, 449

## paraplegia

na junção toracolombar, 348q

posição ereta, auxílio para, 475f

uso do quadrado lombar por pessoas com, 393

parede abdominal, anterior, vista em secção transversa da, 389f

parede torácica, vista anterior da, 399f, 449f

partes do corpo, representação somatotópica das, 245f

## parto

alívio do estresse do anel pélvico durante, 363

envolvimento de músculos tronco e craniocervicais no, 411

natação durante, 363

pressão intra-abdominal, aumentada durante, 447

## passada

definição, 631

forças de reação do solo para, 655f

passo (definição), 631

pata de ganso, 550

## patela

características osteológicas da, 522–523, 522q

- considerações biomecânicas, 557q
- contração do quadríceps femoral com e sem, 558f
- deslocamento crônico da, 549q
- forças que agem na, 548f
- osteologia da, 521f
- papel funcional da, 543–544, 557q
- superfície anterior e posterior da, 523f
- trajetória da, 545–549, 546f, 549q, 549t

patela, trajetória através da, 544

patomecânica do movimento, perda da sinergia muscular como fator na, 25

pé

- anatomia, palpação do, 620q, 620f-622f
- antebraço comparado ao, 574f
- articulações do, 578–605, 578f
  - desarticulado, 588f
  - estrutura e função do, 585–605
  - organização estrutural do, 574t
- centro de pressão na trajetória, 657, 657f
- cinemática da, 598q
  - plano frontal, 644
  - plano horizontal, 646
- deformidades do, terminologia descritiva, 579t
- desvio de marcha secundário ao problema do, 665t-666t

efeito da rotação externa na perna, 599f  
funções do, 573  
inervação da articulação, 605–606  
inervação muscular, 605–606  
instante de aplicação de peso, 661f  
interação músculo-articulação do, 605–617  
ligamentos do, 589f  
movimentos do, terminologia descritiva, 578–579, 579f, 579t  
músculos do  
    anatomia e função do, 606–617  
    ativação durante a caminhada, 653–655  
    extrínseco, 607–613  
    intrínseco, 615–617, 616f, 617q, 618t, 655  
órtese do, 598q  
ossos do  
    organização estrutural do, 574t  
    visão geral do, 588f  
    vista lateral do, 575  
    vista medial do, 576f  
    vista plantar do, 576f  
peso corporal, sustentação de peso, 598q  
posição ereta, papel na, 594f  
problemas nos, 618  
pronação do, 591f

- raios do, 578
- supinação do, 591f
- tendões do, 589f
- terminologia associada ao, 573–578
- torque isométrico de esforço máximo para, 613f
- vista plantar do, 609q
- vista posterossuperior do, 599f
- vista superior (dorsal) do, 576f

pé cavo, 595q, 595f

pé medializado

- anteversão femoral como causa de, 470–471, 471f
- na paralisia cerebral, 471

pé plano (definição), 635

pé plano (pé chato)

- arco longitudinal medial do, 594
- ponta dos dedos, posição ereta e, 604f

pé plano flexível, 594

pé plano rígido, 594

pé torto, 595q

pectíneo, inserções e inervação do, 686

pedículos, 320

peitoral maior

- cabeça esternocostal, 161, 162f
- função da rotação da articulação glenoumeral, 162
- inserção distal do, 125
- inserções e inervação do, 301
- uso pela pessoa paralisada, 206f
- vista anterior do, 162f

#### peitoral menor

- função do, 152
- inserções e inervação do, 301
- vista anterior do, 153f

#### pelve

- aspecto anterior da, 466f
- aspecto posterior da, 467f
- cinemática de
  - plano frontal, 642, 642f
  - plano horizontal, 645
  - plano sagital, 639
- definição e visão geral da, 465–467
- estabilidade da, 395
  - plano frontal, torque necessário para, 110f
- forças coplanares, determinação pela, 90f
- forças que agem na, 90f
- lesões, desvio de marcha secundário à, 669t
- orientação da

quando parado, 467

rotação no plano sagital ao redor da articulação do quadril, 20, 20f

penação (do músculo), 50–51

“pequena liga do ombro”, 162

pericôndrio

- ausência, consequências da, 39
- visão geral do, 38

perimísio, 48–50, 49f

perna

- alongamento, impacto do envelhecimento no, 71
- amputação, prótese seguinte à, 79
- compartimento inferior da, 609q
- desenvolvimento pré-natal da, 471q
- estendida, elevação, 487f
- músculos
  - compartimento anterior dos, 607q
  - vista lateral dos, 609f
- músculos pré-tibiais da, 608f
- rotação externa da, 599f
- rotação interna da, 597f

perna e pé no diagrama de corpo livre, 85–86, 86f

perna, distal, braço distal comparado à, 574

perturbação corporal global, resposta do músculo do tronco, 413q-415q

pescoço

artéria vertebral do, 318

força e controle, rotacional do, 405

movimento do

papel do posicionamento do olho, ouvido, e, 404–405

produção, 402

movimento do, 342q

músculos no

encurtamento dos, 404q

profundos, 400f

posição, músculos envolvidos na coordenação da, 389

proteção, 402–403

termos, 333

*See also* região cervical; *See also* região craniocervical

peso (definição), 12

peso corporal

durante posição ereta, 594f

efeito do ângulo sacro-horizontal no, 348–349

extremidade inferior, aplicação do, 664t

forças de reação do solo, porcentagem, 655q

peso e massa comparados, 11q

peessoas canhotas, aperto de parafuso por, 209q

pico de forças de carga externas, diminuição, 81

pinça (definição), 281

piramidal

fratura do, 219

visão geral do, 218–219

piriforme

alongamento, 507q

anatomia funcional do, 498

flexão do quadril, mudança de ação, 507f

inserções e inervação do, 686

vetores de força representando, 16q-18q

pisiforme, 218–219

placa vertebral terminal

como componente articular intercorporal, 328

posição, relativa da, 330f

visão geral da, 330f

placas palmares (volares), 256

plagiocefalia, torcicolo acompanhada por, 417q-418q

plano escapular, 124

plano frontal

cinemática do



joelho, 642–644, 643f  
pé e articulação subtalar, 644  
pelve, 642, 642f  
quadril, 642, 642f  
tornozelo, 644  
visão geral do, 641–644, 644q

definição, 5, 5f

### plano horizontal

#### cinemática do

extremidade inferior, 647f  
fêmur, 645  
joelho, 646  
pelve, 645  
quadril, 645  
tíbia, 645  
tornozelo e pé, 646  
visão geral do, 645–646, 645f, 647q

definição, 5, 5f

### plano sagital

#### cinemática de

articulação metatarsofalângica, primeira, 641  
articulação tarsometatarsal, primeira, 641  
ciclo de marcha, 640f  
joelho, 640

pelve, 639

quadril, 639–640

tornozelo, 640–641

visão geral e média, 639–641, 641f, 642q

definição, 5, 5f

osteocinemática da, 7f

planos cardinais do corpo, 5, 5f

planos de movimento

angular, 6

giro, 19

visão geral do, 5

plantar (definição), 574

fáscia plantar, efeito guindaste da, 604f

plantares, inserções e inervação do, 687

plasticidade

definição, 13

do sistema neuromuscular, efeito do envelhecimento no, 71–72

plasticidade do sistema neuromuscular, efeito do envelhecimento no, 71–72

plataforma de força

dados cinéticos, coletados por, 106

força de reação do solo, medição com, 107q

plexo braquial

ramificação nervosa a partir do, 150, 151t

visão geral do, 150, 150f

plexo lombar

função do, 482q

inervação do, 481–482

plexo sacral, 482q

plexo, 380

plica (definição), 526q

plica capsular anterior

cirurgia no, 160q

tratamento da instabilidade adquirida do ombro com,  
160q

plica sinovial, 30

amplitude do movimento do, 219

articulação carpometacarpal do, 33f, 219

cápsula e ligamentos da, 251, 252f, 252t, 258

cinemática da, 252–255, 253f–254f, 254t

estrutura da articulação em sela da, 251–252, 252f

lesão à, 258

músculos que cruzam, 273f

osteoartrite da, 253q

visão geral da, 251–255

articulação interfalângica do, 260–262, 260f, 293q  
articulação metacarpofalângica do, 258, 260f, 288  
deformidade em zigue-zague do, 282–283, 283f  
estabilidade do, 258  
extensores, extrínsecos do, 270–272  
    considerações anatômicas, 270–271  
    considerações funcionais, 271–272  
flexão e extensão do, 250, 253–254, 254f, 258, 260f  
graus de liberdade para, 258, 260–262  
interação dos dedos com, 247–248, 250–251, 254–255,  
288  
interações músculo-articulação do, 271q  
ligamentos do  
    anular e oblíquo, 266  
metacarpo do, 247–248  
movimentos da, 250–251  
músculos, preensão em pinça, 293q  
oposição do, 254–255, 255f, 272  
    perda da, 272, 289q-291q  
    restauração da, 290f  
ossos e articulações do, 245, 248, 248f  
reposicionamento do, 255  
terminologia do, 248  
uso excessivo da, 253q

polegar

abdução e adução do, 250, 252–254, 253f, 258  
movimentos acessórios, 258

polia (superfície do escafoide), 218

polia cruzada, 266

polia, músculo comparado à, 289q-291q, 291f

polias anulares, 266

polias flexoras, 264–266

lacerada ou incisada, 292q, 292f

poliomielite

joelho recurvado secundário à, 555f

ombro afetado por, 151–152

pé cavo associado à, 595q

ponta dos dedos, posição ereta e, 21, 604f, 614q

ponto de aplicação do vetor de força, 15

ponto de falha (definição), 13

ponto de pivô, 20

poplíteo

função do, 550q

inserções e inervação do, 686

visão geral do, 550

porta

abertura, músculos envolvidos na, 204–205, 204f

dobradiças, articulações comparadas à, 34  
rotação da, 16q-18q, 17f

posição anatômica, planos de movimento em, 5, 5f

posição como variável cinemática, 5

posição de bloqueio

associação a função habitual, 10

de articulações apofisárias, 338

definição, 10

posição de desbloqueio (definição), 10–11

posição de dormir, torcicolo e, 417q-418q

posição de joelho curvado, exercício abdominal na, 396

posição do topo da cabeça na caminhada, 4f

posição extrínseca (mão), 276, 277f

posição intrínseco-minus (mão), 278–279

posição intrínseco-plus (mão), 276, 277f

posicionamento do nariz, ideal, 401–402, 404–405

postura

ajuste da, 312

anormal, 314–315, 315f

educação e qualidade em relação, 369q-373q, 404q

ereta, desenvolvimento na infância, 312–314, 324q

ideal, 312, 314, 314f, 333f, 365, 369q-373q

papel do músculo no controle da, 48, 379

sentada *See* (postura sentada)

*versus* movimento, 47

postura “em hiperlordose, 314–315

postura cervicotorácica, anormal, postura escapular,

anormal causada por, 152

postura craniocervical

anormal como fator de desordem da articulação

temporomandibular, 451q

assimétrica no torcicolo, 417q-418q

postura sentada

alinhamento lombar e craniocervical afetado pela, 357–

358, 358f

relaxamento, 357–358, 358f

tratamento para dor lombar através da modificação da,

357q

potenciais de ação

disparos duplos para, 64

função dos, 64, 72

velocidade dos, 63–64

*See also* potenciais de ação de unidade motora

potenciais de ação de unidade motora

definição, 64

- disparos duplos para, 64
- precisão como classificação da preensão, 281
- precisão da preensão, 281, 282f
- precisão da preensão em pinça, 281
- preensão
  - como função da mão, 281
  - definição e visão geral da, 281
  - tipos de, 282f
- preensão (pegar)
  - ação da tenodese, 267q, 267f
  - condições causadas por, 235q
  - definição, 281
  - efeito da artrite reumatoide na, 236
  - efetividade da
    - efeito da posição do punho, 216
  - estabilização do punho no, 227
  - forças de compressão a partir da, 237
  - mecanismos musculares envolvidos na, 233f
  - papel da articulação carpometacarpal na, 221, 224f, 250–251
  - papel do extensor do punho no, 232–233, 233f, 237
  - papel do polegar na, 272
  - preparação para, 277



preensão em gancho, 281, 282f

preensão em pinça

polpa a polpa, 282f

topo a topo, 282f

preensão em pinça. *See* força de preensão em pinça

pregas digitais, 246

pregas palmares, 246

pressão intra-abdominal

ativação do músculo abdominal na, 395, 413q-415q

levantamento, aumento durante, 408

princípio do tamanho de Henneman, 62, 64

procedimento de Sauve-Kapandji, 238q-240q, 240f

processo coracoide

áreas adjacentes ao, 122

visão geral do, 124

processo coronoide, 425

processo estiloide, 425

processo mastoide, 309, 424

processo uncinato (definição), 318–320

processo xifoide

como componente do esterno, 121

- visão geral do, 311–312
- processo zigomático, 425
- processos espinais (vértebras cervicais), 321
- processos espinais, 326
- processos transversos (vértebras cervicais)
  - função dos, 326
  - visão geral dos, 321
- promontório sacral, 325
- pronação
  - do antebraço, 10f
    - amplitude do movimento, 189, 189f
    - artrocínética do, 193t
    - cinemática de, 237
    - completa, 191f
    - consequências de, 238q
    - considerações funcionais, 189
    - contraturas, prevenção, 190q
    - dificuldades com, 187–188
    - eixo de rotação para, 190q
    - envolvimento da articulação umerorrádial no, 190–191, 191f
    - estruturas que restringem, 189t
    - isolada, 192

na articulação radioulnar proximal e distal, 190, 192  
posição com sustentação de peso, 192, 192f, 193t  
posição do rádio e ulna durante, 186, 187f, 211  
variância ulnar criada por, 238q-240q  
visão geral da, 185

migração do rádio durante, 238q-240q

### pronador quadrado

força de compressão, absorção da, 210

função do, 209–210, 210q, 211f

inserções e inervação do, 302

linha de força do, 211f

visão geral do, 210

vista anterior do, 210f

### pronador redondo

braço de momento de flexão do, 199

função do, 209–210

inserções e inervação do, 302

vista anterior do, 210f

### pronadores do antebraço, inervação do, 193

pronadores do punho, força produzindo valgo, resistência  
a, papel nos, 179–180

propriedades materiais (definição), 13

propriocepção

reduzida na dor lombar, 416  
reduzida no trauma em chicote, 411–412

propulsão, torque de flexão plantar gerado por, 613

proteínas

- como componente do tecido conjuntivo, 34–35
- síntese, impacto da imobilidade na quantidade de, 70

proteínas contráteis

- visão geral das, 48

proteínas fibrosas como componentes do tecido conjuntivo, 34–36, 35q

proteínas musculares

- estudo das, 56q
- funções das, 56t

proteínas não contráteis, 48

prótese, forças da articulação, diminuição para pessoas com, 110

protração (ombro)

- papel da articulação escapulotorácica na, 127f, 134–135, 134f
- papel da articulação esternoclavicular na, 130

protradores, 154–155

protuberância occipital externa, 309–310

## psoas maior

e articulação do quadrado lombar

função do, 393

função, 393

inserções e inervação do, 685

linhas de força, múltiplas, 393f

visão geral do, 392

## psoas menor

inserções e inervação do, 686

visão geral do, 484

## púbis

características osteológicas do, 468, 468q

como componente inominado, 465–467

## pulmões

definição de capacidade, 439f

hiperinflação dos, 452q

volumes dos, 439f

## punho

articulações do, 259f *See also* (articulações intercarpais;

*See also* articulação mediocarpal; *See also* articulação

radiocarpal)

componentes e estrutura das, 175, 175q, 183–188

corte transversal do plano frontal doas, 221f

inervação, sensitiva das, 231

- visão geral das, 217f, 237
- vista dorsal das, 222f
- aspecto palmar do, 235f
- circundação do, 225
- cirurgia no, 222q
  - fusão, 226
  - procedimento de Sauve-Kapandji, 238q–240q, 240f
  - transferência tendão-músculo, 234
- colapso rotacional do (deformidade em zigue-zague), 229–230, 229f, 287q
- coluna central do
  - componentes da, 226
  - imagem radiográfica da, 226f
  - interação, dinâmica nas articulações da, 226–227
  - modelo de, 227f
- deformidade do, prevenção, 261q
- estabilidade do, 223, 226–227, 233–234, 236 *See also* (instabilidade carpal)
- forças de compressão atravessando, 221, 229–230, 237
- interação músculo-articulação, 230–236
  - inervação músculo-articulação, 230–231
- ligamentos do
  - dorsal, 223f, 224
  - extrínseco, 222–224, 222q, 228–229
  - intrínseco, 222, 222q, 224, 228–229

laxidade, 228–229  
palmar, 223–224, 223f  
ruptura dos, 228–229  
sistema do duplo V do, 229q, 229f  
visão geral dos, 221–224

## movimento

acessório, 228q  
amplitude do movimento do, 225–226  
artrocinemática do, 226–227, 229q  
cinemática do, 225–227  
eixos de rotação para, 219, 225, 231  
graus de liberdade para, 6, 225  
osteocinemática do, 225–226, 225f  
rotação axial no (passiva), 228q  
rotação axial no, 237  
síndrome do túnel do carpo e, 265q

músculos *See also* (nome de músculos individuais, p.ex.:

extensor radial curto do carpo; *See also* extensores do punho; *See also* flexores do punho)

ação, 198  
áreas de secção transversa, 232  
função dos, 231–237  
inervação dos, 230–231, 238f, 302–303  
inserções dos, 302–303  
potencial de torque dos, 232

primário, 231

secundário, 231

ossos do *See also* (osso específico, p.ex.: escafoide)

corte transversal do plano frontal do, 221f

fraturas dos, 219, 220f

ossos da mão comparados aos, 244–245

visão geral dos, 217f

vista dorsal dos, 217f, 222f, 247f

vista palmar dos, 217f, 246f

posição do, 216, 226, 233f, 261q, 261f

sulcos do, 246

trauma ao, 220q

visão geral do, 216

punho cerrado, fazendo

alta potência *versus* baixa potência, 280–281

envolvimento da articulação carpometacarpal no, 250–251

músculos do punho envolvidos no, 232–234, 235q, 281

síndrome do túnel do carpo, efeito na, 265q



## Q

---

quadrado femoral, inserções e inervação do, 686

quadrado, linha de força do, 206

quadrado lombar

ação do, 393q

envolvimento no movimento do tronco, 392

inserções e inervação do, 459

inserções e inervação do, 688

pelve, inclinação para frente, 395

quadrado plantar

visão geral do, 393

vista posterior do, 393f

quadríceps

ação no joelho, 541–544, 544f

braço de momento interno do, 543f

considerações anatômicas, 539–541

considerações funcionais, 541

contração do, 558f

contração lateral, fatores opostos da, 546–549

corte transversal do, 540f

frágil, 668f

fraqueza, consequências da, 543q

- inervação do, 539
- linhas de força do, 545f, 561f
- papel da estabilidade do joelho no, 204–205
- quadríceps femoral
- relação do torque interno-ângulo da articulação, 541–544
- torque externo aplicado contra, 96f
- torque externo, 541
- trajeto da patela, papel na, 545–549
- vantagem mecânica do, 23
- visão geral do, 539–540

## quadril

- ângulo da articulação, relação do torque de abdução a, 496–498
- artrocinemática do, 481
- artrologia do, 472–481, 505–506
- artroplastia do, 504
- cápsula e ligamentos do, 474–476, 475f
- características anatômicas do, 465, 472–476, 472f, 473q
- características osteológicas do, 465–472, 505–506
  - acetábulo, 468
  - inominado, 465–468
- cinemática de
  - amplitude do plano frontal do, 498f
  - movimento passivo, 474t

plano frontal, 642, 642f, 643q, 660f  
plano horizontal, 645, 645f, 660f  
plano sagital, 639–640, 646

dano ipsilateral, desvio de marcha como compensação para, 667t, 669t

danos, desvio de marcha secundário à, 669t

desenho da mecânica, 482f

doença degenerativa da articulação no, 465

doença e lesão do *See also (entradas com nome de doenças, p.ex.: osteoartrite do quadril)*

degeneração da cabeça do fêmur na, 110

- intervenção cirúrgica para, 504–505
- intervenção terapêutica para, 501–504
- intervenções para, 500–505
- visão geral, 465

dor no, 632f

- marcha afetada por, 632f

efeito da posição na posição do joelho, 556

eixos de rotação para, 16q-18q, 32f, 78f

estabilidade dos, 473, 506

flexão e extensão do, 8

força de compressão da articulação, 473f

forças, estimativa de, 77

função do, 465, 505

função muscular na, 484–500

geradores de torque para, 395

inervação da articulação

visão geral do, 481–484

inervação muscular

plexo lombar, 481–482

plexo sacral, 482

visão geral do, 481–484

inervação sensitiva, 482–484

interação músculo-articulação, 481–500

ligamentos do, 476f

osteocinemática de, 476–481, 477f

posição de bloqueio, 476

pressão intracapsular na, 477q, 477f

produção de força de compressão

papel do mecanismo abdutor no, 495–496

rotação da pelve no plano sagital ao redor da

articulação, 20, 20f

rotação do, 17f

torque e força da articulação, 658–659

torque internos no plano sagital, 675f

quadriplegia

extensão do cotovelo por pessoas com, 206f

substituição muscular na, 205q, 206f

tenodese para pessoas com, 267q, 267f

uso do músculo depressor na, 154

uso do músculo flexor do cotovelo na, 212q  
quilograma (kg) (definição), 11q

## R

---

radiano (definição do conceito), 289q-291q, 291f

rádio

aspecto anterior do, 176f

aspecto posterior do, 176f

comprimento, assimetria no, 238q-240q

distal, 177, 177f, 211

alinhamento, anormal do, 218

configurações do, 218

fratura do, 218, 220q, 237

inclinação ulnar, 218, 218f, 225, 230, 231f, 287f

superfície articular do, 218

superfície dorsal do, 216

superfície palmar (volar) do, 216

vista anterior do, 218f

faceta escafoide do, 218

forças, compressão, 184

forças, distal *versus* proximal no, 184–185

fratura do, 182–184, 238q-240q

função do, 211

inserções musculares do, 184, 211

migração, proximal do, 238q-240q

processo estiloide do, 177, 216

- terminação proximal do, 211
- ulna, articulação com, 173, 183, 185
- visão geral e características de, 175–177, 177q

radioescafo capitado, 223

radioescafossemilunar, 223

radiossemilunar, 223

rafe lateral, 363

raio

- definição, 245

- terceiro, ossos do, 247f

raiz (dentária), 427

raiz nervosa espinal

- corte transversal da, 380f

- divisão da, 380

- elementos ósseos da coluna vertebral, relação com, 456f

- formação da, 380

- função, testes, 300, 684, 684t

- músculos da extremidade inferior inervados pela, 683t

- tipos de, 380

raiz ventral nervosa

- fusão da, 380f

- visão geral da, 380

raízes dos nervos dorsais

    fusão dos, 380f

    visão geral dos, 380

ramo isquiático, 468

ramo púbico inferior, 468

ramo púbico superior, 468

ramo(s) ventral(is)

    estruturas formadas pelo, 380–381

    nervos que compõem, 380f

    visão geral do, 380

ramos dorsais

    estruturas inervadas pelos, 380f, 381, 381q, 385

    visão geral dos, 380

reabilitação do joelho, aplicação de torque externo na, 94

reabilitação física, 3

recrutamento (do neurônio motor)

    definição e visão geral do, 61–63

    mecanismos fisiológicos do, 64

redes trabeculares, 472

redondo maior

    cabeça do úmero, força direcionada na, 159

    função do, 161



inserção distal do, 125

inserções e inervação do, 302

rotação da articulação glenoumeral do, 162

redondo menor

ativado, 158f

função na elevação do braço, 158

inserções e inervação do, 302

rotação do úmero pelo, 159

rotação glenoumeral pelo, 163

região cervical, 312

amplitude do movimento para, 325f, 358–359

ânulo fibroso na, 330

características osteológicas da, 318–322

componentes da, 321f

estabilidade dos, 400

estruturas acessórias da, 329q

flexão da, 400

durante lesões “em chicote”, 399f, 401q

flexão, lateral da, 399–400

hiperextensão nas lesões “em chicote”, 399f, 401q

movimento da, 358–359

, 446q, 449 *See also* região craniocervical; *See also* lesão

da medula espinal cervical, ventilação afetada por,

região coccígea, 307

articulação com, 325  
características osteológicas da, 325–326

região craniocervical, 307

acoplamento espinal, 340–341

alinhamento da

anteroposterior, manutenção, 403

efeito da postura sentada na, 357–358

anatomia da articulação da, 333–341, 334q

articulações

variação do movimento das, 336t

cinemática da, 334q, 365

superiores, movimentos da, 403q

cinemática do plano frontal, 340, 341f

cinemática do plano horizontal, 339

cinemática do plano sagital, 336–339

estabilização da, 402–403, 412

termos, 333

*See also* região cervical; *See also* pescoço

flexão e extensão da, 336–338, 399, 403

flexão, lateral da, 340

função da, 365

músculos da, 381–405

ações das, 403t

anatomia e ações das, 398–402

anterolateral, 398–400, 399q, 458–459

- inserções e inervação das, 458–459
- músculos cruzando, interações entre, 402–405, 411
- padrão de ativação na rotação do corpo, 405f
- papel da estabilização da coluna, 412
  - posterior, 398, 400–402, 400q
- postura, ideal, manutenção, 404f
- potencial do torque de flexão da, 399
- proporção de torque flexor-extensor, 392
- protração e retração da, 338–339
- rotação axial da, 339, 340f, 403q, 404–405
- torque de extensão da, 399
- torque de flexão da, 399

região elástica (definição), 13

região lombopélvica

- estabilidade da, 408
- impacto da elevação na, 405, 408

região lombossacral, 325f

- estabilização da, 412
- função do psoas maior na, 393
- ligamentos da, 361f-362f

região toracolombar, exercício abdominal, músculos do local durante, 397

regra da mão direita

- aplicações da, 87–88, 88q

terminologia da direção linear comparada à, 87  
visão geral da, 88q

rejeição do modo comum (definição), 65

relação cêntrica (terminologia usada), 427

relação côncavo-convexa entre superfícies articulares, 8f

relação de comprimento-força  
terminologia usada, 55

relação de tensão (estresse)-força  
como medida para enrijecimento, 12  
na insuficiência do ligamento, 12f  
velocidade de carga e, 13

relação de trabalho-energia  
potencial e energia cinética, 82q  
visão geral da, 81–83

relação força (torque)-aceleração, 81–82

relação força-velocidade, 59–61  
curva força-velocidade, 59–60, 59f-60f  
força e trabalho, 60–61  
relação de tensão-extensão e, 61q, 61f, 67, 73  
relação de velocidade angular da e torque da articulação  
e, 73  
relação de velocidade de contração máxima e carga  
muscular, 59f

relação impulso-momento

impulso, cálculo, 82q

visão geral do, 81–82

relação momento angular-impulso angular, 81

relação torque e velocidade angular da articulação, 60

relação força-velocidade e, 73

relação torque e velocidade angular, 80–81

repetição máxima de 1 (1 RM) (definição), 69

reposição/implantes da articulação, tratamento da artrite reumatoide com, 285–286

reposicionamento do quadril, diminuição da força da articulação em pessoas com, 110

resistência manual, atividade muscular alterada pela, 16

resolução do vetor (definição), 88

respiração paradoxal (terminologia), 446q

respiração, impacto da hipercifose na, 369q-373q

retificação total de onda (definição), 66–67

retináculo extensor, 232

retináculo flexor

vista medial do, 612f

reto anterior da cabeça

inserções e inervação do, 459

visão geral do, 400

reto do abdome, bilateral ação do, 390

contração do, 364–365

papel na ventilação, 447

reto femoral

alongamento, 508q, 509f-510f

contração, 509f

exercício abdominal, envolvimento no, 397

função do, 486

inserções e inervação do, 686

visão geral do, 540

reto lateral da cabeça

inserções e inervação do, 459

movimento controlado pelo, 411–412

visão geral do, 400

reto posterior maior da cabeça

impacto da cabeça anteriorizada no, 404q

inserções e inervação do, 459

reto posterior menor da cabeça, inserções e inervação do,

459

retração (ombro)

papel da articulação escapulotorácica na, 127f, 135

- papel da articulação esternoclavicular na, 130
- retratores secundários, músculos que funcionam como, 155
- retratores, 155
- retropé
  - definição, 573–574
  - movimento, medição, 644f
  - pronação do, 597f
- retroversão (definição), 125
- retroversão (definição) (femoral), 470
- rigidez (definição), 72–73
- ritmo escapuloumeral
  - ritmo lombopélvico comparado ao, 353
  - visão geral do, 146–147
- ritmo lombopélvico
  - durante extensão do tronco, 353–355, 354f, 365
  - durante flexão do tronco, 353–355, 353f, 365
  - na osteocinemática pelvico-femoral do quadril, 479–481
- rolamento como movimento entre superfícies articulares, 7–8, 8t
- romboide maior, inserções e inervação do, 301
- romboide menor, inserções e inervação do, 301
- romboides

função dos, 151, 155, 155f  
função na estabilização da escápula, 161–162  
uso de arco e flecha, envolvimento no, 384q

## rotação

como tipo de movimento, 4  
translação comparada a, 4–5  
unidades de medida para, 5  
visão geral do, 4

rotação axial, contralateral, envolvimento do músculo transversal espinal no, 388

rotação axial toracolombar, 346f

rotação de um osso (terminologia usada), 4–5

rotação de uma articulação

forças que causam, 15  
terminologia usada, 4–5

rotação em sentido anti-horário (terminologia usada), 87–88

rotação externa do joelho tibiofemoral, 530

rotação externa pelvico-femoral, ação muscular de rotação externa do quadril durante, 500f

rotação no sentido horário (terminologia usada), 87–88

rotação tibiofemoral externa do joelho, 530



rotadores externos, 163–164

rotadores externos curtos (quadril), anatomia funcional dos, 498–499

rotadores inferiores (para baixo), 155

rotadores internos

ação dos, 163f, 165f

visão geral dos, 162–163

rotadores superiores (para cima)

na articulação escapulotorácica, 156–158

paralisia dos, 157–158

visão geral dos, 155

## S

---

sacro, 307

aspecto posterior do, 467f

características osteológicas, 324–325, 325f

fraturas em pessoas idosas, 360–361

salto, envolvimento do joelho

aterrissagem após, 535, 536f

preparação para, 556

sarcômero

características do, 54f, 55t

curva de tensão-extensão ativa do, 55f

definição, 48

função do, 55

micrografias do, 54f

sarcopenia

fisiopatologia da, 71

força e outras causas de perda de força da, 71

visão geral da, 71

sarcopenia senil, 71

sartório

inserções e inervação do, 686

visão geral do, 484, 550

## segmento do corpo

centro de gravidade para, 84, 85t

centro de massa para, 78–79

forças de ação do, 85–86

momento de massa de inércia para, 80q, 84

peso do, 85t

## segmentos da perna, peso externo para, 91–92

segmentos dos membros, movimento, requisições para geração do, 84

segurar um copo d'água, função da tenodese na, 267q, 267f

## semiespinal da cabeça

função do, 388, 388f

impacto da postura da cabeça anteriorizada, 404q

inserções e inervação do, 458

visão geral do, 386–388

## semiespinal do pescoço

função do, 388

inserções e inervação do, 458

visão geral do, 386–388

## semiespinal do tórax

inserções e inervação do, 458

visão geral do, 386–388

semilunar, 218–219

cinemática do, 226–227

deslocamento do, 220q, 230, 237

efeito da doença de Kienböck no, 220f

estabilidade do, 223, 230f

fratura do, 219, 220q, 237

necrose avascular do, 220q

trauma no, 220q

semimembranáceo

inserções e inervação do, 686

visão geral do, 550

semitendíneo, inserções e inervação do, 686

sensação

função da, 262q

perda de, 289q-291q

sensibilização periférica, papel da inflamação na, 366q-368q

sensores cutâneos

em marcas anatômicas, 106

limitações dos, 106

serrátil anterior

classificação do, 151

fibras inferiores, 157f

fraqueza do

artrocinemática do ombro afetada pela, 158

função do, 154–155, 154f

função na rotação da escápula, 156–157

função na rotação para cima, 156

inserções e inervação do, 301

paralisia do, 157–158

deltoide afetado por, 151

patomecânica do, 157, 158f

trapézio, interação com, 156–157

serrátil posterior inferior, 448f

serrátil posterior inferior, inserções e inervação do, 455

serrátil posterior superior, 448f

serrátil posterior superior, inserções e inervação do, 455

sinais elétricos, pré-amplificação, 65–66

sinais eletromiográficos

amplitude de, 66–68

filtros, 65–66

magnitude da, fatores que afetam, 67q

mudança de frequência como indicador de fadiga, 68q

processamento, 66–67, 66f

*See also* sinal eletromiográfico bruto (interferência)

sinal de Froment, 293q

sinal de Trendelenburg como indicador do abdutor do quadril, 498q

sinal eletromiográfico bruto (interferência)

definição, 64

detecção, 65

durante tarefa fatigante, 68f

magnitude do, 64

processamento, 66–67

registro, 66f

sinartroses

classificação das, 29f

tipos de, 328

visão geral das, 28–29

sinartroses cartilagíneas

descrição e características das, 28–29

exemplos de, 28

visão geral das, 28

sinartroses fibrosas

descrição e características das, 28–29

exemplos de, 29f

visão geral das, 28

sindesmose (definição), 28–29

síndrome da “luxação da cabeça do rádio”, 188q, 188f

síndrome da dor patelofemoral, 546q

síndrome da morte infantil súbita (SMIS), 417q-418q

síndrome de Guillain-Barré, fraqueza do abductor do quadril na, 498q

síndrome do impacto do ombro

- causas da, 167q
- See also* síndrome do impacto interno; *See also* síndrome do impacto subacromial

síndrome do impacto externo, 166q-167q

síndrome do impacto interna

- instabilidade adquirida do ombro associado à, 160q
- terminologia usada, 166q-167q

síndrome do impacto subacromial

- abdução do ombro, tentativa, 166f
- causas da, 144
- estudos da, 158
- patomecânica da, 166q-167q
- testes para, 149q

síndrome do impacto ulnar, 238q-240q, 239f

síndrome do manguito rotador, 161q

síndrome do túnel do carpo, 265q

síndrome do uso excessivo (terminologia usada), 43

sinergia muscular

perda na patogênese da, 25

*See also* sinergistas (grupos musculares)

sinergistas (grupo muscular)

definição e visão geral dos, 20

exemplos de, 20

sinovite, 282

sistema cartesiano de coordenadas, análise do movimento usando, 87, 88q

sistema de ligamentos posteriores, tensão passiva gerada pelo alongamento, 408–409

Sistema Internacional de Unidades (SI)

conversão para, 5t

visão geral do, 5

sistema nervoso

adaptações de treinamentos de resistência, 70

efeito do envelhecimento no, 71

mecanismos de fadiga muscular no, 69

sistema olfatório, 402

sistema respiratório, consentimento de rede, 443q

expressando, 116

força resultante

forças colineares, combinação, 89



- magnitude, determinação, 116
- sistemas baseados em vídeos, análise da atividade funcional por, 105
- sistemas de mensuração da cinética, 106
  - dispositivos eletromecânicos, 106
  - dispositivos mecânicos, 106
  - transdutores, 106
- sobrecarga mecânica como fator degenerativo do disco, 366q-368q
- sóleo, inserções e inervação do, 687
- solutos como componentes da substância fundamental, 36
- suavização (do sinal elétrico) (definição), 66–67
- subescapular
  - função da rotação da articulação glenoumeral, 162
  - função na elevação do braço, 158
  - visão geral do, 159f
- subescapular
  - fibras superiores do, 156
  - inserções e inervação do, 302
- subluxação (da articulação) (definição), 137q
- substância fundamental como componente do tecido conjuntivo, 34–36, 35q

substituição capsular artroscópica, tratamento da  
instabilidade do ombro atraumática com, 160q

sulco intertubercular (bicipital), 125

sulco radial (espiral), 126

sulco tenar, 246

sulco troclear, 173

superfície em sela, 34f

superfície ovoide, 34f

superfície semilunar, 473

supinação

a partir da posição com sustentação de peso, 192, 192f,  
193t

amplitude do movimento, 189, 189f

do antebraço

artrocinética da, 193t

aspecto anterior após, 190f

consequências de, 238q

considerações funcionais, 189

da articulação radioulnar proximal e distal, 189–190

dificuldades com, 187–188

eixo de rotação para, 190q

envolvimento da articulação umerorradial na, 190–  
191

visão geral do, 185

estruturas que restringem, 189t

migração do rádio durante, 238q-240q

posição do rádio e ulna durante, 186, 187f, 211

potencial de torque, 209q

torques, 206

variância ulnar criada por, 238q-240q

supinador, inserções e inervação do, 302

sustentação de peso

das superfícies da cartilagem articular, 41

posição do quadril e joelho durante, 556

pronação da articulação subtalar, movimentos associados durante, 597t

## T

---

“tabaqueira” anatômica do polegar, 270–271

*Tabulae Scelet Muscolorum Corporis Humani* (Albinus), 3, 4f

taco de baseball

balanço, movimento do corpo e quadril no, 396

eixos de rotação para, 80q, 80f

tálus

características osteológicas do, 575

vista superior do, 575

tecido conjuntivo denso, 36–38, 38t

tecido conjuntivo denso irregular, 36–37

tecido conjuntivo denso regular, 36–37

tecido conjuntivo extracelular

funções do, 50, 50q

tipos de, 48–50

visão geral do, 48

tecido conjuntivo periarticular

composição do, 35–36, 35q

efeito da imobilização no, 42

efeitos do envelhecimento no, 43q-44q

- função do, 23
- funções de aceitação de carga, fatores que afetam, 12
- organização histológica do, 34–36, 44
- propriedades materiais no, 13
- tipos de, 36–40, 38t
- trauma ao, 42
  - agudo, 42
  - crônico, 42
- tecidos conjuntivos, 34–35
- técnicas imaginológicas
  - na medição cinemática, 104–106
  - tipos de, 105q
- telemetria
  - dos cinemáticos reunidas pela, 106
  - para dispositivos de rastreamento eletromagnético, 106
- tempo de passada (definição), 631
- temporal
  - anatomia e função do, 433–434
  - envolvimento no fechamento da boca, 437
  - inserções e inervação do, 460
  - visão geral do, 433, 434f
- tendão do calcâneo (tendão de Aquiles), alongamento do, 38

tendão do quadríceps (joelho), 540

tendão patelar, 540

tendinite do manguito rotador, 165

tendões

alongamento dos, 38

como tecido conjuntivo regular, 36–37

efeito do envelhecimento nos, 43q-44q

fibras colágenas dos, 38f

força tênsil dos, 37–38

metabolismo dos, 36

ponto de falha dos, 13

tenossinovite

dos extensores do punho, 232

dos flexores da mão, 266

tenossinovite de Quervain, 232

tensão passiva

definição, 52

dos músculos, 48

função da, 53, 55–56, 72–73

geração de, 52–53

tensão, função da, 14q

tensão-extensão

curva de, 57f

e relação de força-velocidade, 61q, 61f, 67, 73  
terminologia usada, 55

tensor da fáscia lata

anatomia e ação do, 495

função do, 485–486

inserções e inervação do, 686

visão geral do, 485, 494

teorema de Pitágoras, 115

tesoura, uso de, músculos envolvidos no, 274f

teste do colo, 213q

tétano não fusionado (definição), 64

tíbia

características osteológicas da, 521, 522f

cinemática da

plano horizontal, 645

função da, 521

superfície superior da, 527f

tíbia, distal

características osteológicas da, 575, 575q

vista anterior da, 575f

tíbia, proximal

características osteológicas da, 521q

superfície articular da, 521f

tibial anterior

ativação durante a caminhada, 653

inserções e inervação da, 687

tibial posterior

ativação durante a caminhada, 654–655

inserções e inervação do, 687

tipos de fibras. *See* fibras musculares: tipos de fibras

titina, 48

tolerância ao exercício, reduzida, patologia como fator de, 449–450

tolerância muscular, impacto do treinamento de baixa resistência na, 70

tórax

articulações do, 440–441, 441q

diâmetro vertical do, 444

expansão

fatores opostos do, 443q

fatores que contribuem para, 446q

fixo na doença pulmonar obstrutiva crônica, 452q

função do, 358–359

tecidos, 440q

visão geral do, 440

torcicolo, 417q-418q, 417f



tornozelo (articulação talocrural)

amplitude do movimento do, 584f

anatomia, palpação do, 620q, 620f-622f

articulações do, 578–605, 578f

estrutura e função das, 579–585

organização estrutural das, 574f, 574t

cinemática do

plano frontal, 644

plano horizontal, 646

plano sagital, 640–641

deformidades do

terminologia descritiva, 579t

desvio de marcha secundário aos danos no, 665t-666t

inervação da articulação, 605–606

inervação muscular, 605–606

instabilidade, crônica, 619q

interação músculo-articulação do, 605–617

lesão do

causas de, 585q

lesão ipsilateral, desvio de marcha como compensação para, 669t

ligamentos, 583t

colateral lateral, 581q, 581f

movimento no plano sagital, 662f

movimentos do

terminologia descritiva, 578–579, 579f, 579t  
músculos do

anatomia e função do, 606–617

ativação durante caminhada, 653–655

extrínseca, 607–613

ossos do

organização estrutural do, 574f, 574t

posição e estabilidade, influência do joelho durante  
posição ereta, 623f

problemas do, 618

terminologia associada ao, 573–578

torque internos do plano sagital para, 675f

torque isométrico de esforço máximo para, 613f

torques e força da articulação, 662–663

torques internos do plano frontal para, 663f

torques internos do plano horizontal para, 663f

vista posterior do, 580f

torque

análise do, 104q

aplicação na reabilitação, 112

cálculo do, 81, 81q, 93–94, 104

definição e visão geral do, 15, 93

direção da rotação do, 88q

diretrizes para solução de problemas de, 98q

força convertida em, 17f, 24

necessidade de produção de, 16q-18q

potencial, relativo, estimativa, 108q

terminologia usada, 80–81

*See also* torque externo; *See also* torque interno; *See also*

torques musculoesqueléticos

torque de esforço máximo

extensão do joelho, 106, 106f

variáveis que afetam, 58f

torque de extensão isométrica do cotovelo

geração de, 98

influência da coativação no, 111f

medição, 96

músculo agonista e antagonista

torque externo

ao redor da articulação, 92–93

ao redor do cotovelo, 94, 95f

definição, 15–16, 15f

determinação, 56–58, 94, 108q

influência da coativação músculo antagonista no, 111q

interno, combinação, 112

manual

aplicação terapêutica da, 16

durante exercício e teste de força, 94–96

no exercício isométrico, 83

potencial, alterando, 95q, 95f  
torque interno, contrastando, 91–92  
valor mínimo e máximo para, 112

#### torque interno

alteração do, 95f  
ao redor da articulação, 92, 94  
definição, 15, 15f, 24  
determinação, 94, 95f, 99–100, 103, 108q  
externo, combinação, 112  
fatores que afetam, 58, 58t  
impacto da coativação do músculo antagonista no, 112  
máximo, condições para, 112  
músculos que geram, 16  
no exercício isométrico, 83  
perda restaurada, 24q  
potencial, torque externo e, 95q  
produção de, 381–383  
torque externo, contraste, 91–92

torque isométrico, fatores que afetam, 58

torque produzido pelo músculo

medição do, 107q

torque rotatório, conversão de força no, 20

torque varo, 552f

torques musculoesqueléticos

através da articulação, 16q-18q

visão geral dos, 15–16

tosse, papel do músculo abdominal na, 449q

trabalho

cálculo do, 81–82, 82q

como vetor de quantidade, 82–83

definição e visão geral do, 23

positivo *versus* negativo, 60–61

relação da força de, 60

trabalho isométrico, 83q

trabalho linear, cálculo, 83q

trabalho negativo

definição, 60–61

visão geral do, 83q

trabalho positivo, 60–61, 83q

trabalho rotatório, cálculo, 83q

translação

como tipo de movimento, 4

das articulações, 6

forças causadoras de, 15

rotação comparada à, 4–5

unidades de medida para, 5

- visão geral da, 4
- translação curvilínea, 4
- translação retilínea (linha reta), 4
- translocação ulnar do carpo
  - predisposição para, 231f
  - visão geral do, 230
- transverso do abdome
  - anatomia do, 390
  - ativação, bilateral do, 392
  - ativação, seletiva do, 416
  - elevação do braço, ativação na resposta, 413q-415q
  - forças produzidas durante levantamento, 408
  - função do, 395
  - função na ventilação, 447
  - fusão do, 390
  - inserções e inervação do, 458
- transverso do tórax
  - função na ventilação, 447-449
  - inserções e inervação do, 457-461
  - visão geral do, 449f
- trapézio
  - classificação do, 151
  - diferenças dos gêneros, 253q

efeito chicote no, 401q  
envolvimento na rotação craniocervical do, 404–405  
fibras superiores e inferiores  
    rotação para cima, 156–157  
forma do, 251–252  
fratura do, 220q  
inervação do, 150  
inserções e inervação do, 302  
movimento metacarpal do polegar, 253–254  
paralisia do, 155, 157–158  
potencial de extensão proporcionado pelo, 405  
rotação do, 255  
serrátil anterior, interação com, 156–157  
uso do arco e flecha, envolvimento no, 384q  
visão geral do, 218–219  
*See also* trapézio inferior; *See also* trapézio médio; *See also* trapézio superior

#### trapézio inferior

função do, 152, 155, 155f, 157, 157f  
sentado na cadeira de rodas, uso, 154f  
vista posterior do, 153f

#### trapézio médio, função do, 155, 155f, 157

#### trapézio superior

função do, 151, 157, 157f

paralisia do, 152

trapezoide, 218–219

trauma agudo

fraturas intra-articulares resultantes de, 42

instabilidade da articulação após, 42

patologia produzida por, 42

trauma crônico

aos tecidos conjuntivos periarticulares, 42

visão geral do, 43

trauma, recuperação neuromuscular após, 56–58

treinamento de alta resistência, modificações musculares devido a, 69–70

treinamento de baixa resistência, alteração muscular devido a, 69–70

treinamento de equilíbrio, tratamento da hipercifose com, 369q-373q

treinamento de força

alteração muscular devido a, 69–70

para adultos idosos, 71–72

treinamento de imagem

aumento da força muscular devido a, 70

função na recuperação de acidente vascular encefálico,



**treinamento de resistência**

efeitos da imobilização, combate aos, 70

efeitos do envelhecimento, combate aos, 43q-44q, 71-72

ganho de força por, 70

triangular do esterno. *See* transverso do tórax

**tríceps braquial**

apertamento do parafuso, envolvimento no, 208-209, 209f, 211

braço de momento do, 205f

cabeça do

cabeça lateral e medial, 126, 202, 204, 204q

cabeça longa, 161, 204q

visão geral do, 202

inserção do, 175

inserções e inervação do, 302

paralisia do, 205q, 206f

rotina cirúrgica, 24q, 24f

torque extensor do, 204f

vista anterior do, 203f

vista posterior do, 203f

tríceps sural, 654q

trigonometria de ângulo direito, 115-116

trocânter maior

    síndrome dolorosa, 497q

    fraqueza do abductor do quadril na, 498q

    visão geral do, 469

trocânter menor, 470

trocânter, reposição cirúrgica do, 110

tróclea, 173

tronco

    cinemática de, 646

    corte transversal horizontal do, 391f

    danos, desvio de marcha secundário a, 669t

    dermátomos, do tórax, 457, 457f

    estabilidade, baseada em músculos, 394–396, 394q-  
    395q, 412

    extensão e extensores do, 353–355, 354f, 386f

        músculos abdominais oblíquos, sinergia rotacional  
        com, 392q

        torque, 392

    flexão e flexores do, 350, 353–355

        como fase de abdominal, 397, 398q

        lateral, 390–392

        potencial de flexão, 392q

        torque, 390, 392

    inserções e inervação dos, 457–458

articulações sacroilíacas estabilizadas por, 364–365  
estabilizadores musculares extrínsecos, 394–396,  
395q, 396f  
estabilizadores musculares intrínsecos, 394–395,  
394q, 395f  
função na estabilização espinal, 412  
interações funcionais entre, 393–398, 411  
linhas de força de, 395, 395f  
músculo transversoespinal comparado à, 388  
músculos do quadril usados simultaneamente com,  
396  
perturbações corporais globais, resposta a, 413q-  
415q  
potencial de torque das, 391f  
visão geral das, 381–405

movimento do, função na coluna lombar, 358–359  
músculos do, 382f(*ver também* ilopsoas; *See also*  
quadrado lombar)  
ações dos, 383–393, 394t, 395  
anatomia dos, 383–393  
atividade durante a caminhada, 650  
padrão de ativação da rotação do corpo, 405f

proporção de torque flexor-extensor, 392  
rotadores axiais do, 392  
termos, 312

*See also* tronco anterolateral; *See also* tronco inferior; *See also* tronco posterior; *See also* tronco torácico; *See also* tronco superior

tronco superior e ombro músculos no uso do arco e flecha, 384f

tronco torácico, corte transversal do, 380f

tropocolágeno (definição), 35

tubérculo adutor, 470

tubérculo conoide, 122

tubérculo dorsal (de Lister), 216

tubérculo infraglenoidal, 124

tubérculo pós-glenoide, 425

tubérculo quadrado, 470

tubérculo supraglenoidal, 124

tubérculos espinais (vértebras sacrais)

visão geral dos, 325

tubérculos laterais (vértebras sacrais), 325

tuberosidade costal, 122

tuberosidade da tíbia, 521

tuberosidade deltoide, 125

tuberosidade glútea, 470

tuberosidade ilíaca, 467

tuberosidade isquiática, 468

tuberosidade radial (bicipital), 177

túnel do carpo

visão geral do, 219, 248

vista através do, 219f, 233f, 265f

## U

---

### ulna

- aspecto anterior da, 176f
- aspecto posterior da, 176f
- comprimento, assimetria na, 238q-240q
- congenitamente encurtada, 238q-240q
- durante pronação e supinação, 186, 211
- forças, compressão, 184
- músculos inseridos a, 211
- processo estiloide da, 175, 216
- rádio, articulação com, 173, 183, 185
- rotação, externa da, 192
- terminação distal da, 211
- terminação proximal da, 177f, 211
- tuberosidade da, 175
- visão geral e características da, 175, 175q

### úmero

- ângulo de inclinação da haste-cabeça para, 126f
- aspecto anterior do, 125f, 174f
- aspecto posterior do, 175f
- aspecto superior do, 125f
- colo anatômico do, 125
- elevação, músculos envolvidos na, 155

- músculos inseridos ao, 151
- próximo-medial *See* (úmero proximomedial)
- retroversão do, 162
- rotação do
  - axial, 144
  - escápula-úmero, 162–163
  - externa, 148–150, 149q, 192
  - flexão e extensão da articulação glenoumeral como, 144
- terminação distal do, 175f
- trauma ao
  - danos ao nervo radial devido a, 213q
- úmero mediodistal, 173–177, 174q
- úmero proximal para úmero medial
  - arco transversal proximal, 248
  - características osteológicas do, 126q
  - proximal, aspecto posterior do, 127f
  - visão geral do, 124–126
- unidade de proteoglicana, 36
- unidade motora de fadiga rápida, 65q
- unidades motoras
  - ativação das
    - curva de força-frequência da, 64
    - disparos duplos, 64

composição das, 62f

definição, 61–62

tamanho das, 62

tipos de, 63, 63f, 65q

visão geral, 73

unidades motoras lentas, 65q

unidades motoras resistentes a fadiga rápida, 65q

uso de bengala

força da bengala na sustentação de um membro, 502f

na instabilidade do quadril, 501–504



## V

---

### variância ulnar

definição e visão geral da, 238q-240q

medição da, 238f

negativa, 238q-240q, 240f

positiva, 238q-240q, 239f

### vasos sanguíneos, articulações penetradas por, 29

### vasto intermédio

inserções e inervação do, 686

visão geral do, 541

### vasto lateral

inserções e inervação do, 686

visão geral do, 540

### vasto medial

fibras oblíquas do, 547

inserções e inervação do, 686

visão geral do, 540

### velocidade como variável cinemática, 5

### velocidade da passada

dados normativos para, 632t

definição, 631

## ventilação

fases da, 449

impacto da hipercofrose na, 369q-373q

músculos *See also* (*músculo específico, p.ex.: diafragma*)

atividade relacionada à ventilação dos, 400, 411,  
443–449

distúrbios que afetam, 449

funções dos, 443, 443q

inserções e inervação dos, 443–446

patologias que afetam, 449–450

propósito da, 449

tensão passiva do tecido conjuntivo na, 449

*See also* expiração; *See also* expiração forçada; *See also*

inspiração forçada; *See also* inspiração; *See also*

expiração tranquila; *See also* inspiração calma

visão geral da, 439–451

ventilação forçada, 439

ventilação tranquila, 439

ventilador, mecânico, 449

ventre do músculo, 48

## vértebras

cervicais, 318–322

articulação atlantoaxial, mediana, 322f

atípico (C1, C2, e C7), 318, 321–322

- atlas (C1), 318, 321–322, 321f
- atlas, ligamento transverso do, 334
- áxis (C2), 318, 322, 322f, 365
- orientações espaciais, 328f
- proeminência vertebral (C7), 322
- típica (C3 to C6), 318–321, 320f
- vista anterior das, 318f
- vista superior das, 318f
- coccígea, 312, 325
- forma como fator de influência no movimento, 328, 365
- junção lombossacral
  - anatomia da, 346–349
- lombar, 312, 323–324
  - anatomia do, 346–358
  - cinemática de, 350–358
  - cinemática do plano sagital da, 350–356
  - cinemática, efeito da inclinação pélvica em, 355f
  - componentes do, 316f, 323f-324f, 328f
  - força de compressão relacionada ao levantamento contra (L2), 406–407, 406f
  - mediana, 348f, 362f, 365
  - orientações espaciais, 328f
  - plano horizontal cinemática de, 356–358
- sacral, 312, 324–325
- torácica mediana

- características anatômicas e funcionais da, 310
- componentes da, 311t
- torácicas, 312
  - atípicas, 323
  - orientações espaciais, 328f
  - típicas, 322–323, 323f
- visão geral e componentes da, 310, 310f
- vetor
  - características do, 15, 15q
  - definição, 13
- vetor de força
  - características do, 15
  - composição gráfica do, 90q
- videografia, digital, dados cinemáticos reunidos em, 105
- volar (definição), 216
  - instabilidade do segmento intercalado volar (palmar) (ISIV)
  - visão geral do, 230
- volume corrente (definição), 439

## W

---

Weber, Wilhelm e Eduard, 628–629

Wolff, Julius, 42q