

Margareta Nordin  
Victor H. Frankel  
Ed. Quimabara  
Koogan

## Biomecânica do Osso

Victor H. Frankel, Margareta Nordin

### Introdução

#### Estrutura e Composição Óssea

#### Propriedades Biomecânicas do Osso

#### Comportamento Biomecânico do Osso

Comportamento Ósseo sob Vários Modos de Carga

Tensão

Compressão

Deslizamentos

Envergamento

Torção

Cargas Combinadas

Influência da Atividade Muscular na Distribuição de Estresse no Osso

Taxa de Deformação-Dependência no Osso

Fadiga do Osso sob Cargas Repetitivas

Influência da Geometria Óssea no Comportamento Biomecânico

#### Remodelação Óssea

#### Mudanças Degenerativas nos Ossos Associadas ao Envelhecimento

#### Resumo

#### Referências

#### Fluxogramas

Prof. Dra. Isabel de C. N. Sacco  
Fisio. Fisioterapia e Audiologia  
Tópico Ocupacional - FMUSP  
isacsacco@usf.br  
www.fm.usp.br/fisio/pessoal/isabel  
(11) 3091-8426

### Introdução

O propósito do sistema esquelético é proteger os órgãos internos, prover ligações cinemáticas rígidas e locais de atamento muscular e facilitar a ação muscular e o movimento corporal. O osso tem estrutura e propriedades mecânicas únicas que permitem exercer essas funções. O osso está entre as estruturas mais duras do corpo; somente a dentina e o esmalte dentário são mais rígidos. É um dos tecidos mais metabólicos e dinamicamente ativos no corpo e se mantém ativo durante toda a vida. Tecido altamente vascularizado, o osso tem excelente capacidade de se auto-regenerar e pode alterar suas propriedades e configurações em resposta às mudanças na demanda mecânica. Por exemplo, mudanças na densidade do osso são comumente observadas depois de períodos de desuso e de uso intenso; mudanças na forma do osso são notadas durante as curas de fraturas e depois de certas operações. Dessa maneira, os ossos se adaptam às demandas mecânicas impostas a eles.

Este capítulo descreve a composição e a estrutura do tecido ósseo, as propriedades mecânicas do osso e o comportamento ósseo sob diferentes condições de cargas. Vários fatores que afetam o comportamento mecânico do osso, *in vitro* e *in vivo*, são também discutidos.

### Estrutura e Composição Óssea

O tecido ósseo é um tecido conectivo especializado e sua composição sólida o adapta a suas funções de suporte e de proteção. Como outros tecidos conectivos, o osso é constituído de células, fibras de matriz orgânica extracelular e substâncias de base produzidas pelas células. A característica de distinção do osso é seu alto teor de material inorgânico, na forma de sais minerais que se combinam intimamente com a matriz orgânica (Buckwalter et al. 1995). Os componentes inorgânicos do osso o fazem um tecido duro e rígido, enquanto os componentes orgânicos dão ao osso sua flexibilidade e elasticidade. A composição do osso depende do local, da idade, história de dieta e da presença de doença (Kaplan et al. 1993).

No osso humano normal, a porção inorgânica e mineral do osso consiste, primariamente, de cálcio e fosfato, principalmente em forma de pequenos cristais de semelhança de cristais sintéticos de hidroxapatita com a composição  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ . Esses minerais, que representam 60 a 70% do peso seco do osso, dão ao osso a sua sólida consistência. A água conta com 5 a 8%, e a matriz orgânica compõe o restante do tecido. O osso serve como uma reserva de minerais essenciais ao corpo, particularmente o cálcio.

Os minerais ósseos são fixados em fibras de proteína de colágeno orientadas de forma variada, a porção fibrosa de matriz extracelular – a matriz inorgânica. As fibras de colágeno (tipo I) são fortes e flexíveis, e ainda resistem ao estiramento e têm pouca extensibilidade. O

colágeno compõe aproximadamente 90% da matriz extracelular e conta entre 25 e 30% do peso seco do osso. O colágeno, um bloco universal de construção do corpo, é também o principal componente fibroso de outras estruturas esqueléticas. (A descrição detalhada da microestrutura e do comportamento mecânico do colágeno é apresentada nos Capítulos 3 e 4).

A substância gelatinosa de base em volta das fibras de colágeno mineralizadas é constituída, principalmente, de polissacarídeos ou glicosaminoglicanos (GAGs), primariamente em forma de macromoléculas complexas chamadas proteoglicanos (PGs). Os GAGs servem como substância de cimentação entre as camadas de fibras de colágeno mineralizadas. Esses GAGs, juntamente com várias glicoproteínas não colagênicas, constituem aproximadamente cerca de 5% da matriz extracelular. (A estrutura dos PGs, os quais são componentes vitais da cartilagem articular, é descrita em detalhe no Capítulo 3)

A água é razoavelmente abundante no osso e constitui cerca de 25% do peso total do osso. Oitenta e cinco por cento dela está na matriz orgânica, em volta das fibras de colágeno e das substâncias de base e nas cavidades de hidratação em volta dos cristais ósseos. Os outros 15% estão localizados nos canais e cavidades que acomodam as células ósseas e carregam nutrientes ao tecido ósseo.

Ao nível microscópico, a unidade estrutural fundamental é o ósteo ou sistema haversiano (Fig. 2.1). No centro de cada ósteo está um pequeno canal, chamado canal haversiano ou de Haver, que contém vasos e fibras nervosas. O ósteo consiste de uma série de camadas (lamelas) de matriz mineralizada em volta do canal central, uma configuração similar a um tronco de árvore com suas ramificações.

Nas bordas de cada camada ou lamela estão as cavidades conhecidas como lacunas, e cada qual contém uma célula óssea, o osteócito (Fig. 2.1C). Inúmeros pequenos canais, chamados canalículos, se erradicam de cada lacuna, conectando a lacuna com a lamela adjacente e finalmente encontrando o canal haversiano. O processo celular se estende desde os osteócitos até os canalículos, permitindo que os nutrientes vindos dos vasos sanguíneos em direção ao canal haversiano atinjam os osteócitos.

Na periferia de cada ósteo está a linha cimentada, uma estreita área de substâncias de base cimentada, composta primariamente de GAGs. Os canalículos do ósteo não atravessam essa linha cimentada. Como os canalículos, as fibras de colágeno na matriz óssea interconectam-se de uma lamela a outra dentro de um ósteo mas não cruzam a linha cimentada. Essa interconexão de fibras de colágeno dentro do ósteo indubitavelmente aumenta a resistência óssea ao estresse mecânico e provavelmente explica por que a linha cimentada é a porção mais fraca da microestrutura óssea.

Um típico ósteo tem em torno de 200 micrômetros ( $\mu$ ) de diâmetro. Conseqüentemente, todo ponto no ósteo

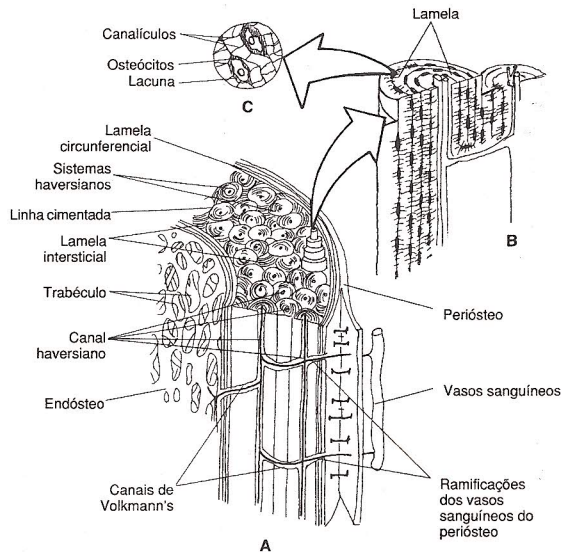


FIG. 2.1

A, A estrutura fina do osso é ilustrada esquematicamente em uma seção da haste longitudinal de um osso longo descrito sem a medula interna. Os osteócitos, ou sistema haversiano, são apresentados como a unidade estrutural do osso. Os canais haversianos estão no centro dos osteócitos, os quais formam os principais ramos da rede circulatória no osso. Cada osteócito é limitado por uma linha cimentada. Um osteócito mostra o aumento de osso (20 vezes). Adaptado de Bassett, C.A.L. (1965). *Electrical effects in bone*. *Sci Am*, 213, 18. B, Cada osteócito consiste de lamelas, anéis concêntricos compostos de matriz mineral ao redor do canal de Haver. Adaptado de Tortora, G.J. & Anagnostakos, N.P. (1984). *Principles of Anatomy and Physiology* (4ª ed.). New York: Harper & Row. C, Ao longo das fronteiras das lamelas estão pequenas cavidades conhecidas como lacunas, cada qual contendo uma única célula óssea ou osteócito. Irradiando das lacunas estão finos canais, ou canalículos, dentro dos quais se estendem os processos citoplasmáticos dos osteócitos. Adaptado de Tortora, G.J. & Anagnostakos, N.P. (1984). *Principles of Anatomy and Physiology* (4ª ed.). New York: Harper & Row.

não está a mais de que 100  $\mu\text{m}$  do suprimento de sangue centralmente localizado. Nos ossos longos, os osteócitos usualmente correm longitudinalmente, mas eles se ramificam freqüentemente e se estendem ligando-se, por anastomose, uns com os outros.

Lamelas intersticiais atravessam a região completa entre osteócitos (Fig. 2.1A). Elas são contínuas com os osteócitos e são constituídas do mesmo material numa configuração geométrica diferente. Como nos osteócitos, nenhum ponto na lamela intersticial é mais distante do que 100  $\mu\text{m}$  do suprimento sanguíneo. As interfaces entre essas lamelas contêm um arranjo de lacuna no qual os osteócitos se assentam e dos quais os canalículos se estendem.

Ao nível macroscópico, todos os ossos são compostos de 2 tipos de tecidos ósseos: osso cortical, ou compacto, e osso trabecular, ou esponjoso (Fig. 2.2). O osso cortical forma a parte externa ou córtex do osso e tem uma estrutura densa similar ao marfim. O osso trabecular, interno ao cortical, é composto de finas pla-

cas, ou trabéculas, numa estrutura de malha frouxa; os espaços intersticiais entre as trabéculas são preenchidos com medula vermelha (Fig. 2.3). O tecido do osso esponjoso está arranjado em lamelas que contêm lacunas concêntricas, mas não contêm canais haversianos. Os osteócitos recebem nutrientes através dos canalículos dos vasos sanguíneos que passam através da medula vermelha. Os ossos corticais sempre envolvem ossos trabeculares, mas a quantidade relativa de cada tipo varia entre ossos e entre indivíduos, de acordo com os requerimentos funcionais.

Ao nível microscópico, o osso é constituído de osso lamelar e não lamelar (Fig. 2.4). Osso não lamelar é considerado osso imaturo. Este tipo de osso é encontrado no embrião, no recém-nascido, em calo de fratura e na região de metafise de osso em crescimento, bem como em tumores, osteogênese imperfeita, e doença de Paget. O osso lamelar começa a formar-se um mês após o nascimento e ativamente substitui o osso não lamelar. O osso lamelar é então um osso mais maduro.

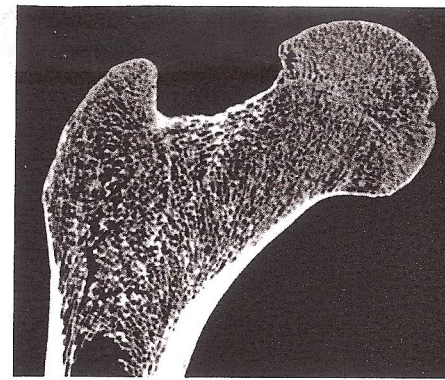


FIG. 2.2

Seção frontal-longitudinal da cabeça, colo, grande trocanter e o corpo proximal de um fêmur adulto. O osso esponjoso, com suas trabéculas orientadas em uma gelosia acomoda-se nas cavidades do tecido cortical. Reeditado com a permissão de Gray, H. (1985). *Anatomy of the Human Body*. (13ª American ed.) Philadelphia: Lea & Febiger.

Todos os ossos são envolvidos por uma densa membrana fibrosa chamada periosteio (Fig. 2.1A). Sua camada externa é permeada por vasos sanguíneos (Fig. 2.5) e fibras nervosas que passam dentro do córtex através dos canais de Volkmann, se conectam com os canais haversianos e se estendem até o osso esponjoso. Uma camada mais profunda, a camada osteogênica, contém células ósseas responsáveis por gerar novos ossos durante o crescimento e a regeneração (osteoblasto). O periosteio cobre o osso inteiro, exceto na superfície das juntas, as quais são cobertas com cartilagem articular. Nos ossos longos, uma membrana mais fina, o endosteio, acomoda-se na cavidade central (no sentido da medula), a qual é preenchida com medula gordurosa amarela. O endosteio contém osteoblasto e também células ósseas de grande tamanho multinucleadas chamadas osteoclasto, as quais têm importantes funções na reabsorção do osso.

### Propriedades Biomecânicas do Osso

Biomecanicamente, o tecido ósseo pode ser visto como um material composto (bifásico), com mineral em uma fase e colágeno e substância de base em outra fase. Em materiais (um exemplo de material não biológico é a fibra de vidro) nos quais um material forte e rígido é embutido em um material mais fraco e mais flexível, as substâncias combinadas são mais fortes em relação aos seus pesos, do que cada qual separadamente (Bassett, 1965).

Funcionalmente, as propriedades mecânicas mais importantes do osso são sua resistência e sua rigidez.

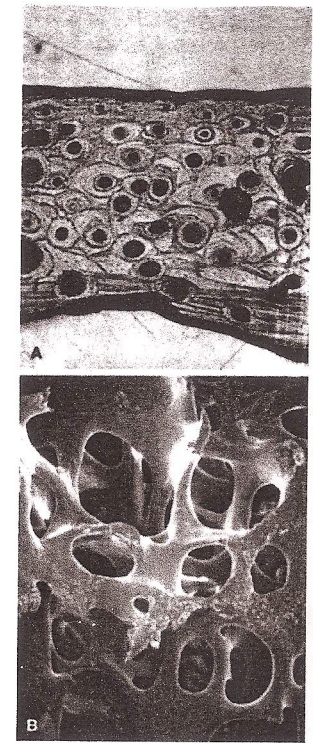


FIG. 2.3

A, Fotomicrografia de luz refletida de uma tíbia humana (40x). B, Fotomicrografia eletrônica do osso esponjoso de uma tíbia humana (30x). Reeditado com a permissão de Carter, D.R. & Hayes, W.C. (1977). *Compact bone fatigue damage. A microscopic examination*. *Clin Orthop*, 127, 265.

Essas e outras características podem ser mais bem entendidas, para ossos e outras estruturas, pelo exame dos seus comportamentos sob cargas, isto é, sob a influência de forças aplicadas externamente. Cargas causam uma deformação ou uma mudança nas dimensões da estrutura. Quando uma carga numa direção conhecida é imposta na estrutura, a deformação da estrutura pode ser mensurada e apontada em uma curva de carga-deformação. Muita informação sobre a resistência, a rigidez e outras propriedades mecânicas da estrutura pode ser obtida pelo exame dessa curva.

Uma curva hipotética de carga-deformação para uma estrutura fibrosa flexível, tal qual um osso longo, é mostrada na Fig. 2.6. A porção inicial da curva (linha reta), a região elástica, revela a elasticidade da estrutura, isto

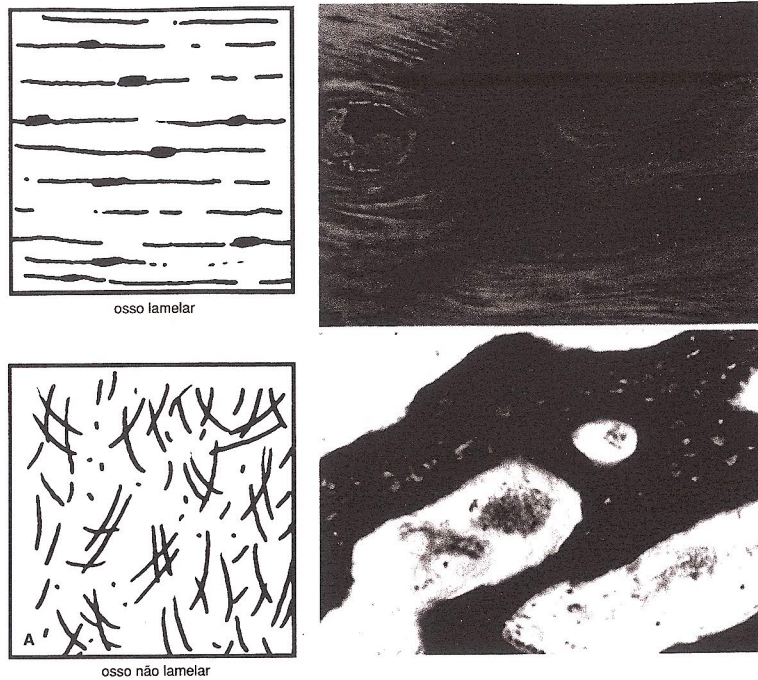


FIG. 2.4 Desenho esquemático e fotomicrografia de osso lamelar e não lamelar. Adaptado de Kaplan, F.S., Hayes, W.C., Keaveny, T.M., et al. (1994). Form and functions of bone. Em S.R. Simon (Ed.). Orthopaedic Basic Science (pp. 129, 130). Rosemont, IL: AAOS.

é, sua capacidade para retornar a sua forma original depois que a carga for removida. Enquanto a carga é aplicada, as fibras mais externas da estrutura começam a ceder em um ponto. Esse ponto onde se inicia a cedência sinaliza o limite elástico da estrutura. Se a carga exceder esse limite, a estrutura exibirá um comportamento plástico, refletido na segunda porção da curva, a região plástica. A estrutura não mais retornará à sua dimensão original quando a carga for removida; alguma deformação residual será permanente. Se a carga for progressivamente aumentada, a estrutura falhará em algum ponto (o osso será fraturado). Esse ponto é indicado pelo ponto de falha final na curva.

Três parâmetros para determinar a resistência da estrutura são refletidos na curva de carga-deformação: 1, a carga que a estrutura pode sustentar antes de falhar; 2, a deformação que a estrutura pode sustentar antes de falhar; e 3, a energia que a estrutura pode acumular antes de falhar. A resistência, em termos de carga e deformação, ou a resistência final, é indicada na curva pelo

ponto de falha final. A resistência em termos de energia acumulada é indicada pelo tamanho da área sob a curva inteira. Quanto mais larga é a área, maior é a energia que a estrutura absorve à medida que a carga é aplicada. A inflexibilidade da estrutura é indicada pela inclinação da curva na região elástica. Quanto mais íngreme é a inclinação, mais rígido é o material.

A curva de carga-deformação é útil para determinar as propriedades mecânicas de uma estrutura como um todo, tais como um osso inteiro, um ligamento inteiro ou tendão ou um implante metálico. Esse conhecimento ajuda no estudo do comportamento e reparo de fraturas, na resposta da estrutura ao estresse físico ou nos efeitos de vários programas de tratamento. Contudo caracterizar um osso ou outra estrutura em termos do material que o compõe, independentemente da sua geometria, requer padronização das condições de teste e do tamanho e da forma dos espécimes testados. Tal padronização de teste é útil para comparar as propriedades mecânicas de dois ou mais materiais, como a força

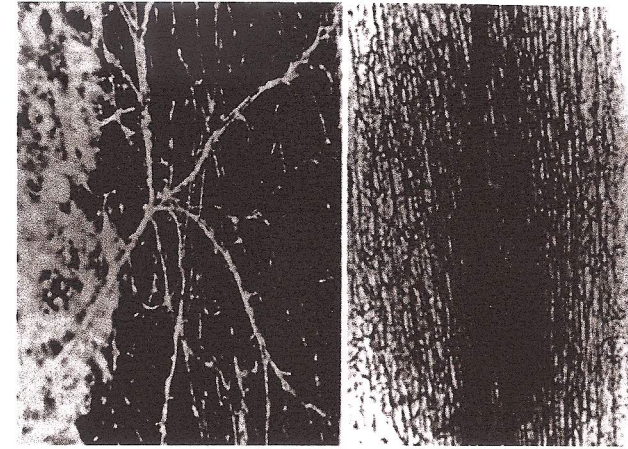


FIG. 2.5 Fotomicrografia mostrando a vascularização do osso cortical. Adaptado de Kaplan, F.S., Hayes, W.C., Keaveny, T.M., et al. (1994). Form and function of bone. Em S.R. Simon (Ed.). Orthopaedic Basic Science (p. 131). Rosemont, IL: AAOS.

relativa entre o tecido ósseo e tendinoso ou a rigidez relativa de vários materiais usados em implantes protéticos. Unidades mais precisas para as medições podem ser usadas quando amostragens padronizadas são testadas, isto é, a carga por unidade de área da amostragem (estresse) e a quantidade de deformação em termos de porcentagem das mudanças das dimensões da

amostragem (deformação). A curva gerada é a curva de estresse-deformação.

Estresse é a carga ou força por unidade de área que se desenvolve numa superfície plana dentro de uma estrutura em resposta às cargas aplicadas externamen-

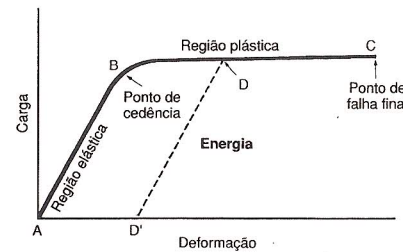


FIG. 2.6 Curva de carga-deformação para uma estrutura composta de um material maleável. Se a carga é aplicada dentro do alcance elástico da estrutura (A até B na curva) e em seguida é removida, nenhuma deformação permanente ocorrerá. Se a carga continuar e passar do ponto de cedência (B) indo até o alcance da estrutura plástica (B até C na curva) e a carga é então liberada, resultará em uma deformação permanente. A quantidade de deformação permanente que ocorre, caso a estrutura seja forçada até o ponto D, na região plástica, e então liberada, é representada pela distância entre A e D. Se a carga é continuada dentro do alcance plástico, um ponto de falha final (C) será atingido.

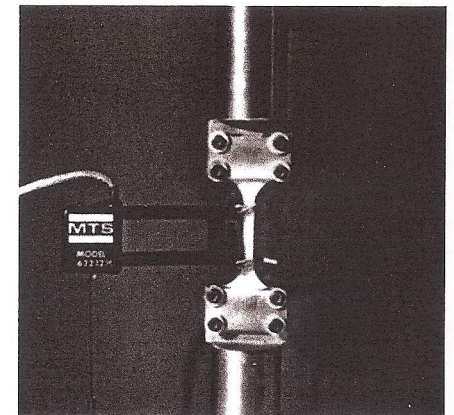


FIG. 2.7 Espécime de osso padronizado numa máquina de teste. A deformação no segmento do osso entre as duas alavancas de gauge é medida com o gauge de deformação. O estresse é calculado a partir da carga total medida. Cortesia de Dennis R. Carter, Ph.D.

te. As três unidades geralmente mais usadas para medir estresse em amostragens padronizadas de ossos são o newton por centímetro quadrado (N/cm<sup>2</sup>); o newton por metro quadrado ou pascal (N/m<sup>2</sup>, Pa); e o meganewton por metro quadrado ou megapascal (MN/m<sup>2</sup>, MPa).

Deformação (mudança em dimensão) desenvolve-se dentro de uma estrutura em resposta às cargas aplicadas externamente. Os dois tipos básicos de deformação são a deformação linear, que causa uma mudança no comprimento da espécie, e a deformação tangencial, que causa uma mudança nas relações angulares dentro da estrutura. A deformação linear é a variação linear das dimensões (aumentando ou diminuindo) da amostra, dividida pelo comprimento original da amostra. Essa medida é um parâmetro adimensional expressado em percentagens (por exemplo, centímetro por centímetro). A deformação tangencial é a variação angular ( $\gamma$ ) num ângulo reto assentado em um plano de interesse na amostra. É expresso em radianos (um radiano é igual aproximadamente a 57,3°) (Sociedade Internacional de Biomecânica, 1987).

Os valores de estresse e deformação para osso podem ser obtidos colocando um espécime de tecido ósseo padronizado numa máquina de testes e aplicando carga até a falha (Fig. 2.7). Esses valores podem ser apontados na curva de estresse-deformação (Fig. 2.8). As regiões dessa curva são similares àquelas da curva de carga-deformação. Cargas na região elástica não causam deformações permanentes, mas uma vez que o ponto de cedência é excedido alguma deformação será permanente. A resistência do material em termos de energia ar-

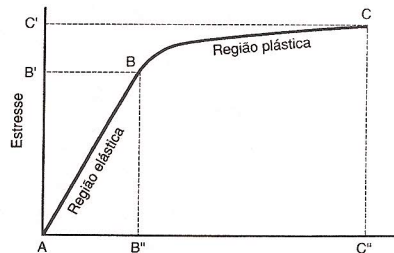


FIG. 2.8 Curva de estresse-deformação para uma amostragem de osso cortical testado em tensão (puxado). Ponto de cessão (B): ponto em que, ultrapassado, alguma deformação permanente ocorrerá. Ponto de cessão (B'): carga por unidade de área sustentada pela amostra de osso antes da deformação plástica acontecer. Deformação de cessão (ou colapso) (B''): quantidade de deformação sustentada pela amostra antes da deformação plástica ocorrer. A deformação em qualquer ponto da região elástica é proporcional ao estresse naquele ponto. Ponto de falha final (C): ponto em que, ultrapassado, a falha da amostra ocorreu. Estresse final (C'): carga por unidade de área sustentada pela amostra antes da falha. Deformação final (C''): quantidade de deformação sustentada pela amostra antes da falha.

mazenada é representada pela área abaixo da curva inteira. A rigidez é representada pela inclinação da curva na região elástica. O valor para a rigidez é obtido dividindo-se o estresse em qualquer ponto da porção elástica da curva (linha reta) pela deformação naquele ponto. Esse valor é chamado de módulo de elasticidade (módulo de Young). O módulo de Young (E) é derivado da relação entre estresse ( $\sigma$ ) e deformação ( $\epsilon$ ):

$$E = \sigma/\epsilon$$

A elasticidade de um material ou o módulo de Young E é igual à inclinação do diagrama de estresse ( $\sigma$ ) e deformação ( $\epsilon$ ) na região elástica linear. E representa a rigidez do material, de modo que quanto maior for o módulo elástico ou módulo de Young, mais rígido é o material (Özkaya & Nordin, 1999).

As propriedades mecânicas diferem nos dois tipos de ossos. O osso cortical é mais rígido que o osso esponjoso, sustenta maior estresse, porém menos deformação antes da falha. O osso esponjoso *in vitro* pode sustentar cargas até 50% de deformação antes de falhar, enquanto o osso cortical cede e fratura quando a deformação excede 1,5 a 2%. Por causa da estrutura porosa, o osso esponjoso tem uma larga capacidade de acumular energia (Keaveny & Hayes, 1993). A diferença física entre os dois tecidos ósseos é a quantidade em termos de densidade aparente do osso, a qual é definida como a massa do tecido ósseo presente numa unidade volumétrica de osso (grama por centímetro cúbico [g/cm<sup>3</sup>]). A Fig. 2.9 mostra as qualidades típicas de estresse-deformação dos ossos cortical e trabecular com diferentes densidades ósseas testadas sob condições similares. Em geral, não é necessário descrever a resistência do osso com um simples número. Um caminho melhor é examinar a curva de estresse-deformação do tecido ósseo sob as circunstâncias testadas.

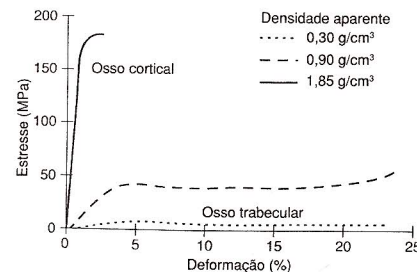


FIG. 2.9 Exemplo da curva de estresse-deformação de ossos cortical e trabecular com diferentes densidades aparentes. O teste foi executado em compressão. A figura mostra a diferença no comportamento mecânico para as duas estruturas de osso. Reeditado com a permissão de Keaveny, T.M., & Hayes, W.C. (1993). *Mechanical properties of cortical and trabecular bone*. Bone, 7, 285-344.

Para entender melhor a relação entre osso e outros materiais, o esquema das curvas de estresse-deformação para osso, metal e vidro ilustra as diferenças no comportamento mecânico entre esses materiais (Fig. 2.10). As variações na rigidez são refletidas nas diferentes inclinações das curvas na região elástica. O metal tem inclinação mais abrupta e dessa forma é um material de maior rigidez.

A porção elástica da curva para vidro e metal é a linha reta, indicando comportamento elástico linear; virtualmente nenhuma cedência ocorrerá antes que o ponto de cedência seja atingido. Por comparação, testes precisos de osso cortical têm mostrado que a porção elástica da curva não é reta, mas levemente curvada, indicando que o osso não é linearmente elástico no seu comportamento, mas cede de alguma forma na região elástica quando recebe carga (Bonefield & Li, 1967). O Quadro 2.1 mostra as propriedades mecânicas de materiais biológicos selecionados para comparação. Materiais são classificados como quebradiço ou flexíveis, dependendo da extensão da deformação antes da falha. Vidro é um material quebradiço típico. A diferença na quantidade de deformação é refletida nas superfícies dos dois materiais (Fig. 2.11). Quando juntadas as partes de

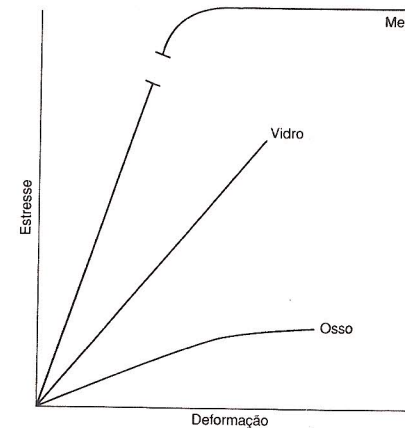


FIG. 2.10 Esquema da curva de estresse-deformação para três materiais. Metal tem inclinação mais abrupta na região elástica, portanto é um material mais rígido. A porção elástica da curva para o metal é a linha reta, indicando um comportamento elástico linear. O fato de que o metal tem uma região plástica longa indica que esse material flexível pode deformar-se extensivamente antes de falhar. O vidro, um material quebradiço, exibe comportamento elástico linear, mas falha abruptamente quando com uma pequena deformação, como é indicado pela ausência da região plástica na curva de estresse-deformação. O osso possui ambas as qualidades, deformável e quebradiço, demonstrado pela leve curva na região elástica, a qual indica alguma cedência quando é continuamente carregado nessa região.

QUADRO 2.1 Propriedades Mecânicas de Biomateriais Selecionadas

	Resistência final (MPa)	Módulos (GPa)	Alongamento (%)
<b>Metais</b>			
Liga de Co-Cr			
Moldado	600	220	8
Forjado	950	220	15
Aço inoxidável	850	210	10
Titânio	900	110	15
<b>Polímeros</b>			
Cimento Ósseo	20	2,0	2-4
<b>Cerâmica</b>			
Alumina	300	350	<2
<b>Biológico</b>			
Ossos cortical	100-150	10-15	1-3
Ossos trabecular	8-50		2-4
Tendão, ligamento	20-35	2,0-4,0	10-25

Adaptado de Kummer, J.K. (1999). *Implant Biomaterials*. In J.M. Spivak, P.E. DiCesare, D.S. Feldman, K.J. Koval, A.S. Rokito, & J.D. Zuckerman (Eds.) *Orthopaedics: A Study Guide* (pp. 45-48). New York: McGraw-Hill.

cada material depois da fratura, o material flexível não se conformará na sua forma original, enquanto o material quebradiço, sim. O osso exibe comportamento mais quebradiço ou mais flexível dependendo da idade (ossos jovens são mais flexíveis) e da taxa na qual recebe carga (o osso é mais quebradiço quando a carga é imposta em alta velocidade).

Depois que o ponto de cessão é atingido, o vidro deforma-se muito pouco antes de falhar, como indicado pela ausência da região plástica na curva de estresse-deformação. Ao contrário, o metal exibe deformação extensa antes de falhar, como é indicado pela longa região plástica na curva. O osso também deforma antes de falhar, porém numa extensão muito menor do que o metal. A diferença do comportamento plástico entre osso e metal é resultado das diferenças nos eventos micro-mecânicos durante a cedência. A cessão em metal (testado em tensão ou puxado) é causada pelo fluxo plástico e por formação de linhas de deslizamento plástico;

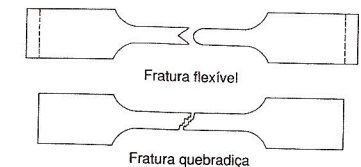


FIG. 2.11 Superfícies de fraturas de amostras de um material flexível e um quebradiço. As linhas quebradas do material flexível indicam o comprimento original da amostra antes da sua deformação. O material quebradiço deformou-se muito pouco antes da fratura.



FIG. 2.12 Microfotografia eletrônica de um osso cortical humano testada em tensão (30X). As setas indicam descolamento nas linhas cimentadas e a separação dos ósteos. Cortesia de Dennis R. Carter, Ph.D.

as linhas de deslizamento plásticas são formadas quando as moléculas da estrutura entrelaçada do metal se deslocam. A cedência no osso (testado em tensão) é causada pelo afastamento dos ósteos nas linhas cimentadas e por microfaturas (Fig. 2.12), enquanto a cessão no osso como resultado da compressão é indicada por fraturas dos ósteos (Fig. 2.13).

Por conta da estrutura do osso não ser similar nas direções transversas e longitudinais, o osso exibe propriedades mecânicas diferentes quando carregado em diversos eixos, uma característica conhecida como anisotropia. A Fig. 2.14 mostra a variação na resistência e na rigidez para amostras de ossos corticais de um fêmur humano, testado em tensão em quatro direções (Frankel e Burstein, 1970, Carter, 1978). Os valores para ambos parâmetros são mais altos para as amostras carregadas na direção longitudinal. As Figs. 2.9 e 2.15 mostram a resistência e a rigidez de um osso trabecular nas duas direções: compressão e tensão. O osso trabecular ou esponjoso é aproximadamente 25% menos denso, 5

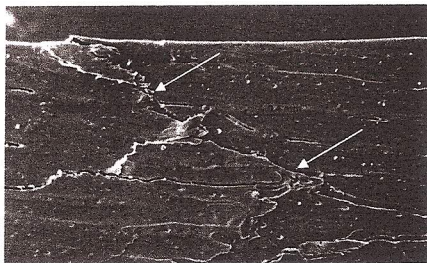


FIG. 2.13 Microfotografia eletrônica escaneada de osso cortical humano testado em compressão (30X). As setas indicam fraturas oblíquas dos ósteos. Cortesia de Dennis R. Carter, Ph.D.

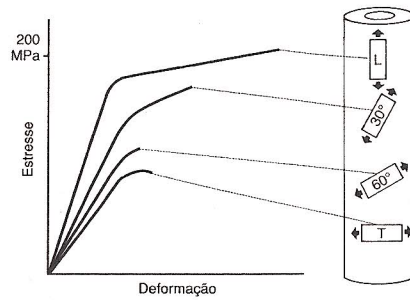


FIG. 2.14 Comportamento anisotrópico de um pedaço de um osso femoral humano testado sob tensão (puxado) em quatro direções: longitudinal (L), inclinado em 30° em relação ao eixo neutro do osso, inclinado em 60°, e transverso (T). Dados de Frankel, V.H. & Burstein, A.H. (1970). *Orthopaedic Biomechanics*. Philadelphia: Lea & Febiger.

a 10% menos rígido e cinco vezes mais flexível do que o osso cortical.

Embora a relação entre o padrão de carga e as propriedades mecânicas do osso no esqueleto seja extremamente complexa, em geral se pode dizer que a resistência e a rigidez do osso são maiores na direção na qual as cargas diárias são mais comumente impostas.

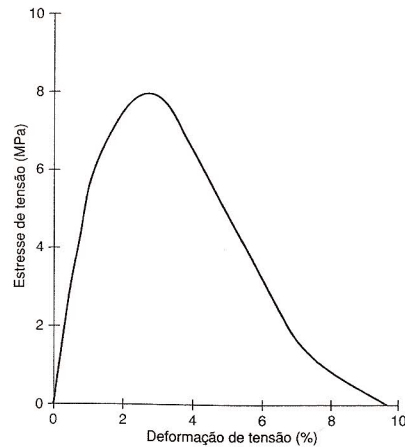


FIG. 2.15 Exemplo de comportamento de estresse-deformação sob tensão de osso trabecular testado na direção do eixo longitudinal do osso. Adaptado de Gibson, L.J. & Ashby, M.F. (1988). *Cellular Solid: Structure and Properties*. New York: Pergamon, Press.

Comportamento Biomecânico do Osso

O comportamento biomecânico do osso — seu comportamento sob influências de forças e momentos — é afetado por suas propriedades mecânicas, características geométricas, o modo como as cargas são aplicadas, direção da carga, razão da carga e a frequência da carga.

COMPORTEAMENTO ÓSSEO SOB VÁRIOS MODOS DE CARGA

Forças e momentos podem ser aplicados a uma estrutura em várias direções, produzindo tensão, compressão, envergamento, deslizamento, torção e cargas combinadas (Fig. 2.16). O osso *in vivo* está sujeito a todos esses modos de carga. As descrições seguintes desses modos se aplicam às estruturas em equilíbrio (em repouso ou em movimento com velocidade constante); a carga produz um efeito interno de deformação na estrutura.

Tensão

Durante a aplicação de carga de tensão, cargas iguais e opostas são aplicadas na direção externa à superfície da estrutura, e estresse e deformação de tensão resultam dentro da estrutura. O estresse de tensão pode ser visto como muitas pequenas forças direcionadas para fora da superfície da estrutura. Estresse máximo de tensão ocorre num plano perpendicular ao da carga aplicada (Fig. 2.17). Sob cargas de tensão, a estrutura alonga-se e estreita-se.

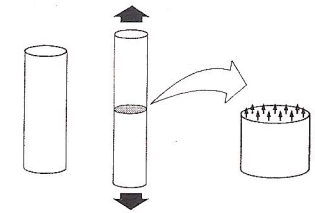


FIG. 2.17 Carga de tensão.

Clinicamente, fraturas produzidas por cargas de tensão são usualmente vistas em ossos com uma larga porção de tecido esponjoso. Exemplos são as fraturas da base do quinto metatarso adjacente à inserção do tendão *peroneus brevis* e fraturas do calcâneo adjacente à inserção do tendão-de-aquiles. A Fig. 2.18 mostra uma fratura de tensão do calcâneo; uma intensa contração do músculo tríceps sural produz cargas de tensão anormalmente altas no osso.

Compressão

Durante compressivas cargas, cargas iguais e opostas são aplicadas na direção interna à superfície da estru-

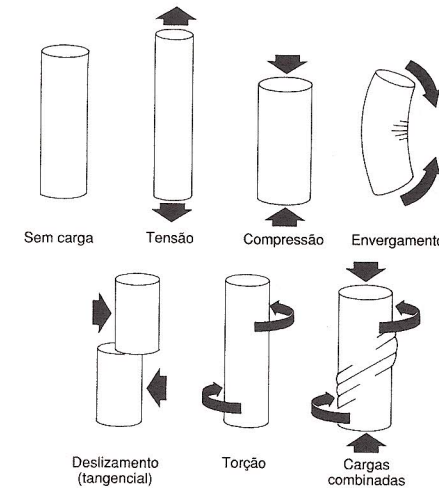


FIG. 2.16 Representação esquemática de vários modos de carga.



FIG. 2.18 Fratura de tensão no calcâneo produzida por forte contração do músculo tríceps sural durante um jogo de tênis. Cortesia de Robert A. Winquist, M.D.

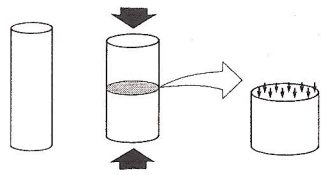


FIG. 2.19 Cargas compressivas.

tura, e estresse e deformação compressivos resultam dentro da estrutura. Estresse compressivo pode ser visto como várias pequenas forças direcionadas para dentro da superfície da estrutura. O estresse máximo compressivo ocorre no plano perpendicular ao da carga aplicada (Fig. 2.19). Sob cargas compressivas a estrutura encurta-se e alarga-se.

Clinicamente, as fraturas de compressão são normalmente vistas nas vértebras, as quais estão sujeitas à altas cargas compressivas. Essas fraturas são mais fre-

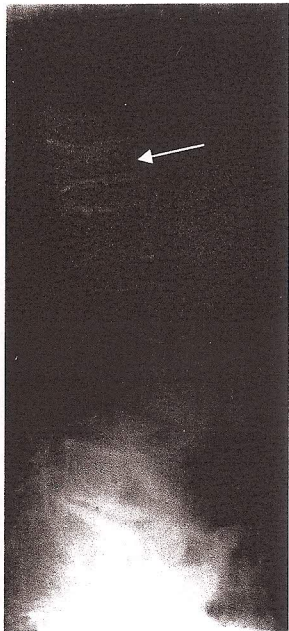


FIG. 2.20 Fratura de compressão de uma primeira vértebra lombar humana. A vértebra encurtou e alargou.

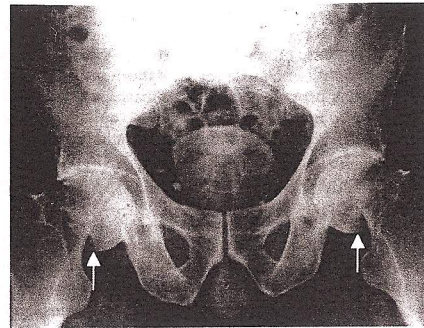


FIG. 2.21 Fratura de compressão bilateral subcapital do colo femoral de um paciente submetido à terapia de eletroconvulsão.

qüentemente vistas em idosos com osteoporose. A Fig. 2.20 mostra o encurtamento e o alargamento ocorridos numa vértebra humana sujeita a alta carga compressiva. Numa articulação, uma carga compressiva suficiente para gerar falha pode ser produzida por contração anormalmente forte da musculatura periférica. Um exemplo desse efeito é apresentado na Fig. 2.21; fraturas subcapitais bilaterais do colo femoral foram sustentadas por um paciente exposto a terapia eletroconvulsiva; fortes contrações dos músculos em volta da junta do quadril comprimiram a cabeça do fêmur contra o acetábulo.

**Deslizamentos**

Durante a aplicação de cargas tangenciais, a carga aplicada é paralela à superfície da estrutura e o estresse e a deformação tangenciais resultam dentro da estrutura. Estresse e deformação tangenciais podem ser vistos como várias pequenas forças agindo na superfície da estrutura num plano paralelo ao da carga aplicada (Fig. 2.22). A estrutura sujeita a cargas tangenciais deforma-se internamente numa maneira angular; ângulos retos numa superfície plana dentro da estrutura tornam-se

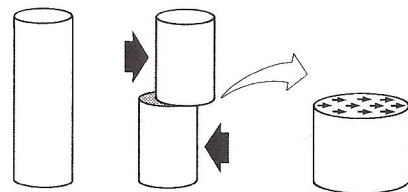


FIG. 2.22 Cargas de deslizamento (tangenciais).

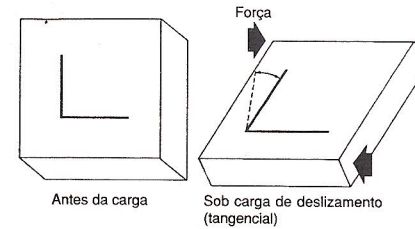


FIG. 2.23 Quando uma estrutura é carregada tangencialmente, as linhas originariamente em ângulos retos no plano da superfície dentro da estrutura mudam suas orientações, e os ângulos se tornam obtusos ou agudos. Essa deformação angular indica a deformação tangencial.

obtusos ou agudos (Fig. 2.23). Se a estrutura for submetida a cargas de tensão ou de compressão, o estresse tangencial é produzido. A Fig. 2.24 ilustra uma deformação angular numa estrutura submetida a esses modos de aplicação de cargas. Clinicamente, as fraturas tangenciais são mais comumente vistas em ossos esponjosos.

O osso cortical humano adulto exibe diferentes valores para o estresse limite sob cargas compressivas, de tensão e tangencial. Ossos corticais podem sustentar maior estresse em compressão (aproximadamente 190 Mpa) do que em tensão (aproximadamente 130 Mpa) e maior estresse em tensão do que em deslizamento (70 Mpa). A elasticidade (módulo de Young) é aproximadamente 17 Gpa em cargas longitudinais ou aproximadamente 11 Gpa em cargas transversas. Os valores para ossos trabeculares humanos em testes de compressão são aproximadamente 50 Mpa e são reduzidos a apro-

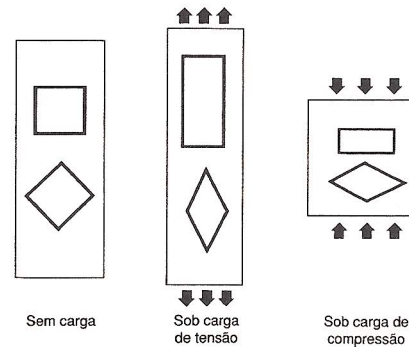


FIG. 2.24 A presença da deformação tangencial na estrutura carregada em tensão e em compressão é indicada pela deformação angular.

ximadamente 8 Mpa quando carregados em tensão. O módulo de elasticidade é baixo (0,0-0,4 Gpa) e depende da densidade aparente do osso trabecular e da direção da carga. A consequência biomecânica clínica é que na direção da compressão a falha resulta, geralmente, numa fratura estabilizada, enquanto fratura iniciada por tensão ou deslizamento pode ter consequências catastróficas.

**Envergamento**

No envergamento, as cargas são aplicadas na estrutura, de modo que causam o envergamento da estrutura em um eixo. Quando um osso recebe carga de envergamento, ele está sujeito à combinação de tensão e compressão. Estresse e deformação de tensão agem em um lado de um eixo neutro, e estresse e deformação compressivo agem no outro lado (Fig. 2.25); não há estresse e deformação ao longo do eixo neutro. A magnitude do estresse é proporcional à sua distância do eixo neutro do osso. Quanto mais distantes do eixo neutro estiverem os estresses, maior suas magnitudes. Por conta de o osso ser uma estrutura assimétrica, os estresses podem não ser igualmente distribuídos.

O envergamento pode ser produzido por três forças (envergamento-três-pontos) ou quatro forças (envergamento-quatro-pontos) (Fig. 2.26). Fraturas produzidas por ambos os tipos de envergamento são comumente observadas clinicamente, particularmente em osso longos.

O envergamento-três-pontos acontece quando três forças agindo na estrutura produzem dois momentos iguais, cada um sendo o produto de uma das duas forças periféricas por suas distâncias perpendiculares ao eixo de rotação (o ponto no qual a resultante é aplicada) (veja a Fig. 2.26A). Se a aplicação de carga continua até o ponto de cessão, a estrutura, se for homogênea, simétrica e sem nenhuma lesão tecidual ou estrutural, quebrará no ponto de aplicação da força resultante.

Uma típica fratura de envergamento-três-pontos é a *boot top* (topo de bota) sustentada por esquiadores. Na

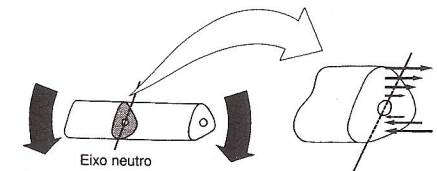


FIG. 2.25 Seção transversal de um osso sujeito a envergamento mostrando a distribuição do estresse em torno do eixo neutro. O estresse de tensão atua no lado superior e o estresse de compressão atua no lado inferior. Os estresses são mais altos na periferia do osso e mais baixos perto do eixo neutro. Os estresses de tensão e de compressão são diferentes devido à assimetria óssea.

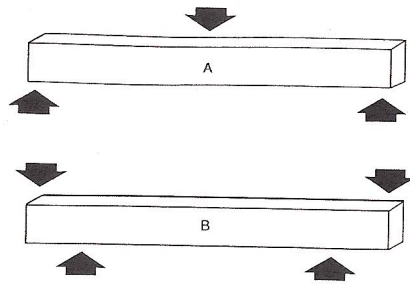


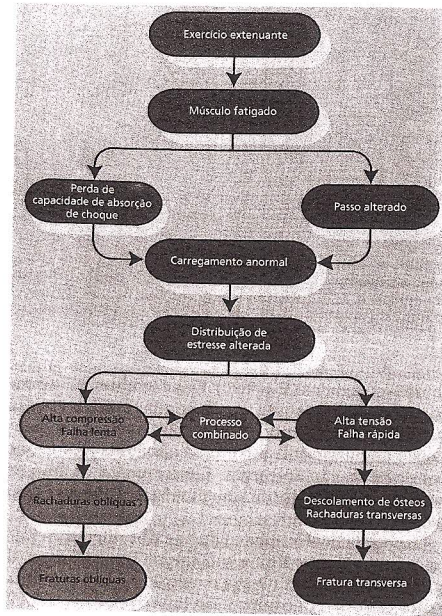
FIG. 2.26  
Dois tipos de envergamento. A, Envergamento-três-pontos. B, Envergamento-quatro-pontos.

fratura de topo de bota mostrada na Fig. 2.27, um momento de envergamento atuou na tíbia proximal quando o esquiador caiu para a frente por cima do topo da bota do esquí. Um momento igual, produzido pelo pé fixado e pelo esquí, atuou na tíbia distal. Como a tíbia proximal foi envergada para a frente, estresse e deformação de tensão atuaram no lado posterior do osso e o estresse e a deformação de compressão atuaram no lado anterior. A tíbia e a fíbula fraturaram no topo da bota. Uma vez que o osso adulto é mais fraco em tensão do que em compressão, a falha começa no lado sujeito à tensão. Uma vez que os ossos imaturos são mais flexíveis, podem falhar primeiro em compressão, e uma fratura de envergamento pode resultar no lado comprimido (Fluxograma 2.1).

Envergamento-quatro-pontos acontece quando dois pares de força atuam na estrutura produzindo dois momentos iguais. Um par de forças é formado quando duas



FIG. 2.27  
Radiografia lateral de uma fratura de topo-de-bota produzida por envergamento-três-pontos. Cortesia de Robert A. Winquist, M.D.

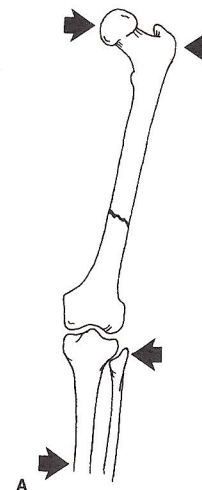


FLUXOGRAMA 2.1

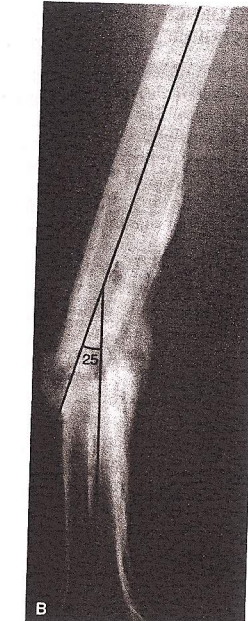
forças paralelas de igual magnitude, mas de direção oposta são aplicadas na estrutura (Fig. 2.28A). Por conta da magnitude do momento de envergamento ser a mesma através da área entre os dois pares de força, a estrutura quebra no seu ponto mais fraco. Um exemplo dessa fratura é mostrado na Fig. 2.28B. Uma junta inflexível de joelho foi manipulada incorretamente durante a reabilitação de um paciente com uma fratura femoral pós-cirúrgica infectada. Durante a manipulação, a cápsula da junta posterior do joelho e a tíbia formaram um par de forças, e a cabeça femoral e a cápsula da junta do quadril formaram o outro. Como um momento de envergamento foi aplicado ao fêmur, o osso falhou no seu ponto mais fraco, o local original da fratura.

**Torção**

Em torção, a carga é aplicada na estrutura num modo que causa à estrutura um giro em torno de um eixo, e um torque (ou momento) é produzido dentro da estrutura. Quando a estrutura é carregada em torção, estresses tangenciais são distribuídos em toda a estrutura. Como no envergamento, a magnitude desses estresses é proporcional a sua distância em relação ao eixo neu-



A



B

FIG. 2.28  
A, Durante a manipulação de uma junta rígida de joelho, no período de reabilitação, o envergamento-quatro-pontos causou uma nova fratura do fêmur no seu ponto mais fraco, o local original da fratura. B. Fotografia, raio X, do fêmur fraturado. Cortesia de Kaj Lundborg, M.D.

tro (Fig. 2.29). Quanto mais distantes estiverem os estresses do eixo neutro, maiores serão suas magnitudes.

Sob carga de torção, os estresses tangenciais máximos agem nos planos paralelos e perpendiculares ao eixo neutro da estrutura. Adicionalmente, os estresses máximos de tensão e de compressão agem no plano diago-

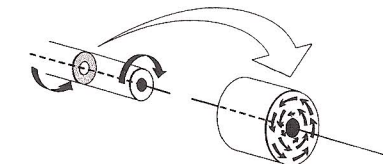


FIG. 2.29  
Secção transversal de um cilindro carregado em torção, mostrando a distribuição do estresse tangencial em torno do eixo neutro. A magnitude do estresse é mais alta na periferia do cilindro e mais baixa perto do eixo neutro.

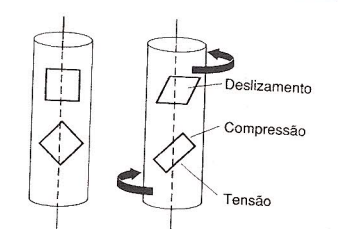


FIG. 2.30  
Representação esquemática de um pequeno segmento de osso carregado em torção. Estresse tangencial máximo atua no plano paralelo e perpendicular ao eixo neutro. Estresse máximo de tensão e compressão atuam no plano diagonal a esse eixo.

nal ao eixo neutro da estrutura. A Fig. 2.30 ilustra esses planos num pequeno seguimento de um osso carregado em torção.

O padrão de fratura para um osso carregado em torção sugere que a falha ocorre, primeiramente, em tangente, com a formação de uma fissura inicial paralela ao seu eixo neutro. Uma segunda fissura usualmente forma-se ao longo do plano do estresse de tensão máximo. Tal padrão pode ser visto em fraturas produzidas experimentalmente em fêmur canino mostrado na Fig. 2.31.

**Cargas Combinadas**

Embora cada modo de carga tenha sido considerado separadamente, o osso humano é raramente carregado em somente um modo. O carregamento em ossos vivos é complexo por duas principais razões: os ossos são constantemente submetidos a cargas múltiplas indeterminadas, e sua geometria é irregular. Medidas *in vivo* das deformações na superfície ântero-medial da tíbia humana adulta, durante caminhada e *jogging*, demonstraram a complexidade dos padrões de carga durante es-

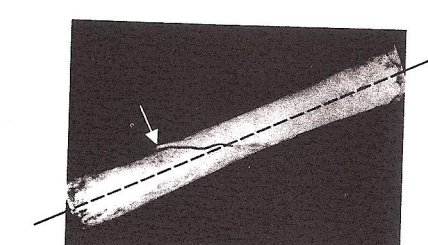


FIG. 2.31  
Fratura de torção produzida experimentalmente em um fêmur canino. A pequena fissura (seta) paralela ao eixo neutro representa falha tangencial; a linha de fratura no ângulo de 30° em relação ao eixo neutro representa o local de estresse de tensão máximo.

sas atividades fisiológicas comuns. (Lanyon et al., 1975). Valores de estresses calculados dessas medidas de deformação por Carter (1978) mostraram que durante a caminhada normal, os estresses foram compressivos durante o choque do calcanhar, de tensão durante a fase de apoio do calcanhar e novamente compressivos durante o empurrão (fase final de contato com o solo) do calcanhar (Fig. 2.32A). Valores para o estresse tangencial foram relativamente altos para a última posição do ciclo do passo, denotando um carregamento de torção significativo. Esse carregamento de torção foi associado à rotação externa da tibia durante a fase de apoio e de levantamento.

Durante o *jogging*, os padrões de estresse foram bem diferentes (Fig. 2.32B). O estresse compressivo predominante no choque dos dedos foi seguido por um alto estresse de tensão durante o empurrão (fase final de contato com o solo) dos dedos. O estresse tangencial foi baixo durante o passo, denotando carga de torção mínima produzida pela suave rotação interna e externa da tibia em um padrão alternado. O aumento na velocidade da caminhada lenta para o *jogging* aumentou, ambos, estresse e deformação na tibia (Lanyon et al., 1975). Esse aumento em deformação com maiores velocidades foi confirmado em estudos de locomoção em ovelhas, as quais demonstraram aumento quádruplo nos valores de deformação da caminhada lenta para o trote rápido (Lanyon & Bourn, 1979).

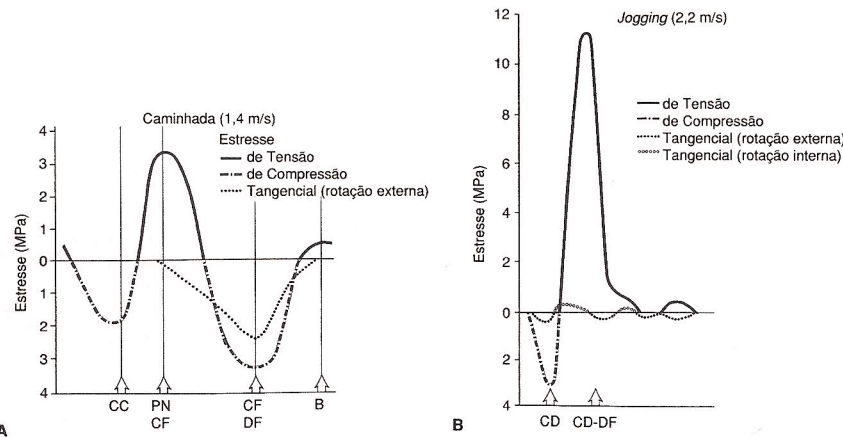


FIG. 2.32

A, Estresse calculado no córtex ântero-lateral de uma tibia humana durante caminhada. CC, choque do calcâneo; PN, pé nivelado; CF, calcâneo fora; DF, dedos fora; B, balanço. Calculado de Lanyon, L.E., Hampson, W.G.J., Goodship, A.E., et al., (1975). Bone deformation recorded in vivo from strain gauges attached to the human tibial shaft. Acta Orthop Scand, 46, 256. Cortesia de Dennis R. Carter, Ph.D. B, Estresse calculado no córtex ântero-lateral de uma tibia humana durante *jogging*. CD, choque dos dedos; DF, dedos fora. Calculado de Lanyon, L.E., Hampson, W.G.J., Goodship, A.E., et al., (1975). Bone deformation recorded in vivo from strain gauges attached to the human tibial shaft. Acta Orthop Scand, 46, 256. Cortesia de Dennis R. Carter, Ph.D.

### INFLUÊNCIA DA ATIVIDADE MUSCULAR NA DISTRIBUIÇÃO DE ESTRESSE NO OSSO

Quando o osso é carregado *in vivo*, as contrações dos músculos nele inseridos alteram a distribuição de estresse no osso. Essas contrações musculares diminuem ou eliminam o estresse de tensão no osso pela produção de estresse compressivo que neutraliza o de tensão, parcial ou totalmente.

O efeito da contração muscular pode ser ilustrado numa tibia sujeita ao envergamento-três-pontos. A Fig. 2.33A representa a perna do esquiador que está caindo para a frente, sujeitando a tibia a um momento de envergamento. Alto estresse de tensão é produzido no aspecto posterior da tibia, e alto estresse compressivo atua no aspecto anterior. Contração do músculo tríceps sural produz grande estresse compressivo no aspecto posterior (Fig. 2.33B), neutralizando o grande estresse de tensão e, dessa forma, protegendo a tibia de uma falha de tensão. Essa contração muscular pode resultar num maior estresse compressivo na superfície anterior da tibia, e assim protege o osso contra falha. Ossos adultos podem normalmente sustentar esse estresse, mas ossos imaturos, que são mais fracos, podem falhar quando em compressão.

Contração muscular produz um efeito similar na junta do quadril (Fig. 2.34). Durante a locomoção, os momentos de envergamento são aplicados ao colo do

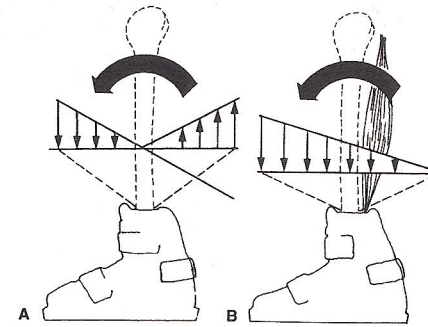


FIG. 2.33

A, Distribuição de estresse compressivo e tensional numa tibia sujeita a envergamento-três-pontos. B, A contração do tríceps sural produziu alto estresse compressivo no trato posterior, neutralizando o alto estresse de tensão.

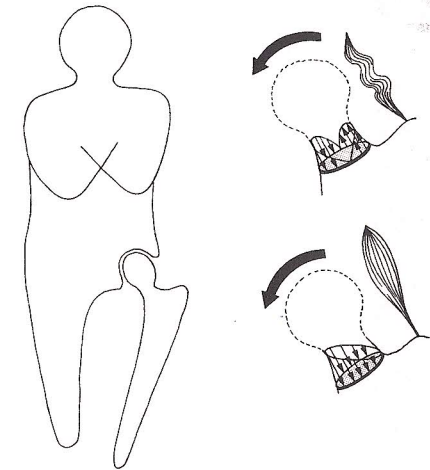


FIG. 2.34

Distribuição de estresse de um colo femoral sujeito a envergamento. Quando o glúteo médio é relaxado (topo), o estresse de tensão atua no córtex superior e o estresse compressivo atua no córtex inferior. A contração desse músculo (base) neutraliza o estresse de tensão.

fêmur, e estresse de tensão é produzido no córtex superior. Contração do músculo glúteo médio produz estresse compressivo que neutraliza esse estresse de tensão, com uma resultante que nem os estresses compressivos, nem os de tensão atuam no córtex superior. Assim, a contração muscular permite que o colo femoral sustente maiores cargas do que seria possível de qualquer outra forma.

### TAXA DE DEFORMAÇÃO-DEPENDÊNCIA NO OSSO

Uma vez que o osso é um material viscoelástico, seu comportamento biomecânico varia com a razão na qual é carregado (isto é, a razão na qual a carga é aplicada ou removida). O osso é mais resistente e sustenta cargas maiores à falha quando as cargas são aplicadas em altas razões. O osso também armazena mais energia antes de falhar em altas razões de carga, desde que essas razões estejam dentro do alcance (nível) fisiológico.

*In vivo*, deformações diárias podem variar consideravelmente. A razão de deformação calculada para caminhada lenta é 0,001 por segundo, enquanto a corrida lenta mostra uma razão de 0,03 por segundo.

Geralmente, quando atividades se tornam mais extenuantes, a razão de deformação aumenta (Keaveny & Hayes, 1993). A Fig. 2.35 mostra o comportamento do osso cortical em testes de tensão em diferentes razões fisiológicas de deformação. Como pode ser visto na figura, a mesma mudança na razão de deformação produz uma mudança maior no estresse final (resistência) do que na elasticidade (módulo de Young). Os dados indicam que o osso é aproximadamente 30% mais forte em caminhada vigorosa do que em caminhadas lentas.

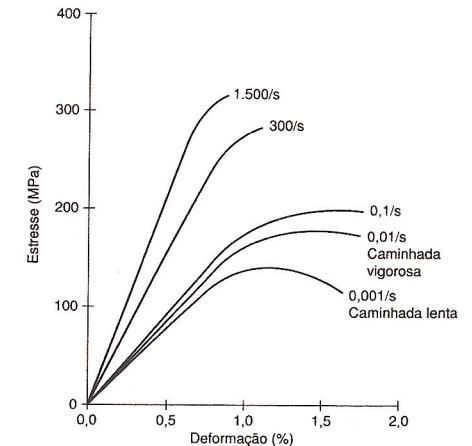


FIG. 2.35

A razão de dependência do osso cortical é demonstrada em cinco razões de deformação. Ambos, rigidez (módulo) e resistência aumentam consideravelmente na razão de deformação aumentada. Adaptado de McElhaney, J.H. (1966). Dynamic response of bone and muscle tissue. J Appl Physiol, 21, 1.231-1.236.



Uma taxa de deformação muito alta (maior do que 1 por segundo) representa um impacto traumático, o osso se torna mais quebradiço. No alcance completo do teste experimental para resistência e elasticidade de tensão final de osso cortical, a resistência aumenta por um fator triplo e o módulo aumenta num fator duplo (Keaveny & Hayes, 1993).

A razão de carga é clinicamente significante por causa da sua influência no padrão de fraturas e na quantidade de tecido macio lesado na fratura. Quando um osso fratura, a energia armazenada é liberada. Em baixas razões de carga, a energia pode se dissipar através da formação de uma única fissura; o osso e os tecidos macios permanecem relativamente intactos, com pouco ou nenhum deslocamento de fragmentos de ossos. Em altas razões de carga, contudo, a maior energia armazenada não pode se dissipar suficientemente rápido através de uma única fissura, o que resulta em fragmentos de ossos e lesão extensa de tecido macio. A Fig. 2.36 mostra uma tíbia humana testada *in vitro* sob torção, a alta razão de carga; vários fragmentos ósseos foram produzidos, e o deslocamento dos fragmentos foi pronunciado.

Clinicamente, fraturas de osso se enquadram em três categorias gerais baseadas na quantidade de energia liberada na fratura: baixa energia, alta energia e muito alta energia. Uma fratura de baixa energia é exemplificada pela simples fratura de torção de esqui; uma fratura de alta energia é freqüentemente sustentada durante acidentes automobilísticos; e uma fratura de muito alta energia é produzida por uma velocidade muito alta, como a de um disparo de arma de fogo.

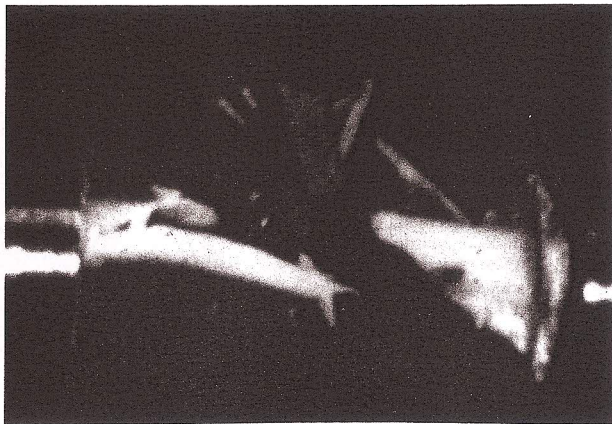


FIG. 2.36 Tíbia humana experimentalmente testada à falha em torção em alta razão de carga. O deslocamento de numerosos fragmentos foi pronunciado.

**FADIGA DO OSSO SOB CARGAS REPETITIVAS**

Fraturas ósseas podem ser produzidas por uma simples carga que excede a resistência final do osso ou por repetidas aplicações de uma carga de mais baixa magnitude. Uma fratura causada por repetidas aplicações é chamada fratura de fadiga e é tipicamente produzida tanto por algumas repetições de alta carga, quanto por muitas repetições de carga relativamente normal (Estudo de Caso 2.1).

A interação de carga e repetição para qualquer material pode ser plotada na curva de fadiga (Fig. 2.37). Para alguns materiais (alguns metais, por exemplo), a curva de fadiga é assintótica, indicando que, se a carga é mantida abaixo de certo nível, teoricamente o material permanecerá intacto, não importando quantas repetições serão a ele impostas. Para osso testado *in vitro*, a curva não é assintótica. Quando o osso é sujeito a

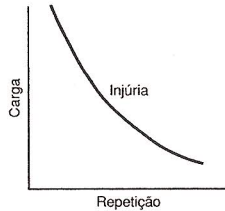


FIG. 2.37 A inter-relação de carga-repetição é representada na curva de fadiga.

**ESTUDO DE CASO 2.1**

**Sobrecarga Óssea**

Um recruta militar de 23 anos de idade foi exposto a um pesado regime de treinamento intensivo que incluía rastejamento contínuo por várias semanas em uma posição desconfortável (Figura do Estudo de Caso 2.1.1A). A repetida aplicação das cargas (cargas altas) e o número de aplicação das cargas durante um período pequeno de tempo (alta freqüência das cargas) ultrapassaram o tempo do processo de remodelação óssea de prevenção de falha. A fadiga muscular ocorreu como resultado do sistema anormal de carga e do treinamento intensivo. Isso afetou a função muscular na neutralização do estresse imposto, levando à carga anormal e alterando a distribuição de estresse (Figura do Estudo de Caso 2.1.1B).

Depois de quatro semanas de atividade física extenuante, o dano acumulado da fadiga na haste do fêmur levou a uma fratura oblíqua.

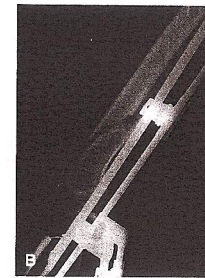
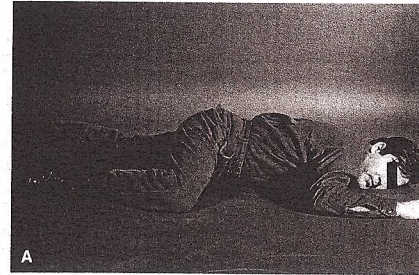


Fig. 2.1.1A do Estudo de Caso Cargas anormais ocorreram na haste femoral.

baixas cargas repetitivas, ele pode estar exposto às microfaturas. Teste de osso *in vitro* também revela que o osso se fadiga rapidamente quando a carga, ou a deformação, aproxima-se da resistência de cessão; isto é, o número de repetições necessárias para produzir uma fratura diminui rapidamente.

Em aplicação de cargas repetitivas do osso vivo, o processo de fadiga é afetado, não somente pela quantidade de carga e pelo número de repetições, mas também pelo número de aplicações da carga dentro de um dado tem-

po (freqüência da carga). Desde que ossos vivos são auto-regeneráveis, a fratura de fadiga resulta somente quando o processo de remodelação é ultrapassado pelo processo de fadiga, isto é, quando a carga é tão freqüente que impeça a remodelação necessária para prevenir a falha.

As fraturas de fadiga acontecem usualmente durante atividade extenuante e contínua, as quais fatigam os músculos e reduzem suas habilidade de contração. Como resultado, os músculos se tornam menos aptos a armazenar energia e, também, a neutralizar os estresses impostos aos ossos. A alteração resultante da distribuição do estresse no osso causa cargas altamente anormais a serem impostas, e uma lesão de fadiga pode levar à fratura. O osso pode falhar no lado tensionado, no lado comprimido ou em ambos. Falha no lado tensionado resulta em fissura transversa, e o osso avança rapidamente à fratura completa. Fraturas de fadiga no lado comprimido parecem ser produzidas mais lentamente; a remodelação é menos facilmente desenvolvida pelo processo de fadiga, e o osso pode não evoluir para uma fratura completa.

Essa teoria da fadiga muscular como causa da fratura de fadiga nos membros inferiores é apresentada no esquema do Fluxograma 2.1.

A Fig. 2.38 mostra um típico alcance da deformação para o osso cortical femoral humano durante diferentes atividades e distâncias. O comportamento de resistência à fadiga é maior em compressão do que em tensão (Keaveny & Hayes, 1993). Na média, aproximadamente 5.000 ciclos de carga experimental correspondem ao número de passos em 10 milhas de corrida. Um milhão de ciclos corresponde aproximadamente a

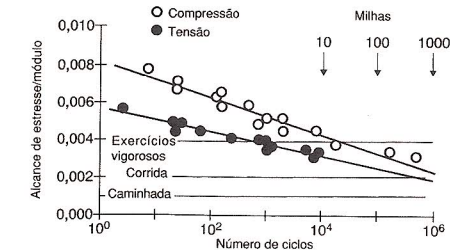


FIG. 2.38 Teste de fadiga mostrando o número de ciclos (eixo x) e o alcance de deformação (eixo y) expressados como o alcance de estresse / módulo, em espécime de osso cortical humano carregado em tensão e compressão. Alcance de deformação típico é mostrado para caminhada, corrida, e exercícios vigorosos. Note que a resistência da fratura de fadiga é maior nas cargas compressivas. Dez milhas representam aproximadamente 5.000 ciclos, correspondentes ao número de passos corridos durante aquela distância. Adaptado de Carter, D.R., Carter, W.E., Spengler, D.M., Frankel, V.H. (1981). Fatigue behavior of adult cortical bone: influence of mean strain and strain range. Acta Orthop Scand, 52, 481-490.

1.000 milhas. Uma distância total de menos de 1.000 milhas poderia causar uma fratura no tecido ósseo cortical. Isto é consistente com as fraturas de estresse reportadas entre recrutas militares submetidos a treinos extenuantes de até 1.000 milhas de corrida num curto período de tempo (6 semanas). Fraturas individuais de trabéculas em osso esponjoso têm sido observadas em espécime humano pós-morte e podem ter sido causadas por acúmulo de fadiga. Locais comuns são a vértebra lombar, a cabeça femoral e a tíbia proximal. Tem sido sugerido que essas fraturas têm um importante papel na remodelação óssea, nas fraturas relacionadas à idade, no colapso do osso subcondral, nas doenças degenerativas das juntas e outras desordens ósseas.

**INFLUÊNCIA DA GEOMETRIA ÓSSEA NO COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO**

A geometria de um osso influencia enormemente seu comportamento mecânico. Em tensão e em compressão, a carga para falhar e a rigidez são proporcionais à área de seção transversal do osso. Quanto maior a área, mais forte e rígido é o osso. No envergamento, ambos, a área de seção transversal e a distribuição de tecido ósseo em volta do eixo neutro, afetam o comportamento mecânico do osso. A quantidade que se considera desses dois fatores no envergamento é chamada de momento de área de inércia. Um momento de inércia maior resulta num osso mais forte e resistente. A Fig. 2.39 mostra a influência do momento de área de inércia sobre a carga relativa à falha e à rigidez de três estruturas retangulares, que têm a mesma área mas diferentes formas. No envergamento, a placa III é a mais rígida das três e pode sustentar maior carga, por causa da maior quantidade de material que está distribuída a uma distância do eixo neutro. Para seção de área

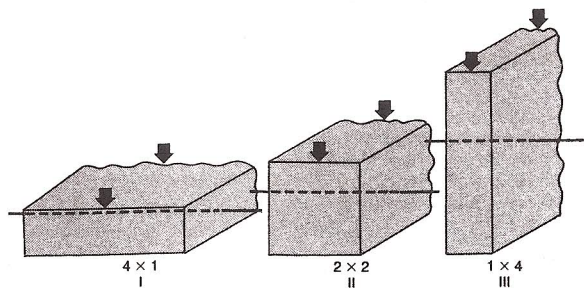


FIG. 2.39 Três barras de área igual mas formas diferentes sofrem envergamento. O momento de área de inércia para barra I é 4/12; para a barra II, 16/12; e para barra III, 64/12. Adaptado de Frankel, V.H., & Burstein, A.H. (1970). Orthopaedic Biomechanics. Philadelphia: Lea & Febiger.

cia é a largura (B) multiplicada pelo cubo da altura (H<sup>3</sup>), dividido por 12:

$$\frac{B \cdot H^3}{12}$$

Por causa do seu largo momento de área de inércia, a placa III pode sustentar quatro vezes mais carga em envergamento do que a placa I.

O terceiro fator, o comprimento do osso, influencia a força e a resistência no envergamento. Quanto mais longo é o osso, maior a magnitude do momento de envergamento causado pela aplicação da força. Na estrutura retangular, a magnitude do estresse produzido num ponto de aplicação do momento de envergamento é proporcional ao comprimento da estrutura. A Fig. 2.40

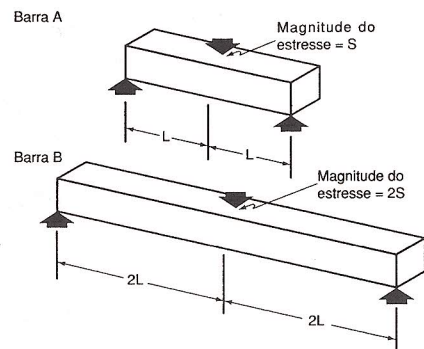


FIG. 2.40 A barra B é duas vezes mais longa que a barra A e sustenta duas vezes o momento de envergamento. Assim, a magnitude do estresse na barra B é duas vezes mais alta. Adaptado de Frankel, V.H., & Burstein, A.H. (1970). Orthopaedic Biomechanics. Philadelphia: Lea & Febiger.

mostra as forças atuando nas duas barras com a mesma largura e altura, mas com diferentes comprimentos: a barra B é duas vezes mais longa que a barra A. O momento de envergamento para a barra mais longa é duas vezes o da barra mais curta; conseqüentemente, a magnitude do estresse da barra é duas vezes mais alta. Por causa dos seus comprimentos, os ossos longos do esqueleto estão sujeitos a altos momentos de envergamento e, dessa forma, a altos estresses compressivos e de tensão. A forma tubular dá a eles a habilidade para resistir aos momentos e envergamento em todas as direções. Esses ossos têm uma larga área de momento de inércia, porque muito mais tecido ósseo é distribuído a uma distância do eixo neutro.

Os fatores que afetam a rigidez e a resistência dos ossos em torção são os mesmos que operam no envergamento: área de seção transversal e distribuição do tecido em volta do eixo neutro. A quantidade que se considera desses dois fatores em cargas de torção é o momento polar de inércia. Quanto mais largo é o momento polar de inércia, mais forte e rígido o osso.

A Fig. 2.41 mostra a seção transversal proximal e distal de uma tíbia sujeita à carga de torção. Embora a seção proximal possua uma área levemente menor do que a seção distal, tem muito mais momento polar de inércia, porque muito mais tecido ósseo está distribuído a uma distância do eixo neutro. A seção distal, enquanto possui uma larga área óssea, está sujeita a muito mais estresse tangencial, porque o tecido ósseo está distribuído perto do eixo neutro. A magnitude do estresse tangencial na seção distal é aproximadamente o dobro que na seção proximal. Clinicamente, fraturas de torção na tíbia ocorrem na seção distal.

Quando o osso começa a curar-se depois da fratura, vasos sanguíneos e tecidos conectivos do periósteo mi-

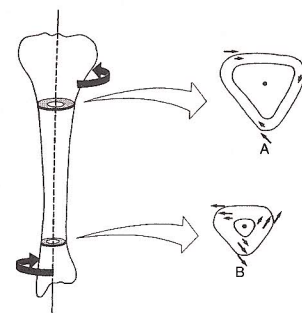


FIG. 2.41 Distribuição do estresse tangencial em duas seções transversais da tíbia sujeita à carga de torção. A seção proximal (A) tem maior momento de inércia do que a seção distal (B), porque mais material ósseo está distribuído distante do eixo neutro. Adaptado de Frankel, V.H., & Burstein, A.H. (1970). Orthopaedic Biomechanics. Philadelphia: Lea & Febiger.

gram para a região da fratura, formando um colar de denso tecido fibroso, ou calo (reticulado), em volta do local da fratura, estabilizando aquela área (Fig. 2.42A). O calo aumenta significativamente a área e o momento polar de inércia, portanto aumentando a rigidez e a resistência do osso em torção e em envergamento durante o período de cura. À medida que a fratura cura e o osso gradualmente reganha sua rigidez normal, o calo é progressivamente reabsorvido e o osso retorna tão próximo quanto possível ao seu tamanho e forma normal (Fig. 2.42B).

Certos procedimentos cirúrgicos produzem defeitos que enfraquecem o osso grandemente, particularmente em torção. Esses defeitos se enquadram em duas categorias: aquele que o comprimento é menor que o diâmetro do osso (aumentador de estresse) e aquele cujo comprimento excede o diâmetro do osso (defeitos de seção aberta).

Um aumentador de estresse é produzido cirurgicamente quando uma pequena peça de osso é removida ou um pino é inserido. A força do osso é reduzida porque os estresses impostos durante a carga estão eventualmente prevenidos de ser distribuídos através do osso e, ao contrário, tornam-se concentrados em volta do defeito. Esse defeito é análogo a uma pedra na correnteza, a qual desvia a água, produzindo uma alta turbulência em sua volta. O efeito enfraquecedor de um aumentador de estresse é particularmente marcado sob cargas de torção; a total diminuição da resistência do osso nesse modo de carga pode atingir 60%.

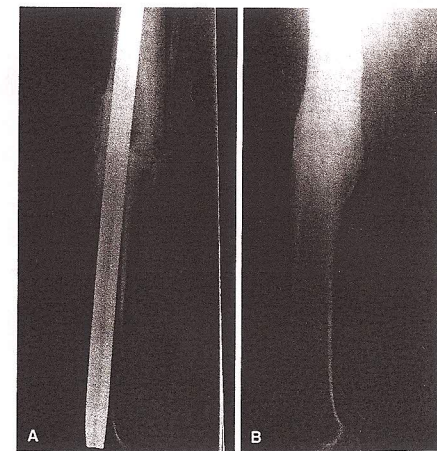


FIG. 2.42 A, Formação precoce de calo numa fratura femoral fixada com um pino intermedular. B, Nove meses após a fratura curou-se e a maioria do colar do calo foi absorvido. Cortesia de Robert A. Winquist, M.D.

Burstein e associados (1972) mostraram os efeitos de um aumentador de estresse produzidos pelos pinos e por espaços vazios de pinos sobre a capacidade de armazenamento de energia de ossos de coelho testados em torção em altas razões de cargas. O efeito imediato de fazer um orifício e inserir um parafuso no fêmur de um coelho foi de 74% de diminuição na capacidade de armazenar energia. Depois de oito semanas, o efeito aumentador de estresse produzido pelos parafusos e pelos buracos sem parafusos desapareceram completamente por conta da remodelação óssea: o osso assentou-se em volta dos parafusos para estabilizá-los e os buracos foram preenchidos com tecido ósseo, respectivamente. No fêmur que os parafusos foram removidos imediatamente antes do teste, contudo, a capacidade de armazenar energia diminuiu em 50%, principalmente porque o tecido ósseo em volta do parafuso sustentou microlesão durante a remoção (Fig. 2.43).

Uma seção de defeito aberta é uma descontinuidade no osso causada pela remoção cirúrgica de um pedaço do osso mais longo que o diâmetro do osso (por exemplo, pelo corte de uma ranhura durante uma biópsia óssea). Uma vez que a superfície externa da seção transversal do osso não é mais contínua, sua habilidade em resistir a cargas é alterada, particularmente em torção.

Em um osso normal sujeito a torção, o estresse tangencial é distribuído através do osso e atua resistindo ao torque. Esse modelo de estresse é ilustrado numa seção transversal de um osso longo mostrado na Fig. 2.44A. (Uma seção transversal com uma continuada superfície externa é chamada seção fechada.) Num osso com um defeito de seção aberta, somente

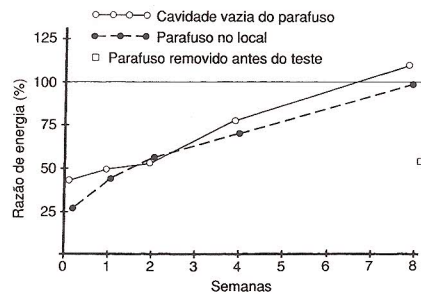


FIG. 2.43

Efeito do parafuso e do orifício vazio do parafuso na capacidade de armazenamento de energia de fêmur de coelho. A energia armazenada no experimento em animais é expressa como a porcentagem da capacidade total de armazenar energia para o grupo-controle de animais. Quando os parafusos foram removidos imediatamente antes do teste, a capacidade de armazenar energia diminuiu em 50%. Adaptado de Burstein, A.H. et al. (1972). *Bone strength: The effects of screw holes*. J Bone Joint Surg, 54A, 1.143.

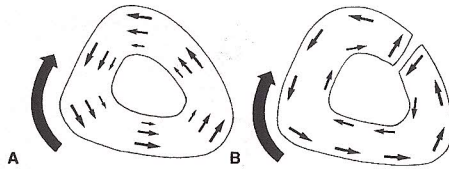


FIG. 2.44

Modelo de estresse em seção aberta e fechada sob carga de torção. A, Na seção fechada todo o estresse tangencial resiste ao torque aplicado B, Na seção aberta, somente o estresse tangencial na periferia do osso resiste ao torque aplicado.

o estresse tangencial na periferia do osso resiste aos torques aplicados. Quando o estresse tangencial encontra a descontinuidade, ele é forçado a mudar de direção (Fig. 2.44B). Através do interior do osso, o estresse corre paralelo ao torque aplicado, e a quantidade de tecido ósseo que resiste à carga é grandemente diminuída.

Em testes de torção *in vitro*, de tíbia humana adulta, um defeito de seção aberta reduziu a carga à falha, e o armazenamento de energia em relação falha em até 90%. A deformação à falha foi diminuída em torno de 70% (Frankel e Burstein, 1970) (Fig. 2.45).

Clinicamente, a remoção cirúrgica de um segmento de osso pode enfraquecer o osso grandemente, particularmente em torção. A Fig. 2.46 é uma radiografia de uma tíbia da qual uma parte foi removida para uso em uma artródese. Algumas semanas depois da operação, a paciente escorregou e torceu o corpo, e o osso fraturou no defeito.

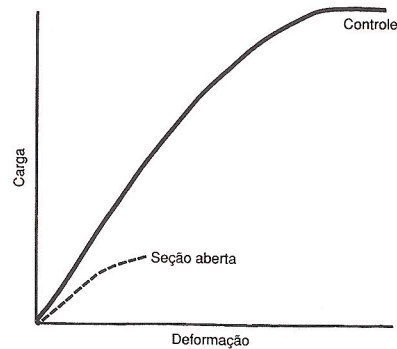


FIG. 2.45

Curva de carga-deformação para a tíbia humana adulta testada *in vitro* sob cargas de torção. A curva-controle representa a tíbia sem defeito; a seção aberta da curva representa a tíbia com um defeito de seção aberta. Adaptado de Frankel e Burstein (1970). *Orthopaedic Biomechanics*. Philadelphia: Lea & Febiger.

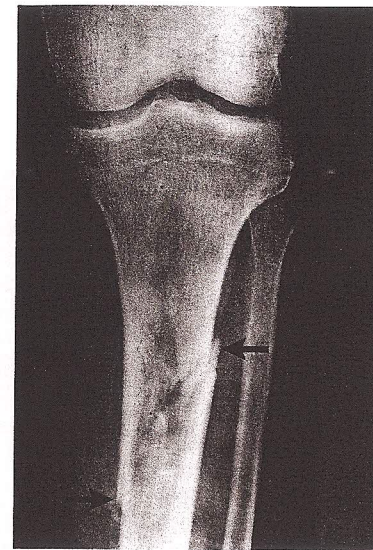


FIG. 2.46

Uma paciente sofreu uma fratura tibial em um defeito em seção aberta cirurgicamente produzido, quando ela escorregou algumas semanas depois da biópsia.

## Remodelação Óssea

O osso tem a habilidade de remodelar-se alterando seu tamanho, forma e estrutura, para suportar as demandas mecânicas impostas a ele (Buckwalter et al., 1995). Esse fenômeno, no qual o osso ganha ou perde tecido ósseo esponjoso ou cortical em resposta ao nível de estresse sustentado, é sumarizado como Lei de Wolff, a qual enuncia que a remodelação do osso é influenciada e modulada pelo estresse mecânico (Wolff, 1892).

A carga no esqueleto pode ser executada pela atividade muscular ou pela gravidade. Uma correlação positiva existe entre a massa do osso e a do corpo. Corpo pesado tem sido associado com uma massa óssea maior (Exner et al., 1979). Contrariamente, uma prolongada condição de ausência de peso, como a experimentada durante viagens espaciais, tem apontado um declínio na massa óssea nos ossos de sustentação de peso. Astronautas experimentam uma rápida perda de cálcio e uma conseqüente perda óssea (Rambaut & Johnston, 1979; Whedon, 1984). Essas mudanças não são completamente reversíveis.

O desuso, ou a inatividade, têm efeitos deletérios no esqueleto. Repouso absoluto, na cama, induz a um

## ESTUDO DE CASO 2.2

### Remodelação Óssea

Um homem de trinta anos de idade removeu cirurgicamente uma placa da ulna, após a estabilização da fratura. A Fig. 2.48 mostra o raio x ântero-posterior (A) e lateral (B) da ulna depois da remoção da placa.

O implante é utilizado a fim de estabilizar a fratura para uma rápida cura. Contudo, em situações como essa, a remoção tardia da placa diminui a quantidade de estresse mecânico para a remodelação óssea. Isso é concêntrico quando a placa sustenta a maioria ou toda a carga mecânica. Assim de acordo com a Lei de Wolff, será provida uma reabsorção óssea localizada como resultado da diminuição do estresse mecânico e do estímulo do osso sob a placa, resultando numa diminuição na resistência e na rigidez do osso.

declínio de massa óssea de aproximadamente 1% por semana (Jenkins & Cochran, 1969; Krolner e Toft, 1983). Em imobilização total ou parcial o osso não está sujeito aos estresses mecânicos usuais, que leva à reabsorção do osso periosteal e subperiosteal e a uma diminuição nas propriedades mecânicas do osso (isto é, resistência e rigidez). Essa diminuição da rigidez e da resistência do osso foi mostrada por Kazarian e Von Gierke (1969), que imobilizaram completamente macacos Rhesus, com gesso, por 60 dias. Testes compressivos subsequentes, *in vitro*, das vértebras dos macacos imobilizados e do grupo-controle mostraram uma tripla diminuição na carga à falha e na capacidade de armazenar energia nas vértebras imobilizadas; a rigidez também diminuiu significativamente (Fig. 2.47).

Um implante que permanece firmemente ligado ao osso depois que a fratura tenha curado pode também diminuir a rigidez e a resistência do osso. No caso de uma placa fixada ao osso com parafusos, a placa e o osso dividem a carga na proporção determinada pela

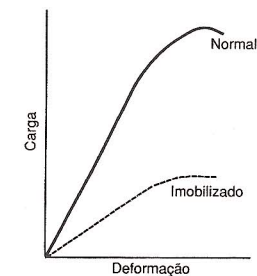


Fig. 2.47

Curva de carga-deformação para os segmentos vertebrais L5 até L7 de macacos Rhesus normais imobilizados. Observe a substancial perda de força e rigidez nas amostras imobilizadas. Adaptado de Kazarian, LL., & Von Gierke, H.E. (1969). *Bone loss as a result of immobilization and chelation. Preliminary results in Macaca mulatta*. Clin Orthop, 65, 67.

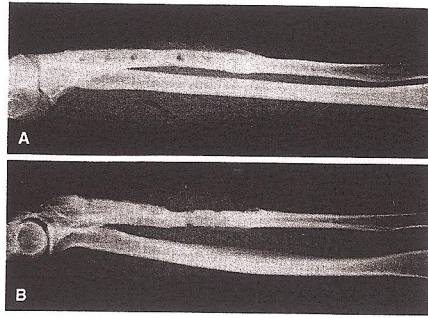


FIG. 2.48

O raio X ântero-posterior (A) e lateral (B) de uma ulna depois da remoção da placa mostra a diminuição do diâmetro do osso devido à reabsorção do osso sob a placa. A centralização do córtex e a presença do orifício do parafuso também enfraqueceram o osso. *Cortesia de Marc Martens, M.D.*

geometria e pela propriedade material de cada estrutura (Estudo de caso 2.2). Uma placa larga, suportando altas cargas, descarrega o osso em grande extensão; o osso então atrofia em resposta a essa carga diminuída. (O osso pode hipertrofiar na interface osso-parafuso na tentativa de diminuir o micromovimento do parafuso.)

A absorção óssea sob a placa é ilustrada na Fig. 2.48. Uma placa de compressão, feita de material 10 vezes mais rígido que o osso, foi aplicada a uma ulna fraturada e permaneceu depois da fratura ter sido curada. O osso embaixo da placa carregou uma carga menor que a normal; ele foi parcialmente reabsorvido, e o diâmetro da diáfise se tornou marcadamente menor. Uma redução no tamanho do diâmetro do osso reduz enormemente a resistência do osso, particularmente em envergamento e torção, uma vez que reduz a área e o momento polar de inércia. Uma diminuição de 20% no diâmetro do osso pode reduzir a resistência do osso 60% em torção. As mudanças na forma e no tamanho do osso ilustrada na Fig. 2.48 sugerem que placas rígidas deveriam ser removidas brevemente, depois que a fratura seja curada e antes do osso marcadamente diminuir em tamanho. Tal diminuição de tamanho de osso é usualmente acompanhada por osteoporose secundária, a qual, em seguida, enfraquece o osso (Slätis et al., 1980).

Um implante pode causar hipertrofia óssea nos locais de ligação. Um exemplo de hipertrofia óssea ao redor dos parafusos é ilustrado na Fig. 2.49. Uma placa foi aplicada a uma fratura de pescoço de fêmur, e o osso hipertrofiou em volta dos parafusos em resposta às cargas aumentadas naqueles locais. Hipertrofia pode também resultar se o osso é repetidamente sujeito a alto estresse mecânico dentro de um alcance fisiológico normal. Hipertrofia de osso adulto normal em resposta a

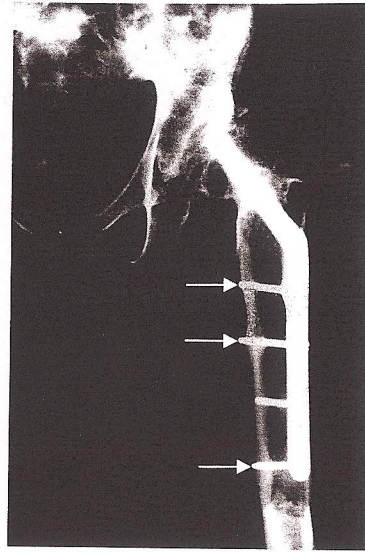


FIG. 2.49

O raio X de uma cabeça de fêmur fraturada na qual uma placa foi aplicada. Cargas são transmitidas da placa ao osso via parafusos. O osso assentou-se em torno dos parafusos para sustentar essas cargas.

exercícios extenuantes tem sido observada (Dalén & Olsson, 1974; Huddleston et al., 1980; Jones et al., 1977), da mesma forma que aumento na densidade óssea (Nilsson e Westlin, 1971).

### Mudanças Degenerativas nos Ossos Associadas ao Envelhecimento

Uma perda progressiva de densidade óssea tem sido observada como parte do processo normal de envelhecimento. A trabécula longitudinal se torna mais fina e algumas das trabéculas transversas são absorvidas (Siffert & Levy, 1981) (Fig. 2.50). O resultado é uma marcada redução na quantidade de osso esponjoso e o afinamento de osso cortical. Essa relação entre massa óssea, idade e sexo é mostrada na Fig. 2.51. A diminuição no tecido ósseo e a suave diminuição no tamanho do osso reduzem sua rigidez e a resistência.

As curvas de estresse-deformação para espécimes de tífias humanas adultas de duas idades largamente diferentes testadas em tensão são mostradas na Fig. 2.52. O estresse final foi aproximadamente igual para o osso jovem e para o velho. O espécime velho pode sustentar somente metade da deformação que o novo pôde, indi-

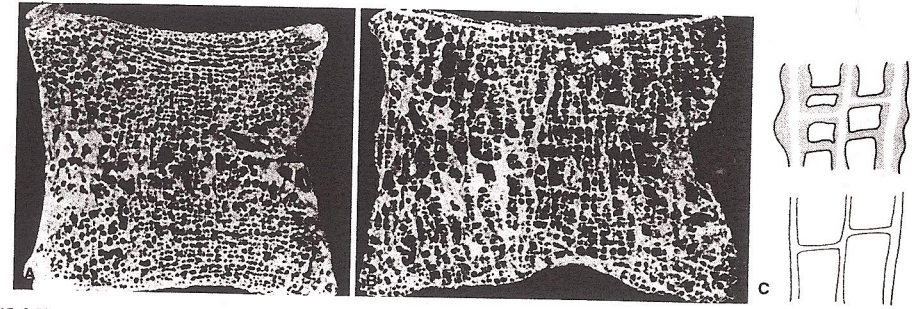


FIG. 2.50

Seção transversal de vértebras de uma autópsia de espécimes de osso jovem (A) e de idoso (B) mostram a marcada redução no osso esponjoso no mais idoso. *Reeditado com a permissão de Nordin, B.E.C. (1973). Metabolic Bone and Stone Disease. Edinburgh: Churchill Livingstone.* C. Redução óssea com o envelhecimento é esquematicamente mostrada. Como o osso normal (acima) está sujeito a absorção (área sombreada) durante o processo de envelhecimento, as trabéculas longitudinais se tornam finas e algumas trabéculas transversas desaparecem (abaixo). *Adaptado de Siffert, R.S. & Levy, R.N. (1981). Trabecular patterns and the internal architecture of bone. Mt. Sinai J Med, 48, 221.*

cando ser mais quebradiço e uma grande redução na capacidade de armazenar energia. A redução na densidade óssea, resistência e rigidez resultam num aumento da fragilidade do osso. A perda óssea relacionada à idade depende de um número de fatores, incluindo sexo, idade, pós-menopausa, anormalidades endócrinas, inatividade, desuso e deficiência de cálcio. Durante várias décadas, a massa esquelética pode ser reduzida em até 50% da massa trabecular original e em até 25% da massa cortical original. Na quarta década, as mulheres perdem aproximadamente 1,5 a 2% por ano, enquanto homens perdem somente metade (de 0,5 a 0,75%) anualmente. Atividade física regular e exercício (Zetterberg et al., 1990), cálcio e possivelmente ingestão de estrogênio podem diminuir a razão de perda de minerais ósseos durante o envelhecimento.

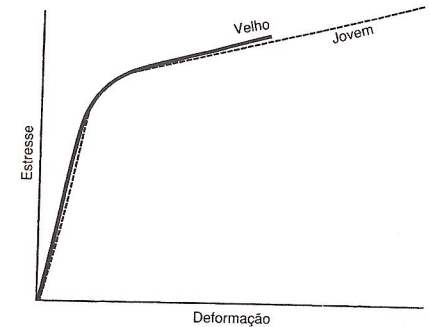


FIG. 2.52

Curva estresse-deformação para duas amostragens de tíbia humana adulta testadas em tensão. Note que a resistência do osso é comparável, mas o osso velho é mais quebrável e perdeu sua capacidade de deformação. *Adaptado de Burstein, A.H., Reilly, D.T., & Martens, M. (1976). Aging of bone tissue: Mechanical properties. J Bone Surg, 58A, 82.*

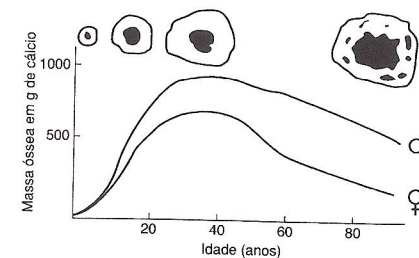


FIG. 2.51

Gráfico mostrando a relação entre massa óssea, idade e sexo. No topo da figura, uma seção transversal da diáfise do fêmur e a massa óssea são mostradas. *Reeditado com a permissão de Kaplan, F.S., Hayes, W.C., Keaveny, T.M., et al (1994). Form and function of bone. In S.R. Simon (ed) Orthopaedic Basic Science (p. 167). Rosemont, IL: AAOS.*

### Resumo

1 O osso é um material complexo bifásico. Uma fase é composta de sais minerais inorgânicos e a outra é uma matriz orgânica de colágeno e substâncias de base. O componente inorgânico faz o osso duro e rígido, enquanto os componentes orgânicos dão a sua flexibilidade e maleabilidade.

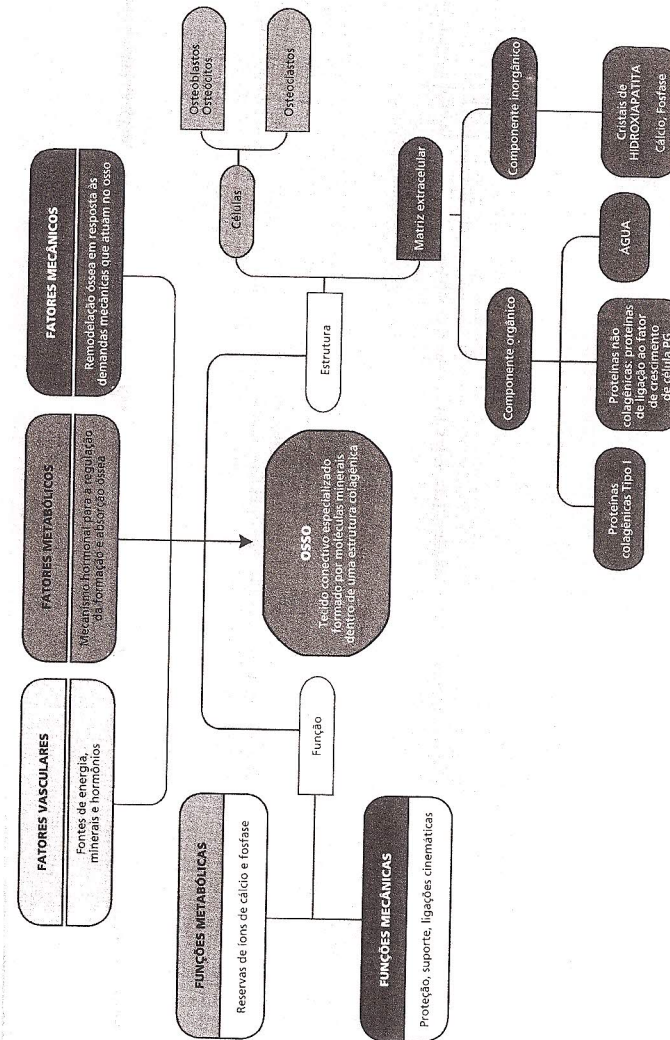
2 Microscopicamente, a unidade estrutural fundamental do osso é o ósteo, ou sistema haversiano, composto de camadas concêntricas de uma matriz mineralizada circundando um canal central contendo vasos sanguíneos e fibras nervosas.

- 3 Macroscopicamente, o esqueleto é composto de ossos corticais e esponjosos (trabeculares). O osso cortical tem alta densidade, enquanto o osso trabecular varia em densidade num largo alcance.
- 4 O osso é um material anisotrópico, exibindo diferentes propriedades mecânicas quando exposto a cargas em diferentes direções. O osso maduro é mais forte e rígido em compressão.
- 5 O osso está sujeito a vários modos complexos de cargas durante atividades fisiológicas comuns, como a caminhada e o *jogging*. A maioria das fraturas ósseas são produzidas por uma combinação de vários modos de cargas.
- 6 A contração muscular afeta os padrões de estresse nos ossos pela produção de estresses compressivos que neutralizam parcialmente ou totalmente o estresse de tensão que age no osso.
- 7 O osso é rígido, sustenta altas cargas antes de falhar e acumula mais energia quando carregado em razões de deformação mais altas.
- 8 O osso vivo fadiga quando a frequência de carga impede a remodelação necessária para prevenir a falha.
- 9 O comportamento mecânico de um osso é influenciado por sua geometria (comprimento, área de seção transversal e distribuição de tecido em volta do eixo neutro).
- 10 O osso remodela-se em resposta às demandas mecânicas às quais está sujeito; ele é depositado onde é preciso e é absorvido onde não é preciso.
- 11 Com a evolução da idade há uma marcada redução na quantidade do osso esponjoso e uma diminuição na espessura do osso cortical. Essas mudanças diminuem a rigidez e a resistência óssea.

**REFERÊNCIAS**

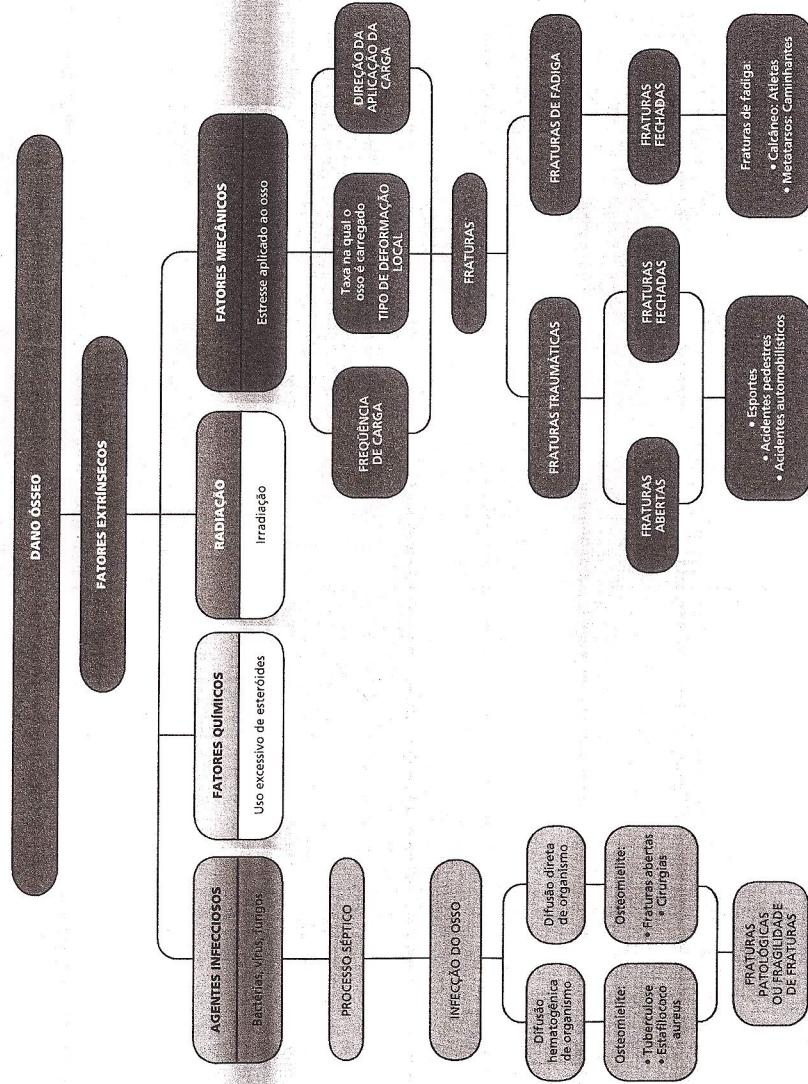
Bassett, C.A.L. (1965). Electrical effects in bone. *Sci Am*, 213, 18.  
 Bonefield, W., & Li, C.H. (1967). Anisotropy of nonelastic flow in bone. *J Appl Physics*, 38, 2450.  
 Buckwalter, J.A., Glimcher, M.J., Cooper, R.R., et al. (1995). Bone biology. Part I: Structure, blood supply, cells, matrix and mineralization. Part II: Formation, form, remodelling and regulation of cell function. (Instructional Course Lecture). *J Bone Joint Surg*, 77A, 1256-1289.  
 Burstein, A.H., Reilly, D.T., & Martens, M. (1976). Aging of bone tissue: Mechanical properties. *J Bone Joint Surg*, 58A, 82.  
 Burstein, A.H., et al. (1972). Bone strength: The effect of screw holes. *J Bone Joint Surg*, 54A, 1143.  
 Carter, D.R. (1978). Anisotropic analysis of strain rosette information from cortical bone. *J Biomech*, 11, 199.

Carter, D.R., & Hayes, W.C. (1977). Compact bone fatigue damage: A microscopic examination. *Clin Orthop*, 127, 265.  
 Dalen, N., & Olsson, K.E. (1974). Bone mineral content and physical activity. *Acta Orthop Scand*, 45, 170.  
 Exner, G.U., et al. (1979). Bone densitometry using computed tomography. Part I: Selective determination of trabecular bone density and other bone mineral parameters. Normal values in children and adults. *Br J Radiol*, 52, 14.  
 Frankel, V.H., & Burstein, A.H. (1970). *Orthopaedic Biomechanics*. Philadelphia: Lea & Febiger.  
 Huddleston, A.L., Rockwell, D., Kulund, D.N., et al. (1980). Bone mass in lifetime tennis athletes. *JAMA*, 244, 1107.  
 International Society of Biomechanics (1987). *Quantities and Units of Measurements in Biomechanics* (unpublished).  
 Jenkins, D.P., & Cochran, T.H. (1969). Osteoporosis: The dramatic effect of disuse of an extremity. *Clin Orthop*, 64, 128.  
 Jones, H., Priest, J., Hayes, W., et al. (1977). Humeral hypertrophy in response to exercise. *J Bone Joint Surg*, 59A, 204.  
 Kaplan, F.S., Hayes, W.C., Keaveny, T.M., et al. (1994). Form and function of bone. In S.R. Simon (Ed.). *Orthopaedic Basic Science* (pp.127-184). Rosemont, IL: AAOS.  
 Kazarian, L.L., & Von Gierke, H.E. (1969) Bone loss as a result of immobilization and chelation. Preliminary results in Macaca mulatta. *Clin Orthop*, 65, 67.  
 Keaveny, T.M., & Hayes, W.C. (1993). Mechanical properties of cortical and trabecular bone. *Bone*, 7, 285-344.  
 Krolner, B., & Toft, B. (1983). Vertebral bone loss: An unheeded side effect of bedrest. *Clin Sci*, 64, 537-540.  
 Kummer, J.K. (1999). Implant Biomaterials. In: J.M. Spivak, P.E. DiCesare, D.S. Feldman, K.J. Koval, A.S. Rokito, & J.D. Zuckerman (Eds.). *Orthopaedics: A Study Guide* (pp. 45-48). New York: McGraw-Hill.  
 Lanyon, L.E., & Bourn, S. (1979). The influence of mechanical function on the development and remodeling of the tibia: An experimental study in sheep. *J Bone Joint Surg*, 61A, 263.  
 Lanyon, L.E., Hampson, W.G.J., Goodship, A.E., et al. (1975). Bone deformation recorded in vivo from strain gauges attached to the human tibial shaft. *Acta Orthop Scand*, 46, 256.  
 Nilsson, B.E., & Westlin, N.E. (1971). Bone density in athletes. *Clin Orthop*, 77, 179.  
 Özkaya, N., & Nordin, M. (1999). *Fundamentals of Biomechanics: Equilibrium, Motion, and Deformation* (2nd ed.) New York: Springer-Verlag.  
 Rambaut, P.C., & Johnston, R.S. (1979). Prolonged weightlessness and calcium loss in man. *Acta Astronautica*, 6, 1113.  
 Siffert, R.S., & Levy, R.N. (1981). Trabecular patterns and the internal architecture of bone. *Mt. Sinai J Med*, 48, 221.  
 Slätis, P., Paavolainen, P., Karaharju, E., et al. (1980). Structural and biomechanical changes in bone after rigid plate fixation. *Can J Surg*, 23, 247.  
 Whedon, G.D. (1984) Disuse osteoporosis: Physiological aspects. *Calcif Tissue Int*, 36, 146-150.  
 Wolff, J. (1892). *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Berlin: Hirschwald.  
 Zetterberg C., Nordin, M., Skovron, M.L., et al. (1990). Skeletal effects of physical activity. *Geriatrics*, 13(4), 17-24.



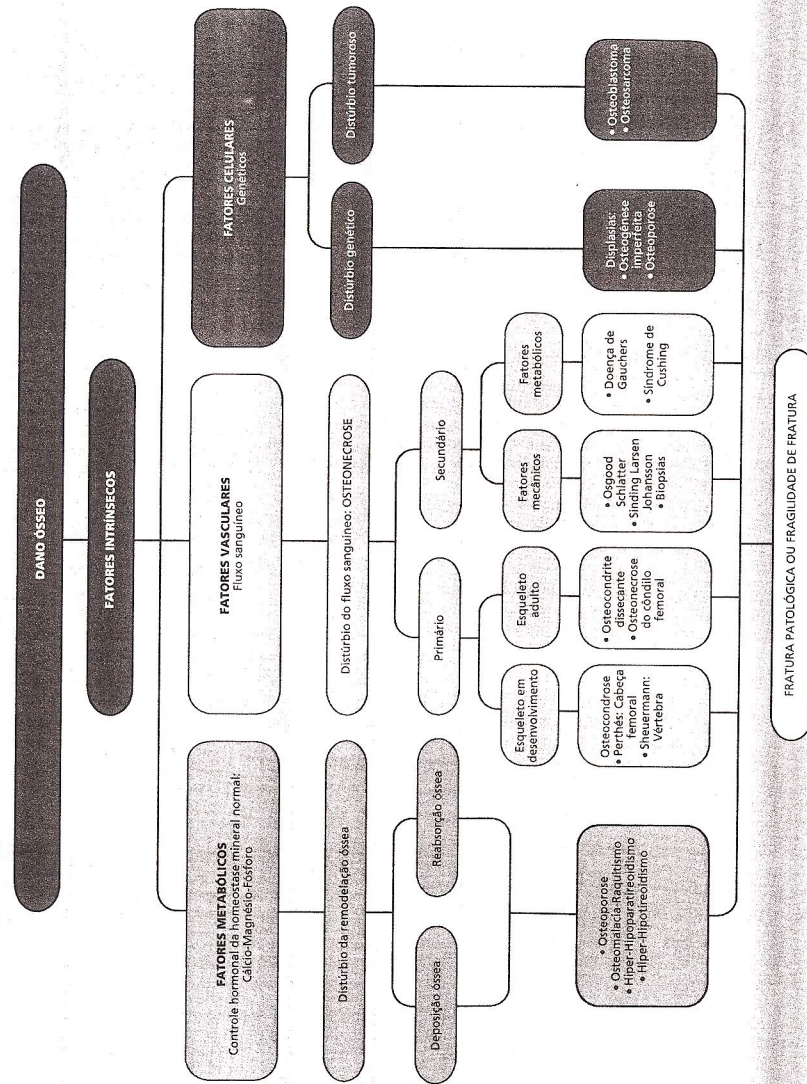
**FLUXOGRAMA 2.2**  
 Composição óssea, estrutura e funções,\* (PG, proteoglicanos)

\* Esse fluxograma é designado para aulas ou discussões em grupo. Esse fluxograma não pretende ser exaustivo.



**FLUXOGRAMA 2.3**  
Fatores extrínsecos associados a danos ósseos. Exemplos clínicos.\*

\* Esse fluxograma é designado para aulas ou discussões em grupo. Esse fluxograma não pretende ser exaustivo.



**FLUXOGRAMA 2.4**  
Fatores intrínsecos associados a danos ósseos. Exemplos clínicos.\*

\* Esse fluxograma é designado para aulas ou discussões em grupo. Esse fluxograma não pretende ser exaustivo.