

Antônio Completo
Fernando Fonseca

Fundamentos de Biomecânica

MÚSCULO-ESQUELÉTICA E ORTOPÉDICA

2.^a Edição

AUTORES

António Completo
Fernando Fonseca

TÍTULO

Fundamentos de Biomecânica – Músculo-Esquelética e Ortopédica – 2.ª Edição

EDIÇÃO

Quântica Editora – Conteúdos Especializados, Lda.
E-mail: geral@quanticaeditora.pt · www.quanticaeditora.pt
Praça da Corujeira n.º 38 · 4300-144 PORTO

CHANCELA

Medicabook – Conteúdos de Medicina e Saúde

DISTRIBUIÇÃO

Booki – Conteúdos Especializados
Tel. 220 104 872 · Fax 220 104 871 · E-mail: info@booki.pt · www.booki.pt

APOIO À EDIÇÃO

Skymedical – Authorized Agent of Stryker

REVISÃO

Quântica Editora – Conteúdos Especializados, Lda.

DESIGN

Luciano Carvalho · Delineatura – Design de Comunicação · www.delineatura.pt

IMPRESSÃO

julho, 2019

DEPÓSITO LEGAL

455409/19



A **cópia ilegal** viola os direitos dos autores.
Os prejudicados somos todos nós.

Copyright © 2019 | Todos os direitos reservados a Quântica Editora – Conteúdos Especializados, Lda. para a língua portuguesa.

A reprodução desta obra, no todo ou em parte, por fotocópia ou qualquer outro meio, seja eletrónico, mecânico ou outros, sem prévia autorização escrita do Editor e do Autor, é ilícita e passível de procedimento judicial contra o infrator.

Este livro encontra-se em conformidade com o novo Acordo Ortográfico de 1990, respeitando as suas indicações genéricas e assumindo algumas opções específicas.

CDU
61 Ciências Médicas.
612 Fisiologia. Fisiologia Humana e Comparada.
617.3 Ortopedia em geral.

ISBN
978-989-892-749-1

Catálogo da publicação
Família: Medicina e Saúde
Subfamília: Ciências Básicas – Biofísica e Biomecânica

Prefácio , pelo Prof. Abel Trigo Cabral	XIII
Prefácio , pelo Prof. José António Oliveira Simões	XV
1 Terminologia elementar	17
1.1 Planos e eixos de referência anatómica	17
1.2 Termos direccionais	19
1.3 Descrição dos movimentos articulares	19
1.4 Desvios de postura dos segmentos anatómicos	22
1.4.1 Desvios da coluna vertebral	23
1.4.2 Desvios de postura dos membros inferiores	24
1.5 Referências	25
2 Antropometria elementar	27
2.1 Introdução	27
2.2 Biótipos	28
2.3 Características antropométricas para diferentes percentis	30
2.4 Dados antropométricos	33
2.4.1 Dados dinâmicos	33
2.4.2 Dados estáticos	35
2.4.2.1 Comprimento dos segmentos corporais	35
2.4.2.2 Densidade dos segmentos corporais	37
2.4.2.3 Massa e centro de massa dos segmentos corporais	38
2.4.2.4 Momentos de inércia dos segmentos corporais	41
2.5 Aplicações em antropometria	43
2.5.1 Perna	43
2.5.2 Membro superior	43
2.6 Referências	44
3 Biomecânica muscular	45
3.1 Introdução	45
3.2 Princípio de funcionamento	46
3.3 Morfologia muscular	49
3.4 Força muscular	51
3.4.1 Secção transversal fisiológica e ângulo de penação	51
3.4.2 Vantagem mecânica do músculo	55
3.4.3 Velocidade e tipo de contracção muscular	56
3.5 Aplicações de força muscular	57
3.5.1 Músculo quadríceps	57
3.6 Referências	57

4	Ciclo de marcha	59
4.1	Introdução.....	59
4.2	Referências históricas	60
4.3	Ciclo de marcha normal	60
4.4	Parâmetros cinemáticos no ciclo de marcha.....	65
4.4.1	Evolução da posição dos centros de rotação do membro inferior	66
4.4.2	Deslocamentos angulares do membro inferior.....	66
4.4.2.1	Ângulos dos segmentos do membro inferior	66
4.4.2.2	Ângulos das articulações.....	67
4.4.2.2.1	Anca	67
4.4.2.2.2	Joelho.....	68
4.4.2.2.3	Tornozelo e pé.....	69
4.4.2.2.4	Pelve.....	70
4.4.2.2.5	Tronco	71
4.4.3	Velocidades do membro inferior	71
4.4.3.1	Velocidade angular dos segmentos do membro inferior	72
4.4.3.2	Velocidade angular das articulações	72
4.4.3.3	Velocidades lineares dos segmentos do membro inferior	73
4.4.4	Acelerações do membro inferior	73
4.4.4.1	Aceleração angular dos segmentos do membro inferior.....	74
4.4.4.2	Aceleração angular nas articulações	74
4.4.4.3	Acelerações lineares dos segmentos do membro inferior	75
4.5	Parâmetros cinéticos no ciclo de marcha.....	76
4.5.1	Forças, momentos, potência e energia.....	76
4.5.2	Forças de reacção do solo no ciclo de marcha.....	79
4.5.3	Centro de pressão da força de reacção do solo	82
4.5.4	Momentos nas articulações	82
4.5.4.1	Anca	82
4.5.4.2	Joelho.....	83
4.5.4.3	Tornozelo	84
4.5.5	Potência nas articulações do membro inferior	84
4.5.5.1	Anca	85
4.5.5.2	Joelho.....	85
4.5.5.3	Tornozelo	85
4.5.6	Energia e trabalho no ciclo de marcha.....	86
4.6	Electromiografia do membro inferior no ciclo de marcha	88
4.6.1	Padrões de actividade muscular do membro inferior.....	89
4.6.1.1	Anca	89
4.6.1.2	Joelho.....	91

4.6.1.3	Tornozelo	92
4.7	Aplicações no ciclo de marcha	93
4.7.1	Pé	93
4.8	Referências	95
5	Forças e momentos no sistema músculo-esquelético	97
5.1	Introdução	97
5.2	Força	98
5.3	Momento	100
5.4	Equilíbrio estático	105
5.5	Diagrama de corpo livre	107
5.5.1	Procedimento para análise de um sistema em equilíbrio	108
5.5.2	Diagrama de corpo livre de estruturas músculo-esqueléticas	110
5.5.3	Determinação do centro de gravidade do corpo livre	110
5.6	Aplicações músculo-esqueléticas em equilíbrio estático	113
5.6.1	Ombro	113
5.6.2	Anca	117
5.6.3	Joelho	120
5.6.4	Tornozelo	122
5.7	Equilíbrio dinâmico	126
5.8	Aplicações músculo-esqueléticas em equilíbrio dinâmico	127
5.8.1	Anca	127
5.8.2	Cotovelo	130
5.9	Referências	134
6	Desempenho do sistema músculo-esquelético	135
6.1	Introdução	135
6.2	Trabalho	135
6.2.1	Trabalho positivo e negativo	138
6.3	Energia	139
6.3.1	Conservação de energia	143
6.3.2	Energia interna e externa	144
6.3.3	Eficiência energética	145
6.4	Potência	148
6.4.1	Potência e energia transferida entre segmentos	150
6.5	Aplicações de trabalho, energia e potência no sistema músculo-esquelético	152
6.5.1	Cabeça	152
6.5.2	Antebraço	154
6.5.3	Perna	155

6.5.4	Corpo.....	157
6.6	Referências.....	158
7	Fundamentos de estabilidade articular	159
7.1	Introdução.....	159
7.2	Mecanismos de estabilidade no plano de movimento.....	160
7.2.1	Curvatura articular.....	160
7.2.2	Ação muscular.....	163
7.2.3	Ligamentos.....	165
7.3	Mecanismos de estabilidade no plano lateral.....	168
7.3.1	Curvatura articular.....	168
7.3.2	Ação muscular.....	172
7.3.3	Ligamentos.....	175
7.4	Aplicações de estabilidade articular	179
7.4.1	Ombro	179
7.5	Referências.....	181
8	Comportamento mecânico dos materiais	183
8.1	Introdução.....	183
8.2	Forças e momentos internos.....	184
8.3	Tensão.....	188
8.3.1	Tensão normal	189
8.3.2	Tensão de corte	191
8.3.3	Tensões principais e tensão principal de corte	194
8.4	Deformação	196
8.4.1	Deformação normal.....	197
8.4.2	Deformação de corte.....	198
8.5	Módulo de elasticidade	199
8.6	Módulo de rigidez transversal.....	200
8.7	Coefficiente de Poisson	201
8.8	Energia de deformação.....	203
8.9	Curvas tensão-deformação.....	204
8.10	Histerese.....	208
8.11	Viscoelasticidade.....	209
8.12	Critérios de cedência.....	210
8.12.1	Teorias de cedência.....	214
8.13	Fadiga.....	215
8.14	Referências.....	220

9	Comportamento mecânico do esqueleto.....	221
9.1	Introdução.....	221
9.2	Carga axial.....	222
9.3	Carga de flexão.....	224
9.3.1	Tensões de flexão.....	224
9.3.2	Deformação em flexão.....	237
9.3.3	Energia em cargas de flexão.....	240
9.4	Carga de torção.....	241
9.4.1	Tensões de torção.....	241
9.4.2	Deformação angular.....	247
9.4.3	Ensaio de torção.....	248
9.5	Cargas combinadas.....	249
9.6	Referências.....	252
10	Comportamento mecânico do osso.....	253
10.1	Introdução.....	253
10.2	Composição e estrutura do osso.....	254
10.3	Propriedades mecânicas do osso.....	257
10.3.1	Propriedades elásticas e de resistência mecânica.....	257
10.3.2	Efeito da densidade, idade e género.....	264
10.4	Renovação e adaptação óssea.....	268
10.4.1	Células ósseas.....	269
10.4.2	Remodelação e modelação óssea.....	269
10.4.3	Regulação da adaptação óssea por factores mecânicos.....	271
10.4.4	Mecanosensção e Mecanotransdução.....	274
10.4.5	Exemplo de formulação de um modelo matemático de remodelação óssea.....	275
10.5	Efeito de “stress-shielding” e hipertrofia óssea.....	278
10.6	Referências.....	283
11	Comportamento mecânico da cartilagem.....	287
11.1	Introdução.....	287
11.2	Composição e estrutura da cartilagem articular.....	289
11.3	Comportamento mecânico da cartilagem articular.....	294
11.4	Propriedades da cartilagem.....	296
11.4.1	Comportamento da cartilagem em compressão.....	296
11.4.2	Comportamento da cartilagem em tracção.....	302
11.4.3	Comportamento da cartilagem em corte puro.....	305
11.5	Relação entre propriedades mecânicas e composição.....	306
11.6	Falência mecânica da cartilagem.....	307

11.7	Lubrificação articular	312
11.8	Desgaste da cartilagem articular	317
11.9	Referências	320
12	Biomecânica da fractura	325
12.1	Introdução	325
12.2	Fractura traumática	326
12.3	Fractura óssea de fadiga	330
12.4	Efeito de alteração da geometria	333
12.5	Mecânica da recuperação da fractura óssea	335
12.6	Controlo mecânico da envolvente da fractura	339
12.7	Aplicação de fractura no fémur	348
12.8	Referências	350
13	Desempenho de dispositivos implantáveis	353
13.1	Introdução	353
13.2	Introdução ao método dos elementos finitos em biomecânica	357
13.3	Repartição de carga	367
13.4	Transferência de carga	375
13.5	Aplicações de dispositivos implantáveis	387
13.5.1	Anca	387
13.5.2	Tíbia	393
13.6	Referências	396
14	Biomecânica da anca	399
14.1	Introdução	399
14.2	Estruturas anatómicas da anca	399
14.3	Cinemática da anca	401
14.4	Cargas na articulação	403
14.5	Músculos na articulação da anca	405
14.6	Problemas da articulação da anca	408
14.7	Referências	409
15	Biomecânica do joelho	411
15.1	Introdução	411
15.2	Cinemática do joelho natural	412
15.2.1	Articulação tíbio-femoral	414
15.2.2	Efeito de "roll back"	415
15.2.3	Articulação patelo-femoral	417

15.3	Forças na articulação do joelho.....	418
15.4	Estabilidade da articulação do joelho.....	421
15.5	Função da patela.....	421
15.6	Referências.....	423
16	Proposta de exercícios práticos.....	425
16.1	Introdução.....	425
16.2	Exercício 1.....	426
16.3	Exercício 2.....	427
16.4	Exercício 3.....	428
16.5	Exercício 4.....	429
16.6	Exercício 5.....	430
16.7	Exercício 6.....	431
16.8	Exercício 7.....	432
16.9	Exercício 8.....	433
16.10	Exercício 9.....	434
16.11	Exercício 10.....	435
16.12	Exercício 11.....	436
16.13	Exercício 12.....	437
16.14	Exercício 13.....	438
16.15	Exercício 14.....	439
16.16	Exercício 15.....	440

Terminologia elementar

1

1.1 › Planos e eixos de referência anatômica

Para compreender alguns termos usados frequentemente na biomecânica e directamente relacionados com o movimento humano e a sua postura, é fundamental conhecer alguns conceitos básicos de anatomia. A anatomia promove um conjunto de designações para as estruturas músculo-esqueléticas e articulares importantes para a compreensão e referência dos diferentes problemas ligados a estas estruturas, sendo estas designações fundamentais para uma uniformização da sua descrição e da sua compreensão entre os diferentes profissionais das áreas da saúde e da bioengenharia. A anatomia é um campo de estudo principalmente descritivo e não é, por si só, suficiente para explicar a função do sistema músculo-esquelético e dos seus movimentos. O conhecimento da anatomia, combinado com o da biomecânica, irá permitir determinar e compreender as acções na origem do movimento, e das forças desenvolvidos pelo sistema músculo-esquelético.

Esta secção faz uma revisão a alguns conceitos da anatomia humana, no entanto, não a todos os

ossos, articulações e termos. A Anatomia descreve os elementos do corpo humano em relação à posição anatômica. A posição anatômica de referência está representada de forma aproximada na figura 1.1.

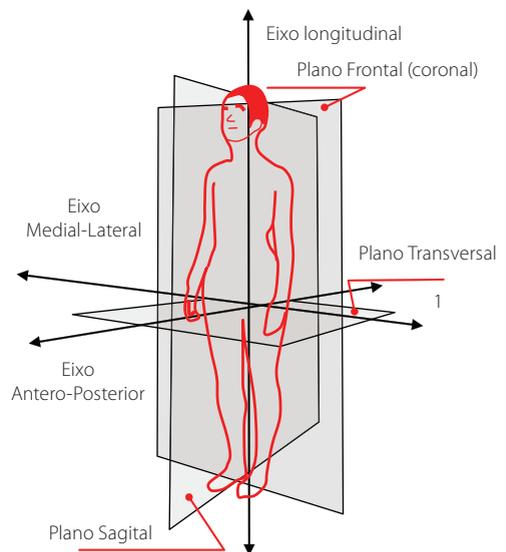


Figura 1.1 › Planos e eixos anatômicos de referência.

3.2 › Princípio de funcionamento

A estrutura celular mais simples é a fibra muscular, com uma espessura média que oscila entre os 10 e os 100 micrómetros e um comprimento muito variável, que em alguns músculos (como os que movimentam os pequenos ossos do ouvido médio), medem apenas poucos milímetros, enquanto que outros podem superar os 40 cm. A fibra muscular possui uma membrana – sarcolema – e dentro dela existe, para além do núcleo celular, uma célula que contém centenas a milhares de fibrilhas: as miofibrilhas. Com poucas excepções, cada fibra muscular está ligada a um filete nervoso que lhe transmite os impulsos, sinais, para a contracção muscular.

É revestida por uma bainha, muito fina, de tecido conjuntivo denominada *endomísio*, agrupando-se diversas fibras em grupos maiores denominados feixes musculares. Estes feixes, com vários

milímetros de espessura, são igualmente rodeados por uma outra camada de tecido conjuntivo, o *perimísio*, por sua vez agrupado num grupo maior que constitui o músculo propriamente dito. Tal como as fibras e os feixes musculares, os músculos também são também envolvidos por uma bainha de tecido conjuntivo, o *epimísio*, que se encarrega da sua união e os protege dos atritos.

As fibras musculares, como células que são, têm algumas características idênticas a todas elas, possuindo uma membrana celular, neste caso designada *sarcolema* e constituída por organitos, como as *mitocôndrias* ou o *retículo endoplasmático*, cujas funções são, respectivamente, a obtenção de energia e a produção de proteínas.

Todavia, a característica mais importante das fibras musculares é o facto de serem sulcadas por centenas, ou milhares, de finas miofibrilhas, dispostas longitudinalmente ao longo de toda a célula, já que é nelas que é desencadeado o fenó-

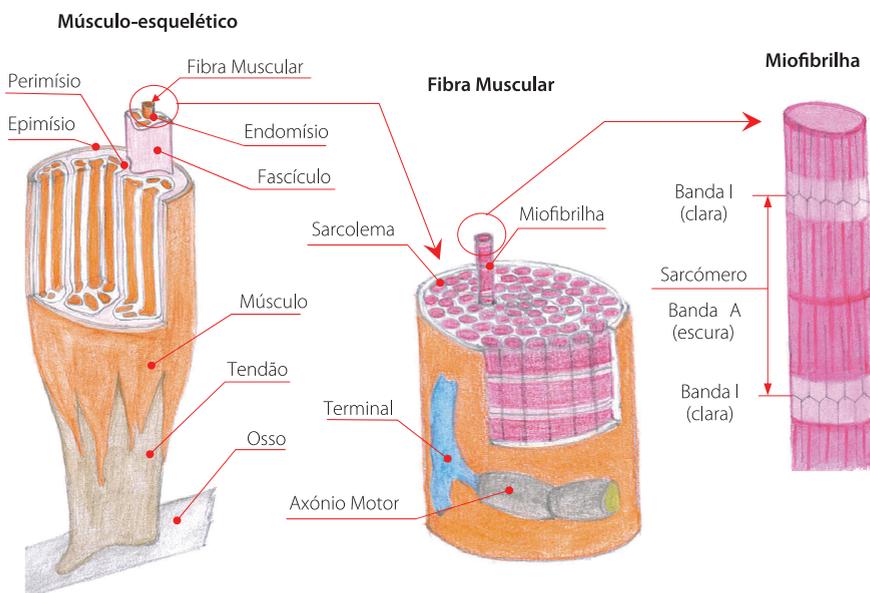


Figura 3.1 › Representação esquemática da constituição do músculo.

unilateral e propulsão, como representado na figura 4.2 [Val 1996]. O início do período de contacto acontece quando o calcanhar do pé atinge o solo e termina aquando da subida do pé contralateral. Este período também é denominado de duplo apoio inicial e recepção de carga, ocupa cerca de 10% do ciclo da marcha e 18% da fase de apoio. As funções essenciais deste período são a dissipação das forças resultantes do contacto do calcanhar com o solo e a adaptação às suas irregularidades [Whi 2003]. No momento em que o calcanhar contacta com o solo, a acção da força de reacção deste provoca a rotação interna de todo o membro inferior simultaneamente com o movimento de flexão plantar e eversão do pé

(Figura 4.2). O período de apoio unilateral principia-se logo após a elevação do pé contralateral e termina com o início da elevação do calcanhar do pé, designando-se esta fase por fase média de apoio (Figura 4.3). Neste período, que ocupa cerca de 20% do ciclo da marcha e 30% da fase de apoio, o peso do indivíduo recai sobre um dos membros, enquanto o outro está em fase de balanço. O período propulsivo inicia-se na elevação do calcanhar do pé apoiado e termina com a elevação da zona digital do mesmo pé, tal como é apresentado na figura 4.2. Esta fase ocupa cerca de 30% do ciclo da marcha e 50% da fase de apoio [Val 1996] e engloba a fase de apoio final e a fase de pré-balanço (figura 4.3).

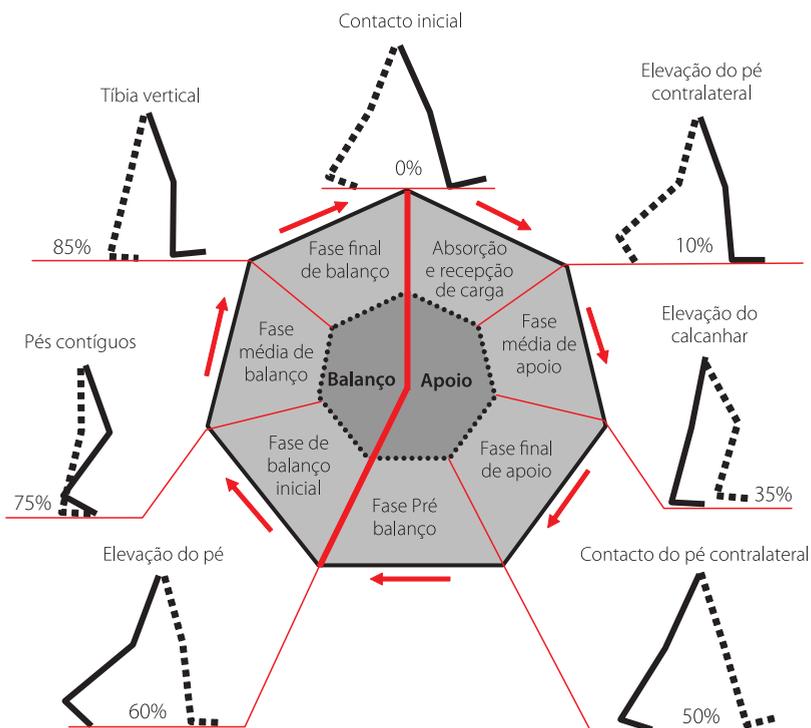


Figura 4.3 > Representação esquemática das subfases do ciclo de marcha (adaptado de [Whi, 2003]).

4.5.3 › Centro de pressão da força de reacção do solo

Durante o ciclo de marcha, o pé toca no solo na zona do calcanhar e eleva-se dele na zona dos dedos. Consequentemente, o ponto de aplicação da força de reacção do solo, denominado por centro de pressão, move-se desde o calcanhar (zona posterior do pé) até à zona mais anterior, às cabeças dos metatársicos e depois aos dedos. Na figura 4.27 está representada a evolução do centro de pressão ao longo do pé, na fase de apoio do ciclo de marcha. O centro de pressão move-se rapidamente para a frente até à fase média do apoio simples (30% do ciclo de marcha), após o que a deslocação do centro de pressão fica muito centralizada na zona dos metatársicos.

4.5.4 › Momentos nas articulações

Os momentos articulares internos resultam, sobretudo, da força muscular agonista exercida pelos tendões inseridos nas estruturas ósseas deduzidas as contribuições passivas (que se opõem ao mo-

vimento) das forças ligamentares, das forças dos músculos antagonistas e das forças de reacção na articulação. Assim, os momentos internos durante o ciclo de marcha, determinados com base na dinâmica inversa, são normalmente inferiores aos momentos gerados pelo grupo de músculos agonistas responsáveis pelo movimento da articulação. Isto resulta da coabitação simultânea de músculos agonistas e antagonistas em determinados períodos do ciclo de marcha. A partir dos momentos articulares é possível estabelecer quais os tipos de músculos cuja acção é predominante para um dado instante da marcha: se momento positivo, estamos na presença de músculos flexores; se momento negativo, estamos na presença de músculos extensores. Os momentos internos nas articulações proporcionam informação sobre o estado de esforço a que estão sujeitas as superfícies articulares e ligamentares da articulação em causa.

4.5.4.1 › Anca

No contacto inicial subsiste um momento extensor (figura 4.28) na articulação da anca, com um valor próximo dos 0,8 N.m/kg. Este momento extensor

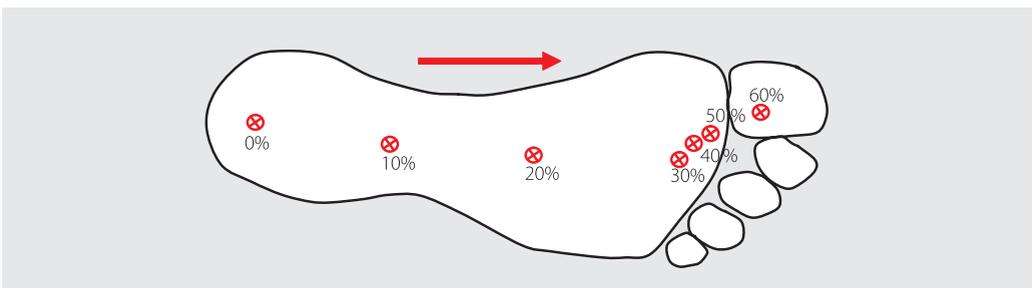


Figura 4.27 › Representação da evolução do centro de pressão da força de reacção em % do ciclo de marcha (adaptado de [Whi, 2003]).

resultados das forças e momentos, em cada uma das direcções, têm de ser zero, como expresso na Figura 5.11.

Uma pessoa que esteja em pé sobre uma balança não está sujeita a qualquer tipo de aceleração (Figura 5.12). A pessoa de 81,6 kg de massa é puxada pela acção da força da gravidade (peso), de 800 N,

contra a balança. Para manter a pessoa estacionária na sua posição, o chão – ou, neste caso, a balança – exerce uma força de reacção de magnitude igual e sentido oposto à do peso. As duas forças, que actuam na pessoa (a força gravítica e a reacção da balança), contrapõem-se exactamente uma à outra, sendo a força resultante nula.

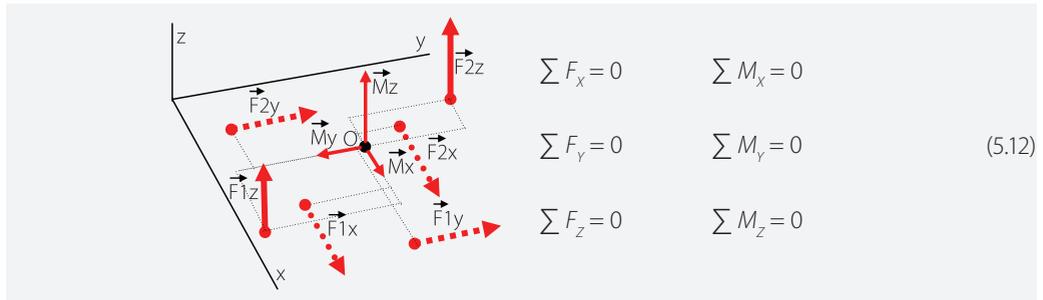


Figura 5.11 › Representação esquemática de um sistema de forças e momentos tridimensional num corpo com aceleração igual a zero, sendo as resultantes das forças e momentos nulas.

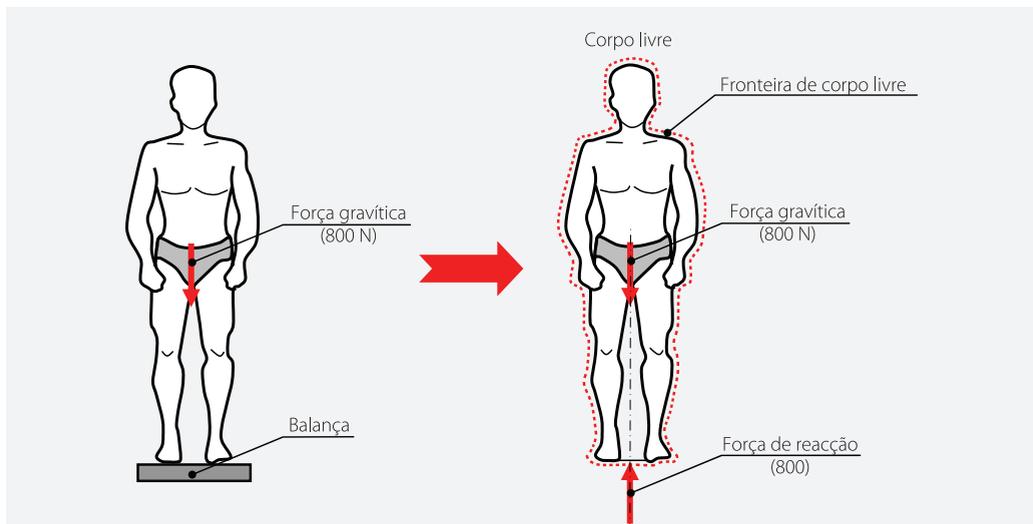


Figura 5.12 › Sob acção da força da gravidade, a massa da pessoa gera uma força descendente (Peso) de 800 N e a balança exerce uma força ascendente, sobre o corpo, de igual magnitude.

da anca, na fase de balanço do membro inferior durante o ciclo de marcha normal (Figura 5.27). A posição do membro inferior (coxa + pena + pé) foi observada em iguais intervalos de tempo, durante o ciclo de marcha. Conhecendo os intervalos de tempo e as posições ocupadas pelo membro é possível determinar as velocidades lineares e angulares médias, pela razão entre a diferença de duas posições consecutivas do membro e o tempo entre estas. De forma idêntica, pode-se determinar as acelerações lineares e angulares médias, pela razão entre a diferença entre duas velocidades médias consecutivas e o tempo entre estas. As acelerações lineares foram determinadas na direcção de marcha e na direcção vertical. Os valores das acelerações lineares (a_x e a_y) e angulares (α) estão

indicados no diagrama de corpo livre (Figura 5.27) do sistema em análise. Assumimos que, durante a fase de balanço, o membro se comporta como um corpo rígido. Esta simplificação assume que a articulação do joelho e tornozelo tem variações de movimentos mínimos durante o instante em análise. Esta simplificação é importante, já que permite ignorar as diferenças das acelerações angulares no joelho e tornozelo, pelo que apenas teremos de tratar o membro como um só em termos de massa e inércia. O corpo livre, a utilizar nesta análise, é delimitado pelo membro inferior, sendo que a fronteira de corpo livre passa pela cabeça do fémur (articulação da anca) e atravessa o músculo glúteo (Figura 5.27). As propriedades de massa do membro inferior podem ser obtidas da

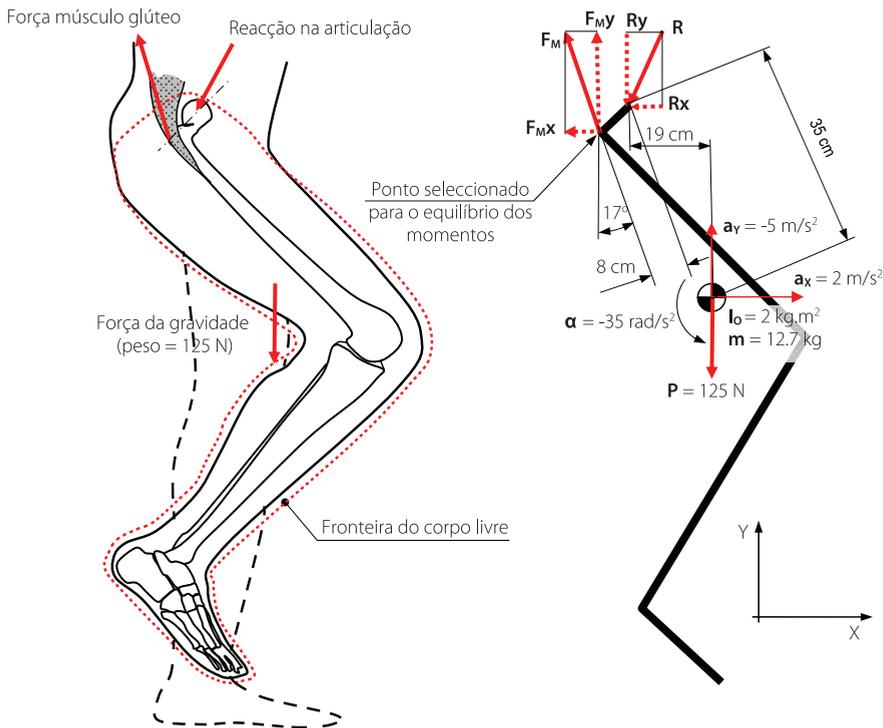


Figura 5.27 · Representação da estrutura em análise e diagrama de corpo livre da mesma.

A energia cinética da bola, no lançamento, resulta essencialmente do trabalho fornecido pelo músculo tríceps ao antebraço. Assim, o trabalho muscular concêntrico será de 54 J.

6.5.3 › Perna

Nesta análise pretende-se determinar a força de reacção lateral-medial na articulação da anca num peão de 82,2 kg de massa, que sofre um atropelamento lateral por um motociclo (Figura 6.17).

As condições desta avaliação são realizadas para um motociclo que, na altura do embate, circula a uma velocidade de 35,6 km/h e pára após o impacto a uma distância de 6 m. A massa do conjunto motociclo e motociclista é de aproximadamente 310 kg. O motociclo tem uma capacidade de deformação da forquilha frontal de 30 cm, exibindo uma rigidez à deformação (permanente) de 1000 N/m.

Imediatamente antes do choque com o peão, a energia cinética (E_c) do motociclo pode ser determinada pela expressão:

$$E_c = \frac{1}{2} \times m_{\text{motociclo}} \times (V_0)^2 \quad (V = 35,6 \text{ km/h} = 9,89 \text{ m/s})$$

$$E_c = \frac{1}{2} \times 310 \times (9,89)^2$$

$$E_c = 15187 \text{ J}$$

No instante do contacto com o peão, a deformação da forquilha do motociclo é imediata e permanente, sendo o trabalho necessário para esta deformação ($W_{\text{deformação}}$) determinado pela seguinte expressão:

$$W_{\text{deformação}} = F_{\text{Força de compressão}} \times d_{\text{deformação}}$$

$$W_{\text{deformação}} = (K_{\text{rigidez}} \times d_{\text{deformação}}) \times d_{\text{deformação}}$$

$$W_{\text{deformação}} = (1000 \times 0,3) \times 0,3$$

$$W_{\text{deformação}} = 90 \text{ J}$$

Assumindo que a deformação da forquilha se dá instantaneamente aquando do contacto inicial

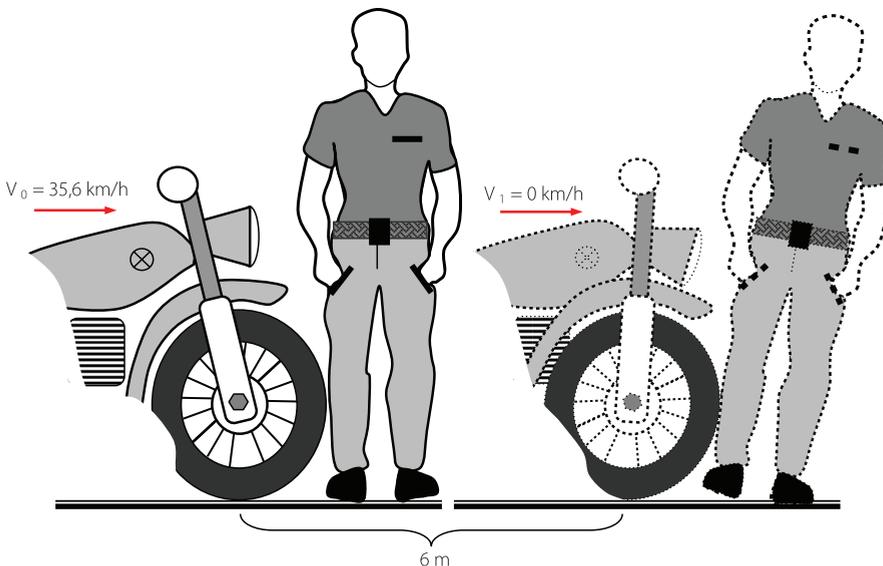


Figura 6.17 › Representação esquemática do atropelamento do indivíduo pelo motociclo no início e fim do choque.

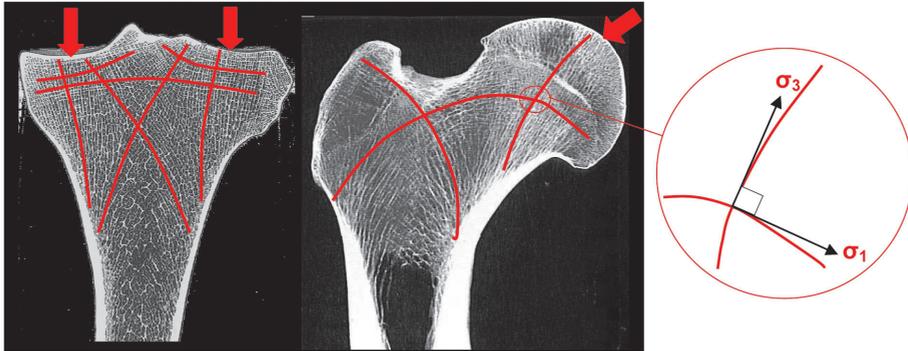


Figura 8.13 › Orientação da estrutura trabecular da tíbia e do fémur proximal e relação com os planos principais de tensão.

orientada de forma a que as tensões normais aí a actuar sejam de igual magnitude. A orientação do plano onde a tensão principal de corte ocorre pode ser determinada a partir das tensões normais (σ_x e σ_y) e de corte (τ_{xy}) que actuam na fracção elementar de material (Figura 8.14).

8.4 › Deformação

Como vimos anteriormente, a partir das condições de equilíbrio de momentos e forças na estrutura, é

possível determinar as forças internas nas secções do material e, destas, as tensões normais e de corte instaladas. No entanto, em muitas situações envolvendo estruturas músculo-esqueléticas, não temos o conhecimento de todas as forças a actuar sobre a estrutura (forças externas, forças musculares, forças ligamentares, etc.), a que se junta, por vezes, as geometrias e composições demasiado complexas. Estas estruturas são compostas de diferentes materiais e possuem geometrias complexas, o que dificulta a aplicação dos princípios de equilíbrio para determinação das forças internas.

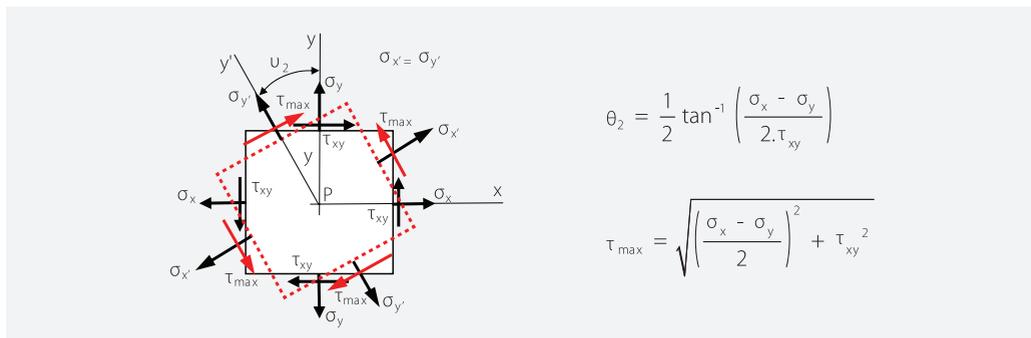


Figura 8.14 › Representação esquemática da tensão principal de corte no estado plano de tensão.

pela força vertical a que o fémur está sujeito (466 N). Estas forças ($V = 560$ N) actuam perpendicularmente ao eixo da estrutura (placa), originando nas secções da placa uma força de corte e um momento-flector. De acordo com a simplificação realizada, a força de corte apenas estará presente nas secções entre as forças dos parafusos e a força de compressão exercida pelo osso na parte distal e proximal da fractura.

É agora possível avaliar o desempenho da placa em termos da tensão na sua secção média. Esta secção, devido à simplificação realizada para a aplicação das forças dos parafusos e contacto, não está sujeita a força de corte. Temos, assim, que esta secção média apenas está submetida ao momento-flector de 28 Nm. As tensões geradas

pelo momento-flector são tensões normais, sendo que a tensão máxima ocorre nas superfícies mais distantes do eixo neutro da secção (Figura 9.8).

Deste modo, a tensão máxima nesta secção da placa pode ser determinada pela seguinte expressão:

$$\sigma_{max} = \frac{M \times (h/2)}{I}$$

A placa tem uma secção rectangular com espessura de 4 mm e 14 de largura. A variável relativamente ao eixo neutro "h" é 4 mm. O momento de inércia I é dado pela seguinte expressão:

$$I = \frac{b \times h^3}{12}$$

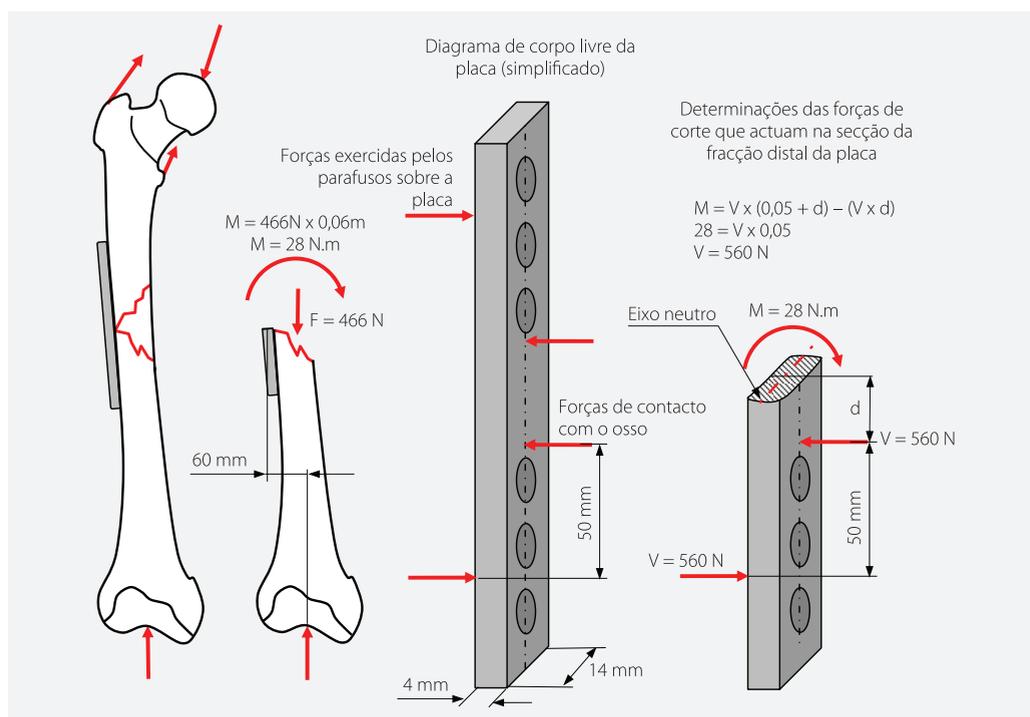


Figura 9.8 > Diagramas de corpo livre de um segmento distal da placa onde as suas secções transversais estão sujeitas a um momento-flector (M) e a uma força de corte (V).

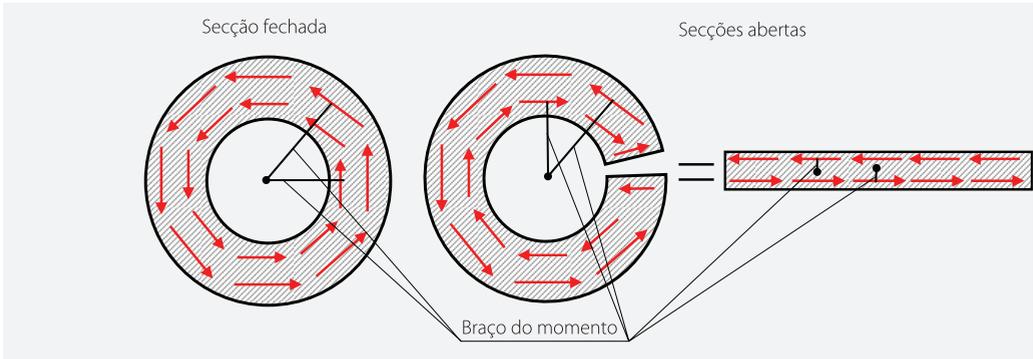


Figura 9.19 › Distribuição de tensão de corte, em seções fechadas e abertas e braço de momento das tensões.

tensão de corte, em seções abertas, determina que os momentos gerados por estas tenham sentidos opostos, anulando o seu contributo para a resistência da secção ao momento externo aplicado (Figura 9.19).

Os procedimentos cirúrgicos, no osso, produzem defeitos que podem transformar a estrutura óssea de uma configuração de secção fechada para uma secção aberta, originando uma diminuição significativa da resistência da estrutura a esforços

de torção. No caso da utilização de uma placa de osteossíntese, para a estabilização da fractura é necessário furar o osso para a compressão da placa contra o osso através de parafusos (Figura 9.20). O furo realizado no osso altera a configuração da secção de fechada para aberta, contribuindo para uma diminuição em cerca de 60% da resistência à torção. Após a consolidação da fractura e a remoção da placa, pode ocorrer uma fractura secundária na zona do furo (Figura 9.20).

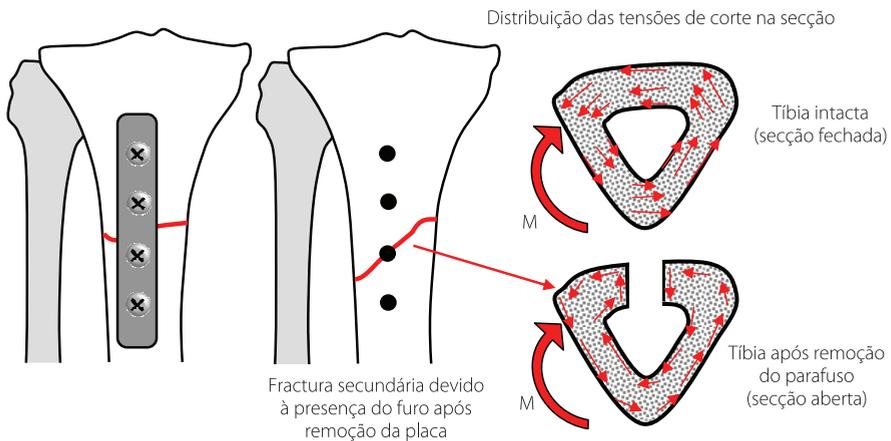


Figura 9.20 › Efeito da presença de um furo na estrutura óssea na diminuição da resistência a esforços de torção.

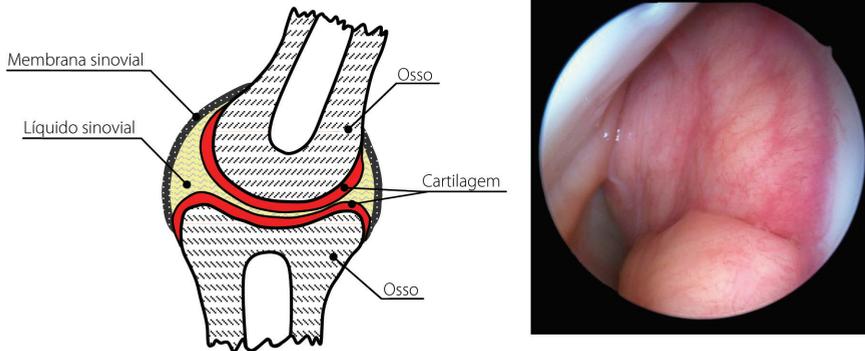


Figura 11.1 › Representação esquemática de uma articulação sinovial e observação de cartilagem, membrana sinovial e líquido sinovial a nível intra-articular.

transmitidos às superfícies ósseas [Leb 2000]. Uma das qualidades da cartilagem articular é a forma como pode trabalhar praticamente em ausência de fricção durante várias décadas, sem significativo desgaste, particularmente sob condições de carga cíclica com cargas compressivas de 3 a 6 vezes o peso corporal [Rib 1990].

Ao nível da anca, as tensões na articulação medidas durante a marcha normal variam entre 2 a 6 MPa e no acto de subida/descida de escadas ocorre um aumento para 13,7 MPa, podendo mesmo chegar a atingir 20 MPa [Lue 1997]. A durabilidade deste tecido advém, em parte, do facto de a maioria das cargas aplicadas serem suportadas pela matriz intersticial cuja constituição lhe permite proteger toda a estrutura cartilágnea das cargas. Isto acontece porque a matriz cartilágnea possui propriedades próprias que lhe permitem funcionar como uma esponja, que com o aumento da pressão diminui de volume e com a sua diminuição o aumenta. Este fenómeno acontece pela possibilidade de entrada e saída de água e outras moléculas na matriz intracelular, água essa que existe no líquido sinovial existente no interior da

articulação e produzido pela membrana sinovial. Esta pressurização de fluido na matriz intersticial e a presença de um filme lubrificante como é o líquido sinovial reduzem o coeficiente de fricção para valores para além dos possíveis com materiais comuns à engenharia [Mow 1997, Lai 1980].

Quando a cartilagem é danificada quer por traumatismo, quer por patologia própria, a perturbação de qualquer dos componentes da estrutura articular resulta na alteração do equilíbrio funcional entre estas estruturas, conduzindo a uma resposta (“feedback”) de qualquer uma delas que pode causar alterações patológicas irreversíveis na cartilagem e no osso circundante [Poo 2003]. Como a cartilagem articular adulta possui reduzida capacidade intrínseca de auto-reparação, estas alterações podem rapidamente progredir para uma degradação da mesma conduzindo à artrose, e resultando em dor, perda de mobilidade e redução da qualidade de vida. A aparente ligação entre a osteoartrose e os factores mecânicos justificam o estudo do comportamento mecânico da cartilagem articular. A osteoartrose é, na actualidade, a doença das articulações sinoviais mais frequente,

cadeias $\alpha 1$ (II) helicoidais com uma periodicidade de 300 nm de comprimento. A organização em tripla hélice das proteínas de colagénio e a sua sobreposição contribuem para a grande resistência à tracção destas fibras, tal como acontece numa corda (Figura 11.4). As fibras de colagénio II são responsáveis pela força de tensão da cartilagem, a qual é essencial para a manutenção da forma e do volume do tecido. No entanto, a resistência à compressão é mínima devido à configuração da fibra, ou seja, ao rácio entre o seu elevado comprimento e o seu reduzido diâmetro, tal como numa corda. A organização das fibras de colagénio varia com a profundidade do tecido. A estrutura da cartilagem articular entre a superfície articular e a superfície óssea subcondral é frequentemente descrita como sendo distribuída em quatro zonas: a superficial ou tangencial (C1), a zona intermediária ou média (C2), a zona profunda (C3) e a zona de calcificação (C4) (Figura. 11.4). A cartilagem calcificada é a fronteira entre a cartilagem e o osso subcondral subjacente.

O estudo da estrutura da cartilagem [Broom, 1980; Hwang, 1992; Teshima, 1995] em planos paralelos e perpendiculares às linhas de separação mostrou uma elevada anisotropia na organização

das fibras de colagénio. Estas linhas de separação resultam de furações circulares na superfície articular que se alteram para formas elípticas, sendo os eixos longos das elipses designados por linhas de separação (Figura 11.5). Esta anisotropia está directamente relacionada com a organização das fibras de colagénio em termos de distribuição e intersecção ao longo dos planos paralelos à superfície articular. No plano paralelo às linhas de separação, o colagénio é organizado em amplas camadas, enquanto que no plano ortogonal às linhas de separação a estrutura tem um padrão de sulcos, que é interpretado como sendo o limite das diferentes camadas. À superfície as fibras finas de colagénio orientam-se na direcção paralela à superfície articular, com uma elevada densidade de fibras. A zona média caracteriza-se por uma grande distância entre as fibras dispersas na matriz, apresentando-se sem orientação preferencial, com uma menor densidade de fibras e permitindo, assim, uma grande acumulação de água e de proteoglicanos nesta zona. Na zona profunda, junto ao osso, existe uma grande quantidade de fibras de colagénio orientadas radialmente, "ancoradas" na cartilagem calcificada e no osso subcondral (Figura

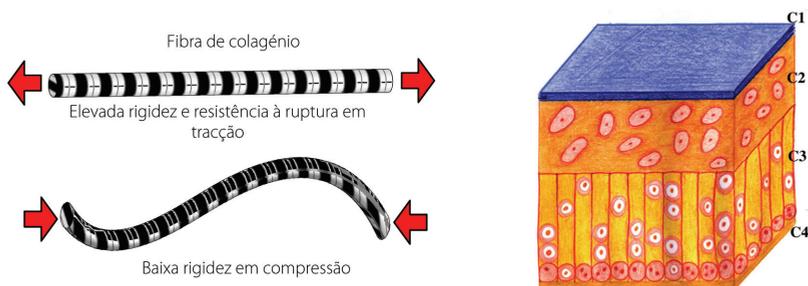


Figura 11.4 Representação esquemática das propriedades mecânicas do colagénio e das diversas camadas da cartilagem.

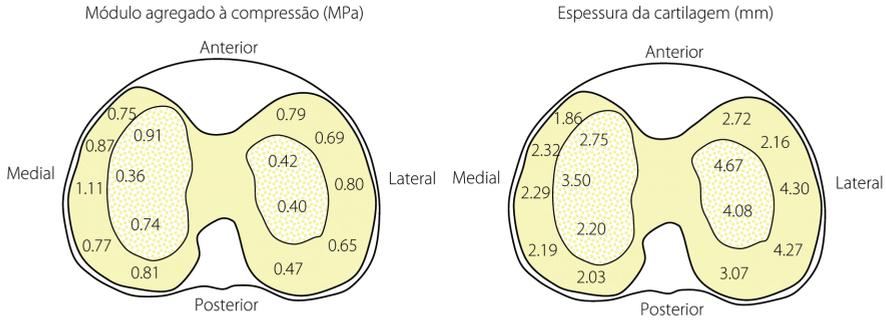


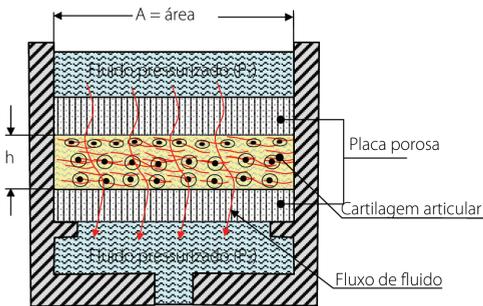
Figura 11.10 · Representação esquemática da variação do módulo agregado à compressão e espessura da cartilagem no prato tibial de um jovem de 21 anos (adaptado de [Mow 1997]).

pelo fluido nas paredes da estrutura porosa. O coeficiente de permeabilidade (k) é relacionado com o coeficiente de arrasto (K) e nível de porosidade (β) pela relação:

$$k = \frac{\beta^2}{K}$$

A cartilagem articular possui um baixo valor de permeabilidade (k) e, assim, um elevado coeficiente de arrasto friccional (K) do fluxo de fluido na matriz porosa. A determinação da permeabilidade pode ser realizada de forma directa através do dispositivo desenvolvido para o efeito (Figura 11.11).

Neste caso, o caudal que atravessa a cartilagem (matriz porosa) (Q) é proporcional ao gradiente de pressão ($V_p = (P_1 - P_2) / h$) entre os lados adjacentes à cartilagem (lei de Darcy), sendo estes parâmetros relacionados através do coeficiente de permeabilidade (k). Os valores característicos de permeabilidade da cartilagem humana variam entre $8 \times 10^{-15} \text{ m}^4/\text{N.s}$, para cartilagem normal e níveis de deformação reduzidos e $1 \times 10^{-16} \text{ m}^4/\text{N.s}$ (ou mesmo inferiores a estes) para níveis de deformação na ordem dos 50%. Se for aplicada uma diferença de pressão de 210000 Pa através de cartilagem com 1 mm de espessura, a velocidade média do fluido será de



$$k = \frac{Q \cdot h}{A \cdot (P_1 - P_2)}$$

- k – permeabilidade ($\text{m}^4 / \text{N.s}$)
- Q – caudal (m^3 / s)
- h – espessura da cartilagem (m)
- A – área de permeabilidade (m^2)
- P_1 – pressão câmara 1 (N / m^2)
- P_2 – pressão câmara 2 (N / m^2)

Figura 11.11 · Representação esquemática para determinação directa da permeabilidade.

da secção, a partir do que se torna oblíqua, com um ângulo não previsível. A elevadas velocidades, a bifurcação das fendas nos fragmentos é gerada na região central da secção do osso, ou seja, onde as tensões são mais reduzidas. Quando se combina uma carga de flexão e uma carga de compressão, a aparência da fractura altera-se ligeiramente face à situação descrita. Neste caso, a carga de flexão gera uma fenda transversal no lado sujeito à tracção,

enquanto que no lado sujeito à compressão, resulta uma superfície de fractura oblíqua (Figura 12.23). À medida que o osso se deforma, a superfície de fractura oblíqua intersecta as outras superfícies. O resultado é a típica fractura em forma de borboleta no lado côncavo do osso. Fracturas por cargas de flexão são comuns nos ossos longos.

Uma das fracturas mais típicas é a do colo femoral (Figura 12.4), que ocorre normalmente em

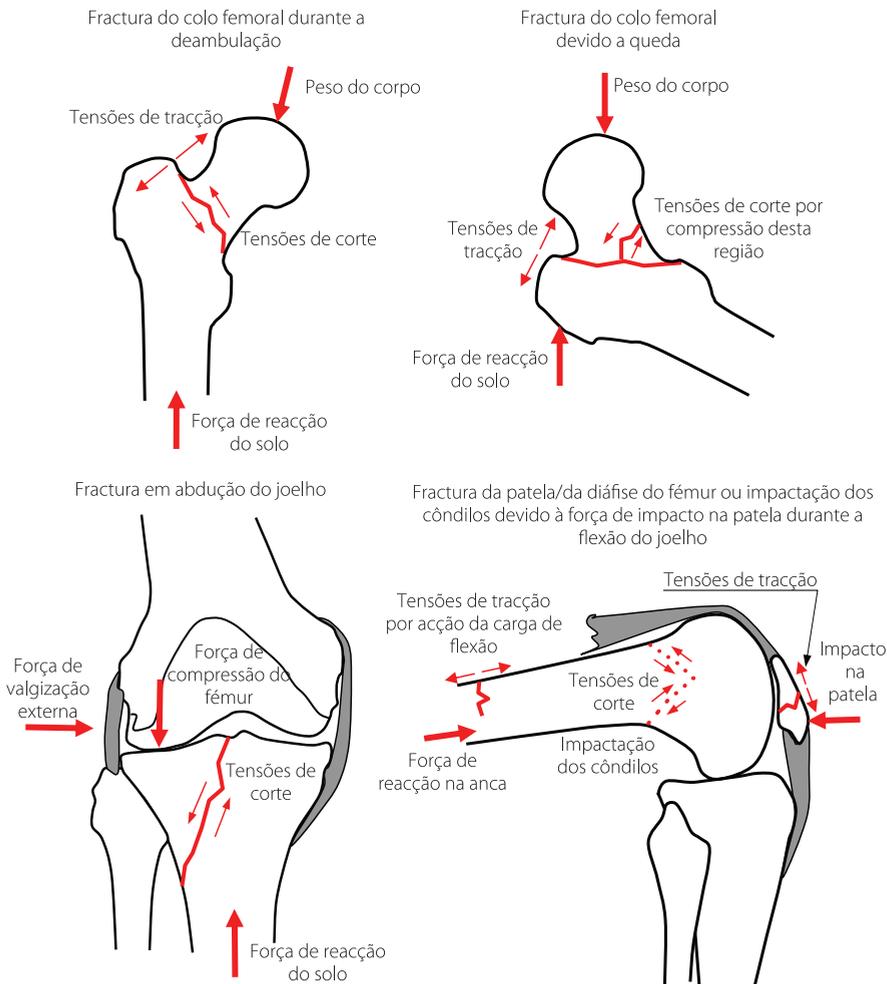


Figura 12.4 › Exemplo de fractura típica no membro inferior, com a representação das principais forças e tensões desenvolvidas (adaptado de [Tem 1994]).

tos tibiais de Macintosh e Mckeever (implantes unicondiliares do joelho). Nos próprios implantes articulares, a transferência de carga ocorre entre os diferentes componentes através do contacto entre as superfícies articulares destes, como por exemplo entre a esfera da haste femoral e o componente acetabular (na artroplastia da anca), e entre o componente femoral e o componente tibial (na artroplastia do joelho).

Os conceitos de repartição e transferência de carga são importantes para a compreensão do desempenho dos sistemas implantáveis. Controlar a repartição e a transferência de carga do implante são factores fundamentais na concepção do projecto do implante pelo engenheiro, e prever as consequências biológicas da sua utilização é parte integrante da gestão clínica do paciente, por parte do médico. Os métodos utilizados para o estudo da repartição de carga na fixação da fractura e na substituição articular incluem modelos animais, modelos experimentais *in vitro* e técnicas analíticas envolvendo modelos de elementos finitos (Figura 13.4). De uma forma muito simplificada, o método dos elementos finitos utiliza os conceitos de equi-

librio de forças e momentos, combinados com o comportamento dos materiais em termos das suas relações tensão versus deformação (conceitos abordados em capítulos anteriores).

13.2 › Introdução ao método dos elementos finitos em biomecânica

Actualmente, este método é comumente utilizado em biomecânica, possibilitando a redução do uso da experimentação animal, sempre controversa e dispendiosa. Permite incrementar, significativamente, a oportunidade de investigação, em termos de controlo conveniente dos diferentes parâmetros que intervêm na análise. Este é um método fundamental para a avaliação de parâmetros impossíveis, ou de difícil determinação, com experimentação laboratorial (*"in vitro"*) ou animal (*"in vivo"*). O método dos elementos finitos (MEF) é uma técnica numérica computacional, desenvolvida originalmente para a obtenção do estado de tensão-deformação em problemas complexos

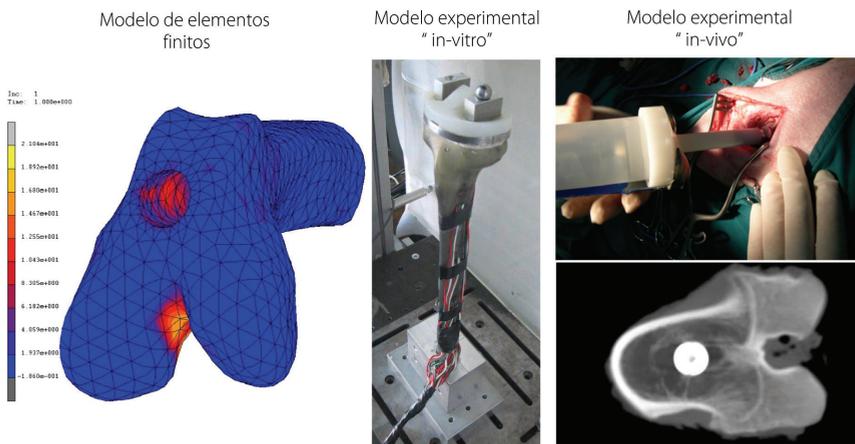


Figura 13.4 › Modelos utilizados para avaliação da repartição e transferência de carga.

de estruturas diversas. Estruturas complexas são definidas como tendo uma geometria complexa e/ou propriedades dos materiais complicadas. Para estruturas muito simples, a solução pode ser encontrada de uma forma puramente analítica, assumindo certas simplificações, como poderemos ver em exemplos posteriores. Para estruturas contínuas, mesmo com baixa complexidade geométrica, não é geralmente possível encontrar uma solução que satisfaça o conjunto de equações diferenciais, utilizando os métodos da matemática clássica. O MEF é um método aproximativo, onde a estrutura complexa é dividida numa malha de elementos de forma regular (Figura 13.5).

Cada elemento é definido por vários nós, cuja coordenação estabelece a geometria da estrutura a analisar. Os elementos discretos da estrutura são interligados entre si por estes nós, onde cada um deles assume um campo de deslocamentos ou temperaturas. A solução aproximada para um problema originalmente complexo é encontrada por uma soma das respostas elementares de cada um dos elementos que compõem a estrutura

(Figura 13.5). Desde a sua primeira aplicação na biomecânica ortopédica, em 1972 [Bre 1972], que os elementos finitos têm sido largamente utilizados na avaliação do comportamento mecânico de tecidos biológicos, em particular ossos, músculos e cartilagem articular. O método permite determinar o estado de tensão e/ou deformação dos tecidos, relacionando-o com processos biológicos de crescimento ósseo, remodelação e tratamento de fracturas e possibilitando, ainda, testar e otimizar o desempenho, a curto e longo prazo, de dispositivos ortopédicos, tais como próteses para articulações, fixadores internos e externos de fracturas, etc. [Hui 1983]. Mais recentemente, modelos de elementos finitos, gerados a partir de imagens obtidas a partir de tomografia axial computadorizada do esqueleto do paciente, são empregues na prática clínica, em combinação com sistemas de cirurgia assistida por computador [Too 1995], ou na previsão do risco de fractura em pacientes com osteoporose [Key 1998]. Apesar dos modelos de elementos finitos serem uma ferramenta adequada para a análise de tensões/deformações em

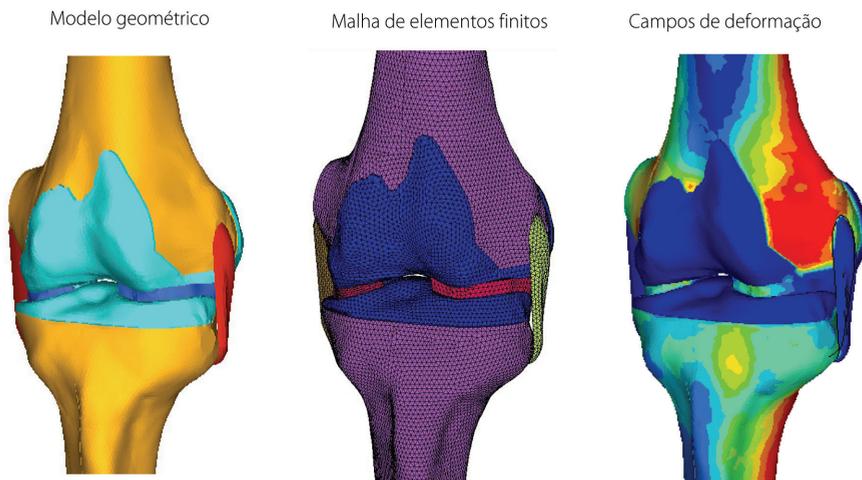


Figura 13.5 · Modelos utilizados para a simulação do campo de deformações nas estruturas do joelho.

estruturas complexas ao nível da geometria e do comportamento dos materiais, deve estar-se consciente de que a precisão dos resultados calculados depende do tipo de elemento utilizado e do nível de refinamento da malha [Mar 1999]. Quando a estrutura modelada é geometricamente complexa, é previsível que as cargas aplicadas resultem em complexas distribuições e gradientes de tensões. Com o objectivo de alcançar a solução mais precisa, mesmo onde existam variações acentuadas do campo de tensões, podem ser necessários uma refinação adequada e suficiente da malha e um campo de deslocamento mais complexo no interior do elemento. Do ponto de vista teórico, à medida que o número de elementos e o número de graus de liberdade aumentam, os resultados calculados convergem para uma solução mais

correcta. Em contrapartida, utilizando uma malha grosseira podem obter-se erros grosseiros. De uma forma abreviada, os principais passos para gerar um modelo biomecânico, para análise estrutural, pelo método dos elementos finitos, são:

1 › Reconstrução da geometria

A geração da geometria do modelo a analisar pode ser realizada de diferentes formas: através da modelação das diferentes estruturas por um processo manual, ou através de sistemas automáticos ou semi-automáticos a partir de digitalização tridimensional de imagens médicas de tomografia axial computadorizada (TAC) ou ressonância magnética (MRI) (Figura 13.6). Quando se pretende replicar de forma muito aproximada a geometria dos tecidos biológicos e, simultaneamente, associar a esta geo-

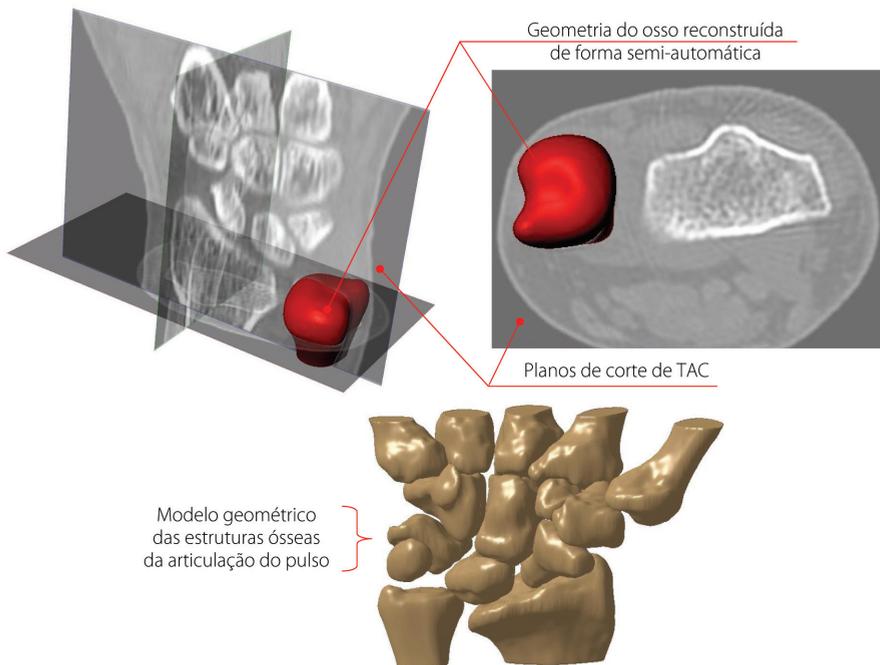


Figura 13.6 › Imagem de reconstrução automática das estruturas ósseas do pulso, a partir de imagens de TAC (software ScanIP).

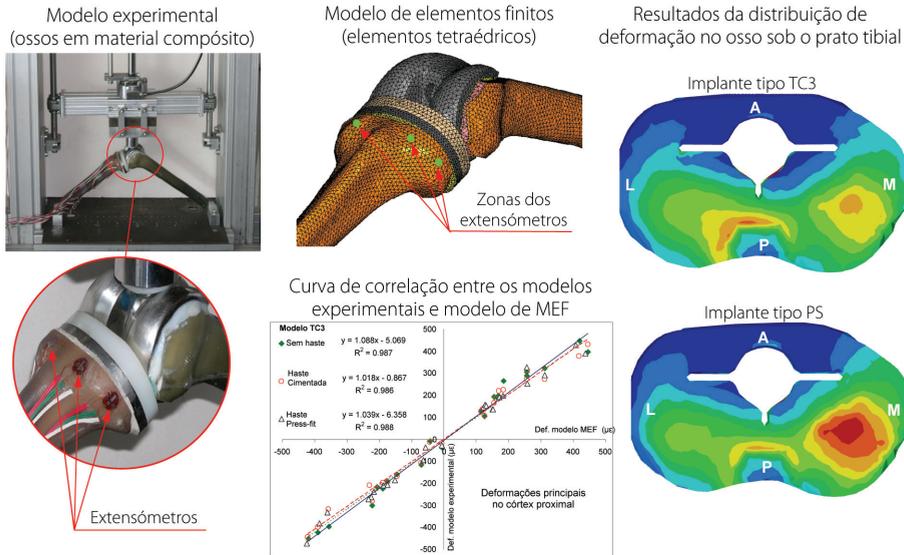


Figura 13.13 › Utilização complementar de modelos de elementos finitos e modelos experimentais (adaptado de [Com 2010]).

máximas e mínimas permitidas. Na simulação apresentada (Figura 13.14), vemos uma redução da densidade óssea na parte superior ao implante e um incremento na zona inferior, junto ao colar do implante, estando este comportamento de acordo

com a imagem médica, após 6 meses da cirurgia, onde se observa uma redução da densidade na zona superior e um incremento na zona inferior.

Em resumo, o método dos elementos finitos envolve a transformação de um modelo físico num

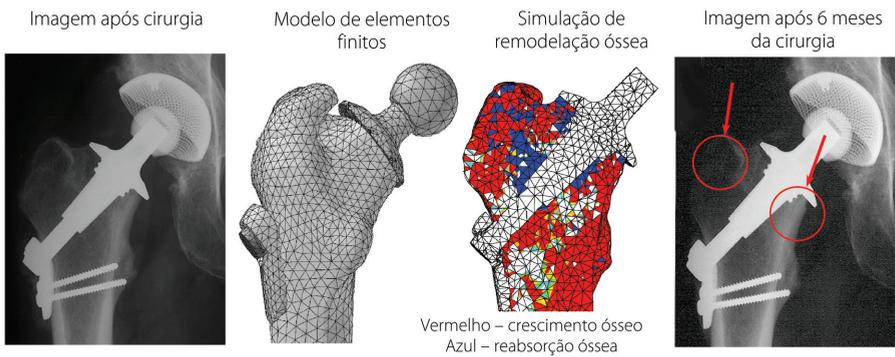


Figura 13.14 › Utilização complementar de modelos de elementos finitos e imagens médicas (adaptado de [Sulzer, 2001]).

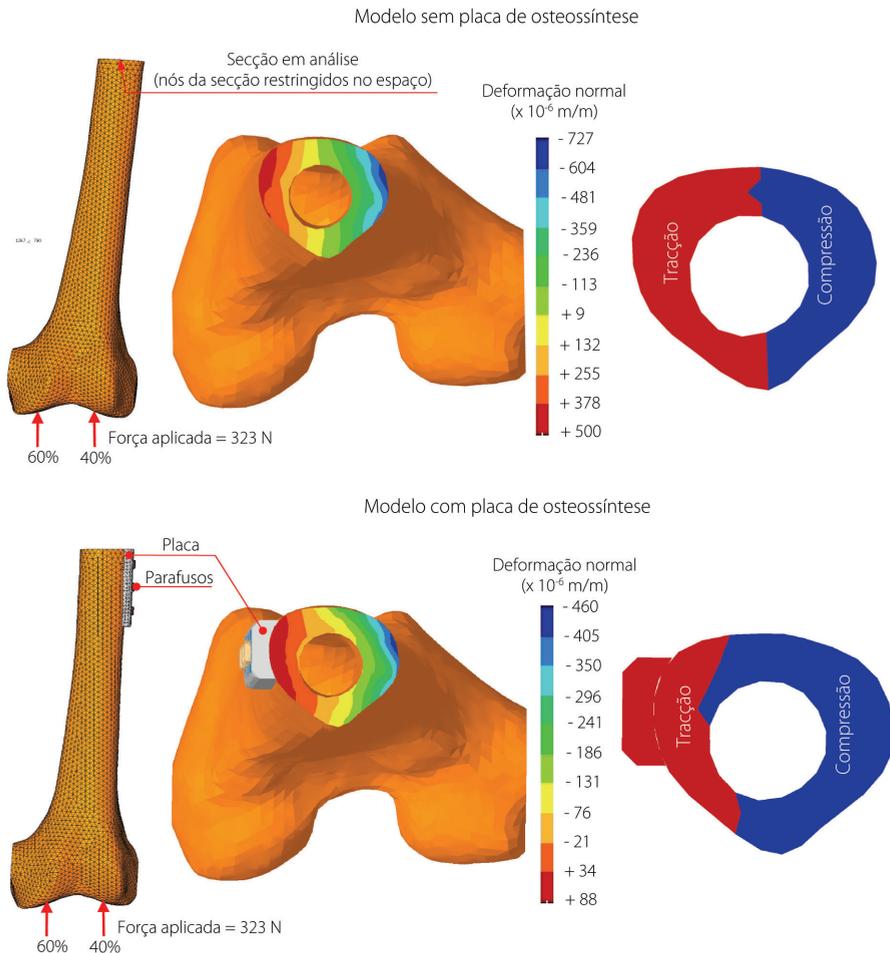


Figura 13.15 › Valores de deformação normal na secção da diáfise do fémur antes e após colocação da placa de osteossíntese, zonas da secção sujeitas a tracção e compressão.

cessidade de equilíbrio de forças na secção, entre a placa e o fémur, cuja adição deve ser nula. Assim, as tensões de compressão (devido à deformação de compressão) no osso, multiplicadas pela área sujeita a compressão, devem ser de igual valor às tensões de tracção (geradas pelas deformações de tracção) multiplicadas pela área do osso e placa sujeita a tracção. Pelo facto de a placa exibir uma rigidez ($E = 210 \text{ GPa}$) muito mais elevada que o

osso, exibe tensões bem superiores (para deformações idênticas), pelo que será necessária mais área de osso sujeita a compressão para garantir o equilíbrio na secção. Esta área de compressão no osso aumenta por deslocamento do eixo neutro de flexão para junto da placa.

Pelo facto da construção osso e placa ser mais rígida que somente o osso, os níveis de deformação de compressão no osso decrescem relativamente

a este último. Assim, a deformação máxima de compressão ($-460 \mu\epsilon$) no osso, situada no lado medial do fémur com placa, é inferior em cerca de 40% ao valor máximo no fémur sem placa ($-727 \mu\epsilon$). Esta análise aplica-se a um caso de fractura, em que parte do osso já se encontra unido, pelo facto do osso debaixo da placa estar sujeito a deformações de tracção. O uso da placa diminuiu os valores máximos das deformações normais de compressão e tracção no osso, indicando que o osso já não suporta a totalidade do momento-flector, sendo que agora este é repartido pelo fémur e pela placa.

Outro exemplo de dispositivo de transferência de carga é a cavilha intramedular. Vamos considerar que a cavilha tem uma secção circular e uma superfície polida. Nestas condições assumiremos que há movimento relativo entre a cavilha e o osso,

considerando, assim, que a cavilha não permite a transferência de carga axial para o osso e vice-versa, já que não existem tensões de corte na interface entre a superfície polida da cavilha e a superfície endostal da tíbia. Nestas circunstâncias, o único tipo de carga que a cavilha pode transmitir (ou receber) do osso são os momentos-flectores, já que estes resultam de cargas que agem perpendiculares à superfície da cavilha. O modelo da tíbia foi construído tendo o osso cortical um módulo de elasticidade (E) de 14 GPa e o osso esponjoso um módulo de 0,104 GPa, sendo aplicada uma carga de 800 N unicamente no cõndilo medial. Gera-se, desta forma, um momento-flector ao longo da diáfise, que origina compressão principalmente no lado medial (encurtamento) e tracção no lado lateral (alongamento) (Figura 13.16). O módulo de

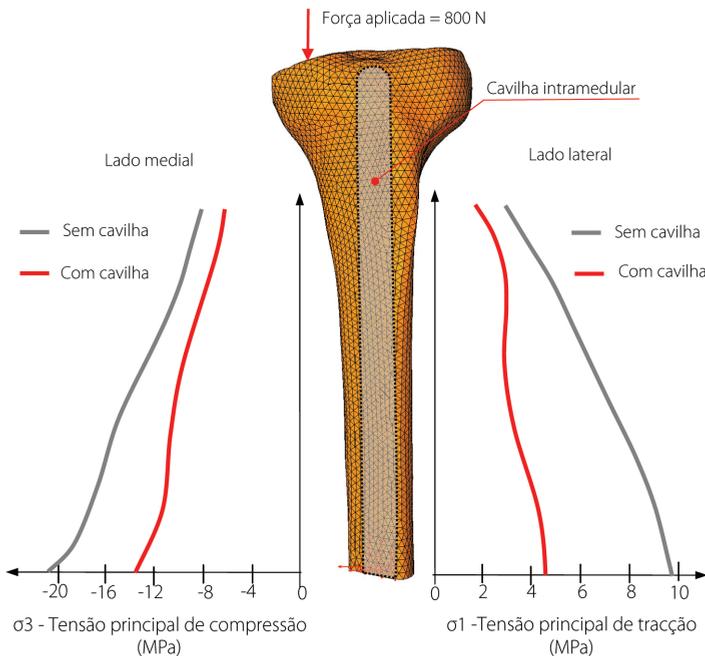


Figura 13.16 › Valores das tensões principais de compressão (lado medial) e tracção (lado lateral) na diáfise da tíbia com e sem cavilha intramedular.

metade da tensão limite de fadiga da liga de titânio do implante, indicando que nestas condições o risco de fractura por fadiga do implante é reduzido. Muitas vezes, a fractura de hastes femorais é associada ao descolamento (“loosening”) mecânico do implante do osso, no entanto, o facto de a haste estar solta não implica a ocorrência de fractura por fadiga devido à acção cíclica de tensões.

Se considerarmos que o osso sofre, com o tempo, uma perda da sua densidade por efeito de reabsorção óssea ligado ao efeito de “stress-shielding” ou mesmo por doença como a osteoporose, alteraremos as condições mecânicas da repartição de carga entre a haste femoral e o osso. Assim, supondo uma severa perda de densidade óssea, de aproximadamente 30% relativamente à situação analisada nos modelos de elementos

finitos da figura 13.19 (de 1,85 para 1,3 g/cm³), temos que o módulo de elasticidade do osso diminui de 14 para, aproximadamente, 4,6 GPa.

Esta diminuição da densidade no osso baixa a sua rigidez e altera a repartição de carga, com a consequente modificação dos níveis de tensão na haste.

Pretendemos, agora, avaliar os níveis de tensão na haste na condição de diminuição da densidade do osso. Para esta análise vamos recorrer às expressões da mecânica dos sólidos abordadas nos capítulos anteriores. Temos que, nas condições aplicadas ao modelo de elementos finitos analisado anteriormente, o momento flector gerado na secção distal (a 110 mm da cabeça femoral) do conjunto osso e haste é de aproximadamente 130 Nm. A haste possui, nesta zona, um diâmetro de

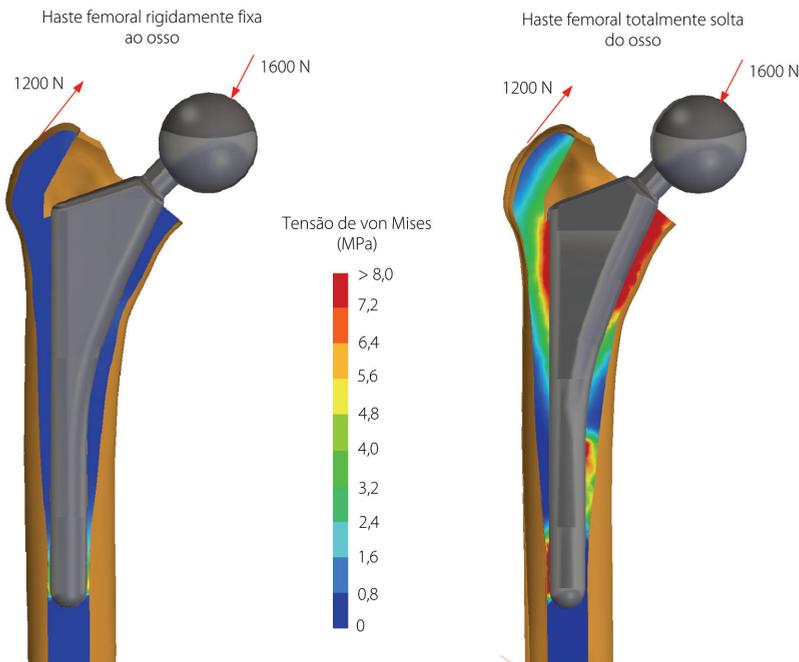


Figura 13.19 › Gradientes de tensão de von Mises no osso esponjoso, para uma haste femoral rigidamente fixa e completamente solta do osso.

geradas na interface com o osso, podem distorcer (deformar) o implante.

- De que modo a distribuição da carga no implante e a sua deformação podem influenciar a distribuição de carga no osso na interface com o implante? Um dos requerimentos mais importantes para qualquer substituição articular é que o implante desenvolva uma estável interface com o osso, sendo a forma como a carga é transmitida entre o implante e o osso crítica.

A distribuição de carga e, por sua vez, as tensões de contacto nas superfícies articulares dos

implantes de transferência de carga dependem quer da forma das superfícies em contacto, quer do módulo de elasticidade dos materiais em contacto. Para implantes esbeltos, com baixo módulo de elasticidade, ou implantes em que as superfícies de contacto têm grandes diferenças no módulo de elasticidade, a espessura do componente influencia a distribuição de carga na superfície de contacto. Para ilustrar os efeitos do módulo de elasticidade e espessura nas tensões de contacto, vamos comparar três diferentes sistemas na articulação do joelho. O caso analisado através do método dos elementos finitos é representativo da articulação do joelho onde apenas foram conside-

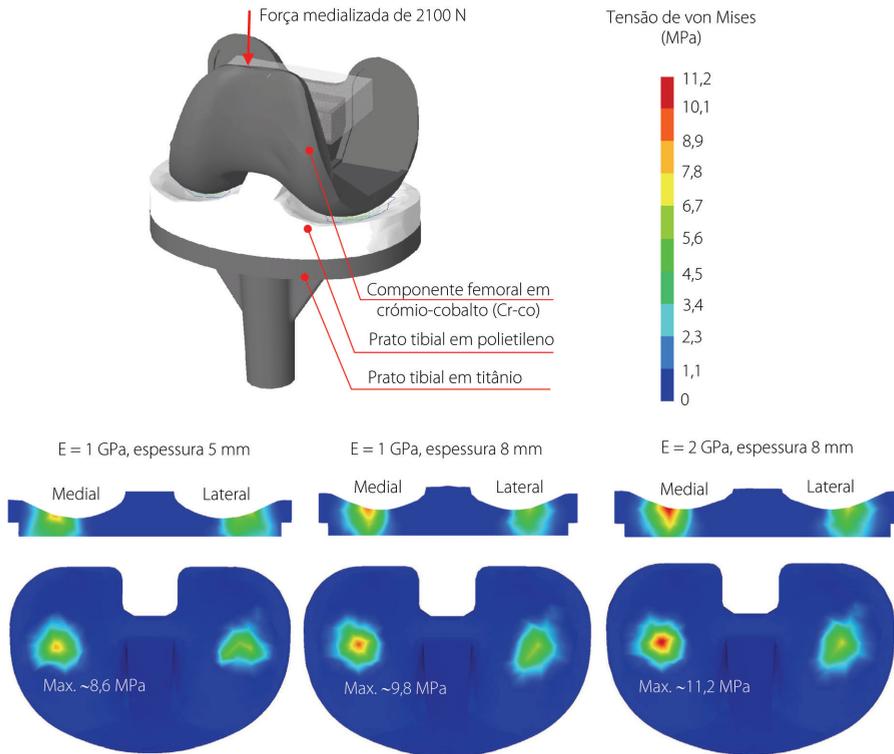


Figura 13.21 › Distribuição de tensão de von Mises no componente de polietileno do prato tibial, para espessuras e módulos de elasticidade diferentes.

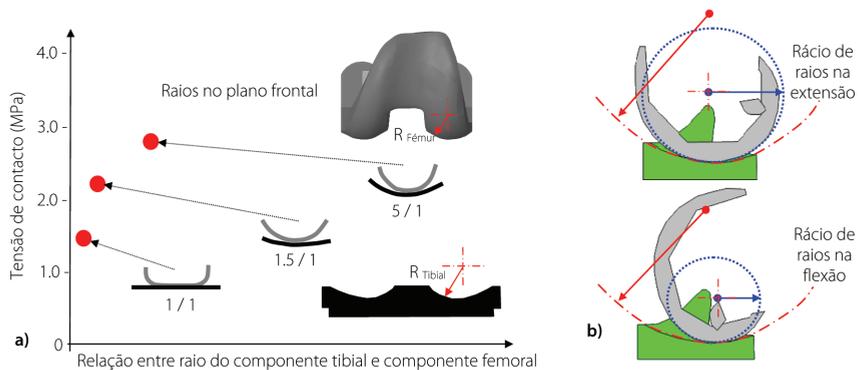


Figura 13.24 › a) Tensões de contacto no polietileno em função da relação de raios dos componentes tibial e femoral no plano frontal (adaptado de [And 1993]); b) Representação esquemática dos raios de contacto entre os componentes femoral e tibial, na extensão e na flexão do joelho (adaptado de [And 1993]).

o desgaste [Col 1991]. O prato tibial metálico foi introduzido para melhorar a distribuição das tensões no osso esponjoso da tíbia proximal. Com a introdução deste componente metálico foi necessário aumentar a espessura total do componente tibial de forma a acomodar a espessura necessária de polietileno. A múltipla natureza das causas para o dano no polietileno torna difícil concluir quais os mecanismos responsáveis pela sua degradação. Além disso, as diferentes naturezas dos tipos de esforços desenvolvidos no polietileno (compres-

são, tracção e corte) podem resultar em diferentes formas de dano. Deformação, picada, fissuração e abrasão são formas de dano do polietileno. Nestas condições são produzidas partículas microscópicas de polietileno, mas ainda sucede que as elevadas tensões desenvolvidas nas superfícies originam fracturas nas camadas inferiores, devido às elevadas tensões de corte que se desenvolvem no interior do polietileno, resultando na libertação de pedaços de grande dimensão de polietileno para a articulação (Figura 13.25). As partículas micros-

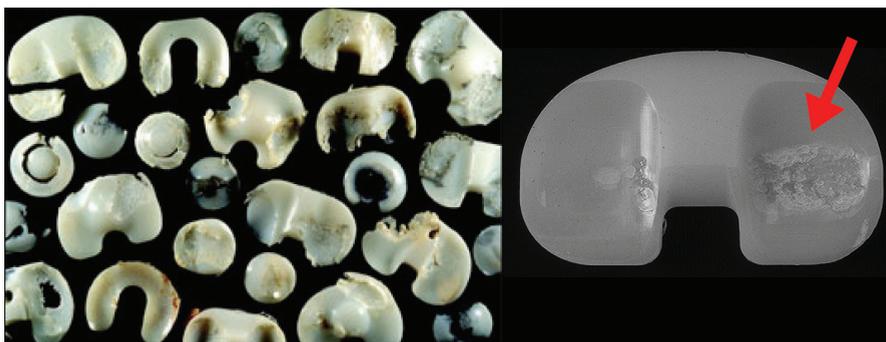


Figura 13.25 › Desgaste dos componentes de polietileno utilizados na substituição articular.

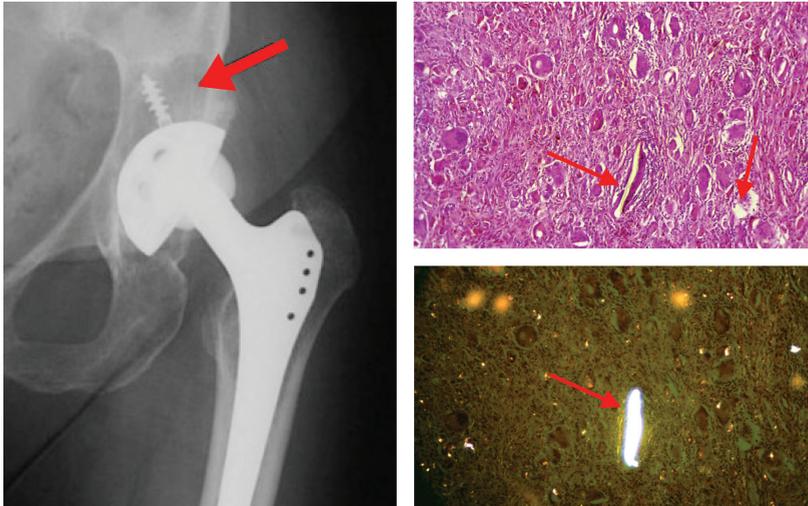


Figura 13.26 › Osteólise em torno do componente acetabular na anca, imagens micrográficas de tecido ósseo com partículas de polietileno.

cópicas livres da articulação (polietileno, cimento e metal) são absorvidas pelas células em torno da mesma, dando origem a uma resposta inflamatória na tentativa de eliminá-las. Esta resposta inflamatória pode originar perda óssea, num processo designado de osteólise (Figura 13.26) conduzindo a uma absorção e enfraquecimento do osso, podendo verificar-se “descolamento” do implante.

A deformação sofrida pelo implante por ação das cargas aplicadas às superfícies articulares influencia, de forma significativa, o mecanismo de transferência de carga entre o implante e o osso esponjoso que serve de suporte. Na maioria dos implantes, inicialmente e sem a aplicação de carga, as superfícies de contacto entre o implante e o osso esponjoso estão contíguas. Este princípio aplica-se às superfícies planas do prato tibial e osso esponjoso na tíbia proximal, assim como à superfície esférica externa do acetábulo no íliaco. Se a transferência de carga entre estas superfícies (implante e osso) deve ser uniforme,

então a geometria destas superfícies não se deve alterar significativamente com a aplicação da carga. Para se compreender a interação entre as cargas articulares, rigidez do implante e transferência de carga na interface implante-osso vamos analisar um exemplo do prato tibial cimentado na artroplastia do joelho. Neste exemplo vamos considerar uma carga de 2100 N aplicada apenas no côndilo medial (joelho varo). Quando a carga é aplicada ao componente tibial desenvolvem-se forças de contacto na interface implante-cimento e cimento-osso (Figura 13.27). A área de contacto entre o prato tibial (metálico) e o osso esponjoso, por intermédio do manto de cimento entre estes, é mais extensa do que a área de contacto nas superfícies articulares (Figura 13.23).

A força de contacto desenvolvida nas superfícies articulares (côndilo medial) gera um momento-flector no implante que tende a originar uma deformação côncava ascendente deste, fazendo com que a sua superfície já não se encontre

contígua ao manto de cimento (ou no caso de um implante não cimentado contíguo à superfície óssea). Dependendo do modo de fixação entre o implante e o osso, talvez não exista transferência de carga nas regiões onde a separação ocorre, como por exemplo, nos implantes cimentados sem sistema de encravamento do cimento no implante. Outros modos de fixação, como o de encravamento do cimento ósseo no prato tibial, ou através de superfícies porosas para osteointegração, podem permitir o desenvolvimento de forças de tracção nesta interface. Devido ao facto de os implantes serem relativamente finos, os padrões de transferência de carga são complexos, dependendo do rácio entre a espessura e a

largura do implante, assim como das condições da superfície de contacto. No exemplo aqui analisado, a tendência de deformação do prato tibial é tornar-se côncavo, levantando a extremidade oposta ao côndilo medial, onde a carga é aplicada, originando uma distribuição não uniforme da carga no osso esponjoso (Figura 13.27). Nesta análise, a interface entre o implante e o cimento ósseo foi considerada rigidamente ligada (cimento ósseo encravado no prato), conduzindo ao desenvolvimento de tensões de tracção no osso esponjoso na extremidade lateral do prato tibial, limitando, desta forma, a sua elevação (Figura 13.27).

Se considerarmos uma redução significativa na largura do prato tibial, isto é, aproximando-o

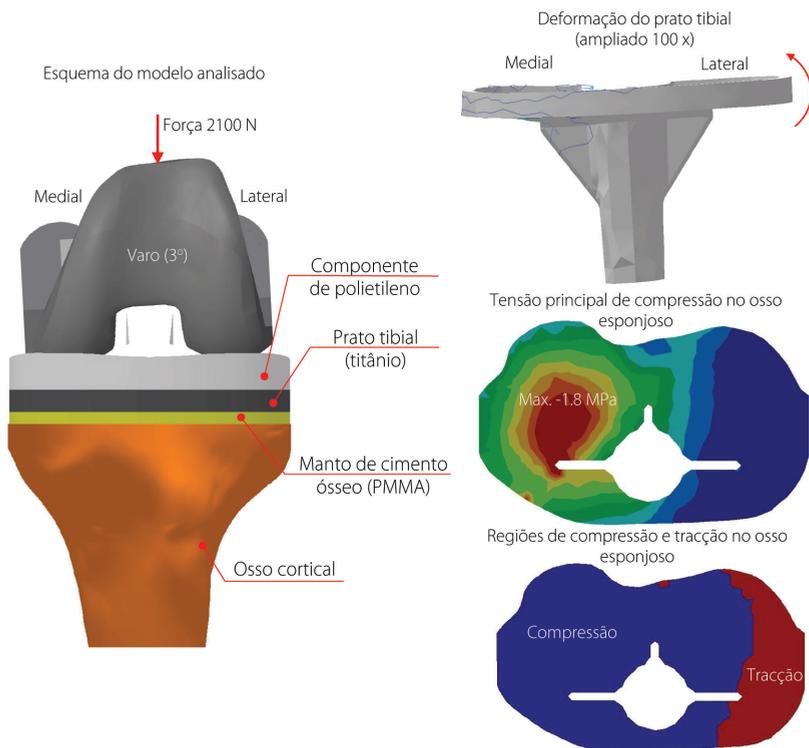


Figura 13.27 › Representação da deformação do prato tibial e tensões principais de compressão no osso esponjoso na tíbia proximal, para um prato tibial cimentado com encravamento do cimento no prato metálico.

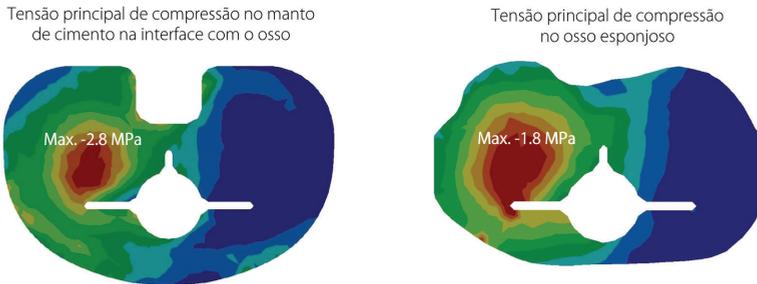


Figura 13.29 › Tensões principais de compressão no manto de cimento e no osso esponjoso na tíbia, com a utilização de um prato tibial em titânio, sob uma severa carga em varo.

espessura e uma distribuição uniforme deste na superfície do osso. Espessuras reduzidas no manto de cimento são um factor determinante para o aumento significativo da tensão no mesmo.

Se considerarmos que o prato tibial em titânio do exemplo anterior, é substituído por um prato tibial de geometria idêntica, mas agora em polietileno, vemos que a tensão principal de compressão máxima no osso aumentou cerca de três vezes relativamente à situação anterior, mas mesmo nestas condições esta não ultrapassa a tensão limite de fadiga do osso para as condições do modelo analisado (Figura 13.30). Já relativamente ao cimento ósseo, a hipotética configuração do prato tibial em

polietileno eleva a tensão principal de compressão do cimento para um valor muito próximo da sua tensão limite de fadiga (Figura 13.30). Nestas condições, certamente esta solução de material para o prato tibial colocaria em risco a longevidade da integridade do cimento ósseo e, logo, do apoio e estabilidade do implante.

O segundo modo de falha dos dispositivos de transferência de carga é a fractura por fadiga dos seus componentes. Os componentes acetabulares em polietileno são sensíveis a fracturas por fadiga em zonas de concentração de tensão. Os momentos flectores gerados no acetábulo, por acção das forças de contacto na superfície articular, originam

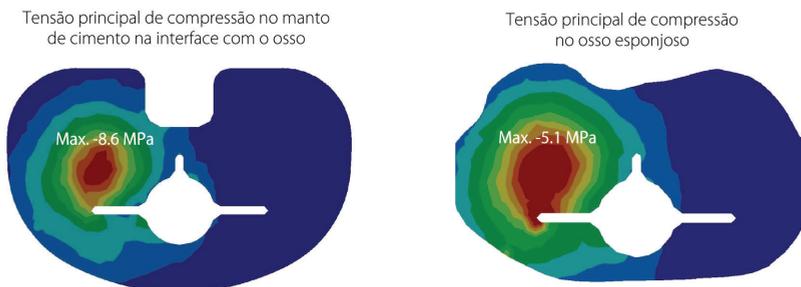


Figura 13.30 › Tensões principais de compressão no manto de cimento e no osso esponjoso na tíbia, com a utilização de um prato tibial em polietileno e uma severa carga em varo.

Biomecânica do joelho

15

15.1 › Introdução

A articulação do joelho é a maior do corpo e, estruturalmente, a mais complexa. É geralmente considerada como uma articulação em charneira, mas modificada, a qual permite uma grande variedade de movimentos que são complexos e envolvem rotação e deslizamento (planar) entre as superfícies articulares. O joelho transmite cargas, participa no movimento, auxilia na conservação do equilíbrio e promove a amplificação das forças

transmitidas à perna. É uma dupla articulação composta pelas articulações tíbio-femoral e patelo-femoral (Figura 15.1).

O joelho sustém forças e momentos bastante elevados, por se situar entre dois ossos de elevado comprimento (fémur e tíbia), tornando-se particularmente sujeito a lesões. Este facto torna necessária uma boa compreensão e análise das forças e movimentos a que o joelho está sujeito. Embora o movimento do joelho ocorra simultaneamente em três planos, o movimento num único plano

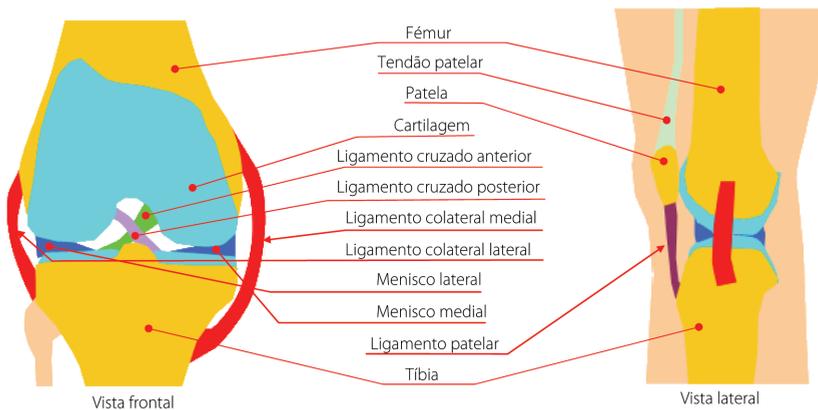


Figura 15.1 › Representação esquemática da articulação do joelho.

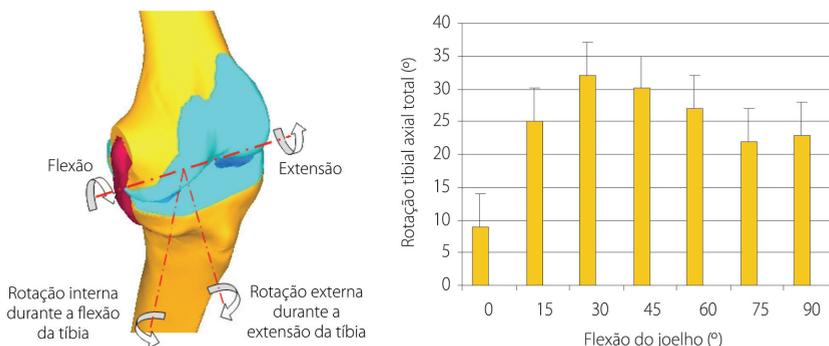


Figura 15.6 · Efeito de parafuso “screw-home” da tibia, com rotação interna-externa (adaptado de [Mat 2000, Hel 1974].

em contacto com a zona posterior dos cõndilos tibiais (Figura 15.5). Se o joelho está estendido, os cõndilos femorais rodam sobre os cõndilos tibiais e sobre o menisco, num movimento semelhante a um balancé. Também existe um movimento de escorregamento do fémur para a zona posterior. O rácio exacto de rotação em escorregamento difere entre indivíduos e não permanece constante ao longo de toda a amplitude de flexão. Estima-se uma relação de um para dois no início da flexão, que aumenta até uma relação de um para quatro no final da mesma.

O mau funcionamento da articulação tíbio-femoral pode, igualmente, interferir no mecanismo de parafuso “screw-home”, que resulta do movimento de rotação externa da tibia durante o seu movimento de extensão (Figura 15.6), originando uma impossibilidade de rotação da tibia com o joelho em extensão completa. O movimento tíbio-femoral não é uma simples charneira, nem uma espiral, mas concretamente helicoidal. Este movimento espiral da tibia, em torno do fémur, durante a flexão e a extensão resulta da configuração anatómica do cõndilo femoral medial. Num joelho normal, este cõndilo

é aproximadamente 17 mm mais longo do que o cõndilo lateral. Este facto implica que os cursos nos dois cõndilos sejam diferentes, obrigando à rotação externa da tibia, durante o movimento de flexão para extensão. No caso do movimento de extensão para flexão verifica-se o contrário. O mecanismo de parafuso “screw-home” oferece uma estabilidade superior, em qualquer posição, quando comparado com uma articulação que se resume a uma simples charneira. Matsumoto et al [Mat 2000] investigaram o eixo de rotação da tibia e a sua alteração com o movimento de flexão em 24 joelhos cadáveres.

A intensidade e a localização do eixo longitudinal de rotação da tibia, foram medidas com um incremento de 15° entre 0 e 90° de flexão (Figura 15.6 e 15.7), verificando-se que a rotação da tibia aumenta rapidamente com a flexão do joelho, situando-se o máximo a cerca de 30° de flexão e decrescendo para além de 30° de flexão. Relativamente ao centro de rotação deste osso, é possível verificar que à medida que a flexão aumenta, este se desloca da zona anterior da articulação para a zona posterior, sendo o máximo de deslocamento do eixo atingido em

16.5 › Exercício 4

A tensão limite de fadiga no osso cortical da diáfise da tíbia (a 150 mm da extremidade distal) é de, aproximadamente, 34 MPa. Verifique se existe risco da sua fractura quando, numa prova de resistência de trial, o ciclista tem de desenvolver frequentemente um momento na roda pedaleira “M_rodá” de 50 Nm.

Considere as posições da tíbia e pedaleira apresentadas na figura 16.4, bem como que a única força que a tíbia exerce sobre o pé e pedal é a “F_tíbia” assinalada. O módulo de elasticidade do osso cortical é de 14 GPa e, para simplificação dos cálculos, considere como secção da tíbia a representada na figura, tendo em consideração a posição do eixo neutro à flexão observada.

Tenha em conta as cargas de flexão e axiais na secção da tíbia em análise.

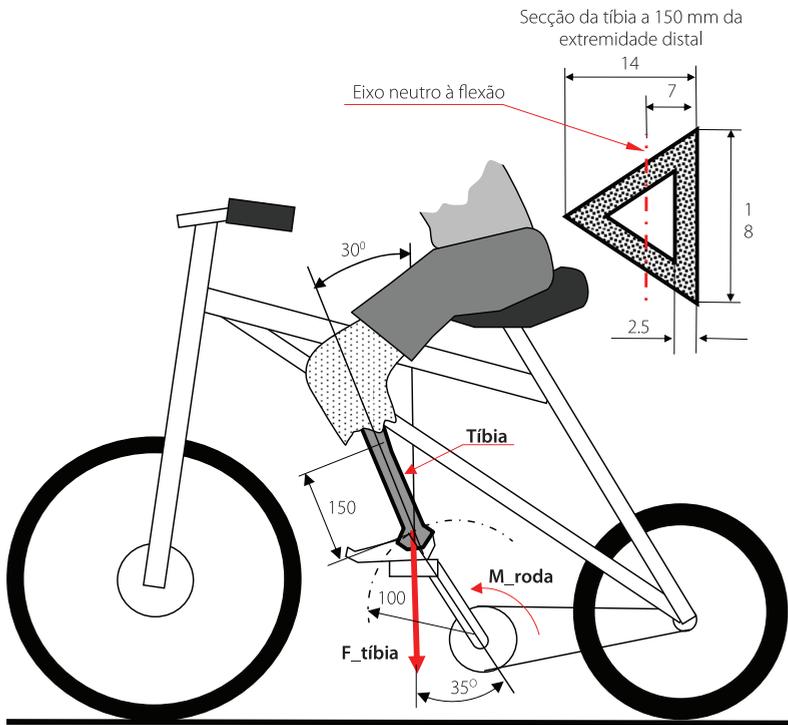


Figura 16.4 › Representação esquemática da posição em análise (dimensões em mm).

16.13 › Exercício 12

Cinco anos após o lançamento de uma nova prótese do cotovelo constrangida, começaram a surgir relatos clínicos de perda de densidade óssea no lado anterior da ulna, na zona da extremidade da haste ulnar (secção A-A da figura 16.12). Alguns casos clínicos ocorreram em pacientes com actividades repetitivas de levantamento de cargas com a mão, superiores a 100 N. Assim, pretende-se avaliar os níveis de deformação no osso, na secção onde ocorreu a diminuição localizada de densidade, antes e após a introdução do implante, e verificar se existem motivos suficientemente fortes para que esta perda de densidade ocorra devido à presença do implante. Após consulta das tabelas antropométricas, determinaram-se as posições dos centros de massa dos segmentos antebraço e mão, assim como as respectivas massas (capítulo 2), para um indivíduo com 1,75 m de altura e 80 kg de massa. Realizou-se um esquema representativo do membro superior com o antebraço na posição horizontal (posição analisada), onde é assinalada a distância entre a secção A-A (e onde ocorre a perda de densidade) e a extremidade proximal do antebraço, assim como a posição de inserção do músculo bíceps braquial (assumindo que apenas este músculo está activo no movimento de flexão do antebraço). O implante é em titânio, com um módulo de elasticidade de 110 GPa e está rigidamente fixo ao osso, com um módulo de elasticidade de 17 GPa, através de cimento ósseo, com um módulo de elasticidade de 2,2 GPa. A geometria foi simplificada na secção A-A, estando as dimensões da secção do implante, cimento ósseo e osso representadas na figura 16.12.

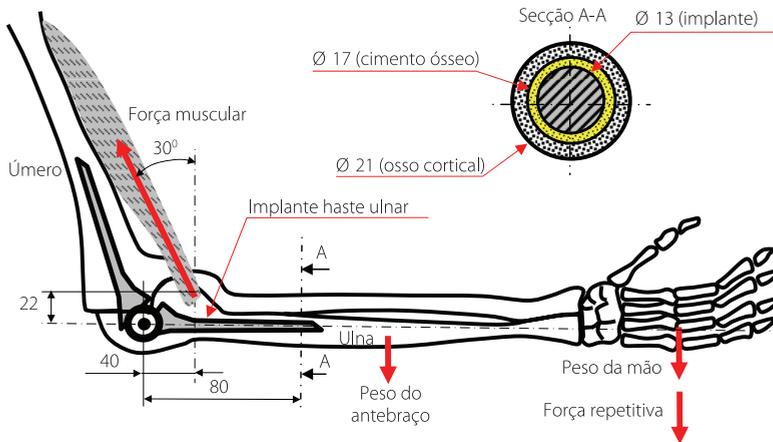


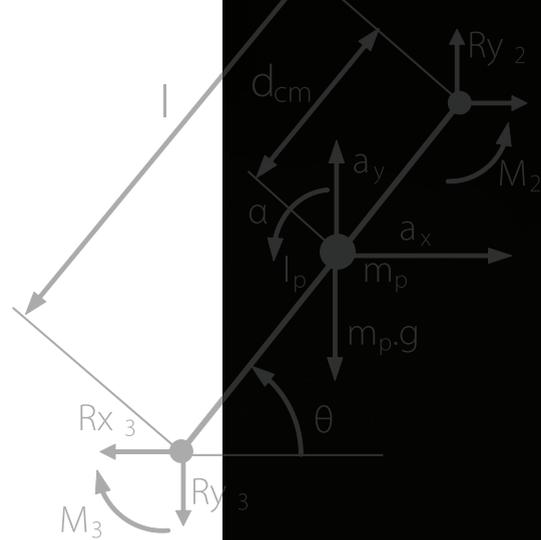
Figura 16.12 › Representação esquemática do antebraço e mão (dimensões em mm).

Fundamentos de Biomecânica

MÚSCULO-ESQUELÉTICA E ORTOPÉDICA

2.^a EDIÇÃO

António Completo
Fernando Fonseca



Sobre a obra

O propósito deste livro é familiarizar os leitores com o relacionamento entre as forças e os movimentos do sistema músculo-esquelético e as várias técnicas utilizadas para a compreensão deste relacionamento, aplicando os princípios da engenharia, que deverão prover o leitor das competências necessárias para determinar os factores biomecânicos, que podem influenciar as diversas formas de tratamento e reconstrução, com especial enfoque nas áreas da ortopedia e da traumatologia.

Sobre os autores

António Completo

Professor Auxiliar com Agregação da Universidade de Aveiro, lecionando nas áreas da Biomecânica, Projeto Mecânico, Desenho Técnico e Comando Numérico Computorizado. É, também, Investigador no Centro de Tecnologia Mecânica e Automação (TEMA) da Universidade de Aveiro, tendo coordenado como Investigador Responsável vários projetos de investigação e de cooperação empresarial. É autor e coautor de diversos artigos científicos na área da biomecânica ortopédica.

Fernando Fonseca

Licenciado em Medicina. Exercício profissional no Serviço de Ortopedia dos Hospitais da Universidade de Coimbra, atualmente Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra. Diretor Serviço de Ortopedia desde 2011. Professor Universitário (FMU, UBI, UA). Membro titular da SPOT. Presidente da SPOT (2017-2018). Sócio correspondente de diversas sociedades científicas internacionais (SBOT, AAOT, SAOT, SLAOT).

Apoio à Edição


SKYMEDICAL
stryker



medicabook