

CAPÍTULO 2

BIOMECÂNICA

APLICAÇÕES DA MECÂNICA CLÁSSICA NO CORPO HUMANO:

Forças, Equilíbrio e Leis de Newton.

2.1 Vetores

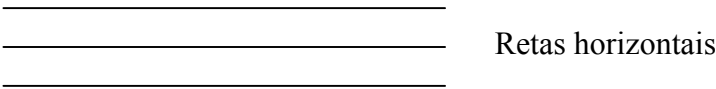
Algumas grandezas físicas exigem, para a sua perfeita caracterização, apenas um valor numérico acompanhado de uma unidade (u). Essas grandezas são denominadas **grandezas escalares**. Assim, grandezas físicas, como massa, comprimento, tempo, temperatura, densidade e muitas outras, são classificadas como grandezas escalares.

Por outro lado, existem grandezas físicas que, para a sua perfeita caracterização, exigem, além do valor numérico acompanhado da unidade, *uma direção e sentido*. Tais grandezas recebem o nome de **grandezas vetoriais**. Como exemplo de grandezas vetoriais podemos citar: força, impulso, quantidade de movimento, velocidade, aceleração e muitas outras.

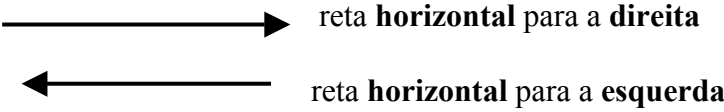
2.1.1 Vetores

As grandezas vetoriais são representadas por um ente matemático denominado **vetor**. Um vetor reúne, em si, o **módulo**, representando o valor numérico ou intensidade da grandeza, e a **direção e sentido**, representando a orientação da grandeza.

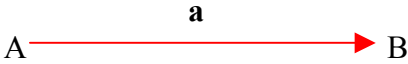
É importante salientarmos as diferenças entre direção e sentido: um conjunto de retas paralelas têm a mesma direção



e a cada direção, podemos associar uma orientação ou sentido



A figura abaixo representa uma grandeza vetorial qualquer: um segmento de reta orientado (direção e sentido) com uma determinada medida (módulo).



vetor **a** {  
módulo: representado pelo comprimento do segmento AB  
direção: reta determinada pelos pontos A e B  
sentido: de A para B (orientação da reta AB).

Para indicar um vetor, podemos usar qualquer uma das formas indicadas abaixo

$\mathbf{a}$

ou

$\overrightarrow{AB}$

$a$

A

$\xrightarrow{\hspace{2cm}}$

B

origem

extremidade

Para indicarmos o *módulo* de um vetor, podemos usar qualquer uma das seguintes notações:

$a$  ou  $|a|$

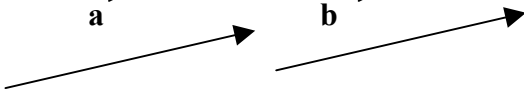
assim,  $\overrightarrow{a}$  indica o vetor  $\overrightarrow{a}$  e  $a$  indica o módulo do vetor  $\overrightarrow{a}$ .

2. 1. 2 Vetores Iguais e Vetores Opostos

Dois vetores são iguais quando possuem o mesmo *módulo*, a *mesma direção* e o *mesmo sentido*.

$\overrightarrow{a}$

$\overrightarrow{b}$

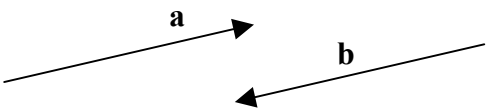


$\overrightarrow{a} = \overrightarrow{b} \left\{ \begin{array}{l} a = b \text{ (módulos iguais)} \\ \overrightarrow{a} \text{ e } \overrightarrow{b} \text{ são paralelos (mesma direção)} \\ \overrightarrow{a} \text{ e } \overrightarrow{b} \text{ possuem o mesmo sentido} \end{array} \right.$

Dois vetores são *opostos* quando possuem o mesmo módulo, a mesma direção e sentidos contrários

$\overrightarrow{a}$

$\overrightarrow{b}$



$\overrightarrow{a} = -\overrightarrow{b} \left\{ \begin{array}{l} a = b \text{ (módulos iguais)} \\ \overrightarrow{a} \text{ e } \overrightarrow{b} \text{ são paralelos (mesma direção)} \\ \overrightarrow{a} \text{ e } \overrightarrow{b} \text{ possuem sentidos contrários} \end{array} \right.$

2. 1. 3. Representação de Grandezas Vetoriais

Na prática, a representação de grandezas vetoriais é feita por meio de vetores desenhados em escala, Assim, para representarmos vetorialmente a velocidade de uma partícula que se desloca horizontalmente para a direita a 80 km/h, utilizamos um segmento de reta por exemplo, com 4- cm de comprimento, onde cada centímetro corresponde a 20 km/h.

$\overrightarrow{v}$

$\xrightarrow{\hspace{2cm}}$

escala 1,0 cm: 20 km/h

2.1. 4 Adição de Vetores

Para a adição de vetores, vamos, inicialmente, definir vetor resultante:

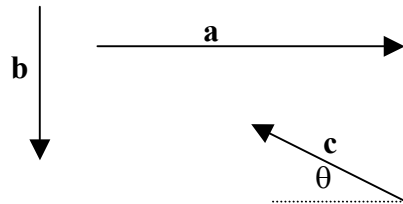
“**Vetor resultante** ou **vetor soma**, de dois ou mais vetores, é o vetor único que produz o mesmo efeito que os vetores somados”.

Para a determinação do vetor resultante, ou seja, para efetuarmos a adição vetorial de dois ou mais vetores, podemos utilizar três métodos, denominados:

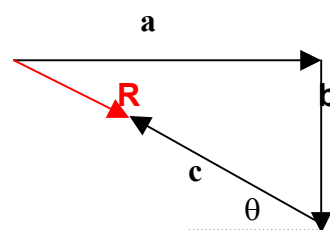
- a) regra do polígono
- b) regra do paralelogramo
- c) regra das componentes vetoriais

### A - Regra do Polígono

Para efetuarmos a adição de vetores pela regra do polígono, escolhemos, arbitrariamente, um dos vetores como ponto de partida e traçamos os vetores seguintes, colocando a origem do 2º vetor coincidindo com a extremidade do 1º e assim sucessivamente, até traçarmos todos os vetores. O vetor soma (**S**) ou resultante (**R**) é determinado pela origem do 1º vetor e pela extremidade do último vetor traçado. As figuras abaixo representam a adição dos vetores **a**, **b**, **c** dados



O vetor resultante



Na determinação do vetor resultante **R** acima, iniciamos a adição vetorial pelo vetor **a**, em seguida traçamos o vetor **b**, e finalmente, o vetor **c**. O vetor **R** foi determinado pela origem do vetor **a** e pela extremidade do vetor **c**. As figuras a seguir nos mostram que, qualquer que seja a ordem adotada: **a + b + c**; **b + c + a** ou **a + c + b**; o vetor resultante será o mesmo.



Para as três figuras acima, temos:

$$\mathbf{R} = \mathbf{a} + \mathbf{b} + \mathbf{c}$$

### Exemplo 1

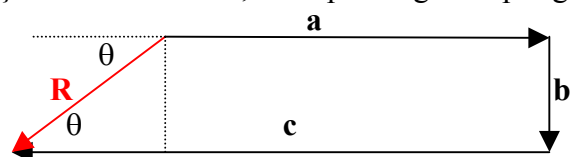
Dados três vetores **a**, **b** e **c**, sendo:

**a** = 40 u, horizontal para a direita  
**b** = 30 u, vertical para baixo e,  
**c** = 80 u, horizontal para a esquerda.

Determine o vetor resultante:

### Resolução

Traçamos os vetores **a**, **b** e **c** pela regra do polígono



Para determinarmos o módulo do vetor **R** e o ângulo  $\theta$ , aplicamos:

$$R^2 = 40^2 + 30^2$$

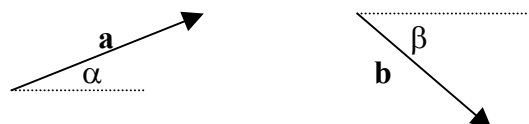
$$R = 50 \text{ u}$$

$$\text{tg } \theta = (30/40) \Rightarrow \theta = \text{arc tg } (3/4) = 37^\circ$$

Portanto, o vetor resultante possui módulo de 50 u e se encontra no 3º quadrante a  $37^\circ$  com a horizontal.

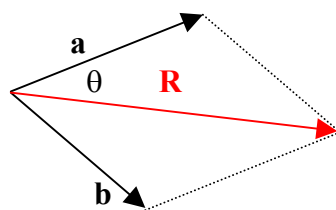
### B - Regra do Paralelogramo

Esta regra é utilizada para a adição de dois vetores. Assim, dados dois vetores **a** e **b**, em módulo, direção e sentido, conforme a figura abaixo:



a determinação do vetor soma ou resultante é obtida do seguinte modo:

- traçamos os vetores **a** e **b** com as origens coincidindo no mesmo ponto;
- pela extremidade do vetor **a**, traçamos no segmento pontilhado paralelo ao vetor **b** pela extremidade do vetor **b**, um segmento pontilhado paralelo ao vetor **a**;
- vetor resultante tem origem coincidente com as origens dos vetores **a** e **b** e extremidade no ponto de cruzamento dos segmentos pontilhados.



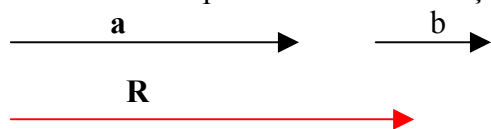
O módulo do vetor **R** é dado por:

$$R^2 = a^2 + b^2 + 2 \cdot a \cdot b \cdot \cos \theta$$

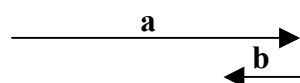
sendo  $\theta$  o ângulo entre os vetores **a** e **b**

### Casos Particulares

1º) Os vetores **a** e **b** possuem mesma direção e sentido ( $\theta = 0^\circ$ )

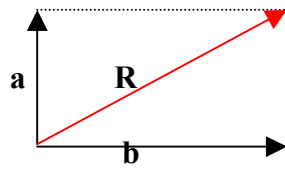


2º) Os vetores **a** e **b** possuem mesma direção e sentidos contrários ( $\theta = 180^\circ$ )





3º) Os vetores **a** e **b** são perpendiculares entre si ( $\theta = 90^\circ$ )



$$R^2 = a^2 + b^2$$

O valor máximo para a adição de dois vetores é obtido quando os dois vetores possuem a mesma direção e sentido,

$$R_{\text{máx}} = a + b$$

E o valor mínimo, quando os dois vetores possuem a mesma direção e sentidos contrários,

$$R_{\text{min}} = a - b$$

Portanto, na adição de dois vetores, o módulo do vetor resultante está sempre compreendido no intervalo  $(a - b)$  e  $(a + b)$ :

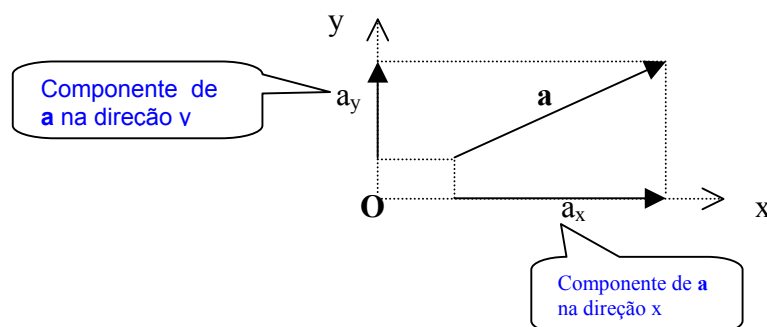
$$a - b \leq R \leq a + b$$

### C - Regra das Componentes Vetoriais

Inicialmente, analisemos as componentes retangulares de um vetor:

*"Todo vector **a**, em um plano, pode ser representado por dois outros vetores, chamados componentes retangulares."*

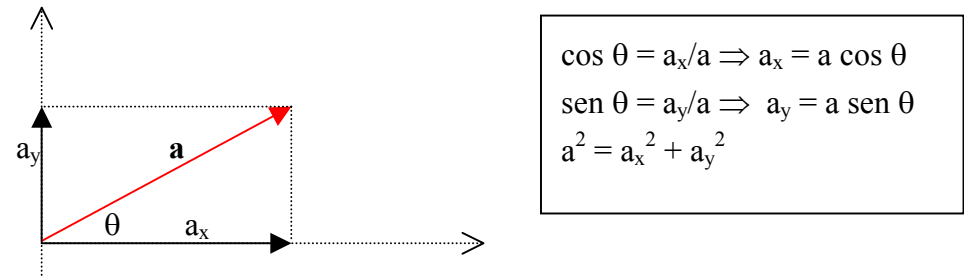
Dado um vetor **a** e duas direções de referência OX e OY, determinamos as componentes retangulares do vetor **a** através das projeções perpendiculares da origem O e da extremidade do vetor nas direções dadas, conforme figura a seguir:



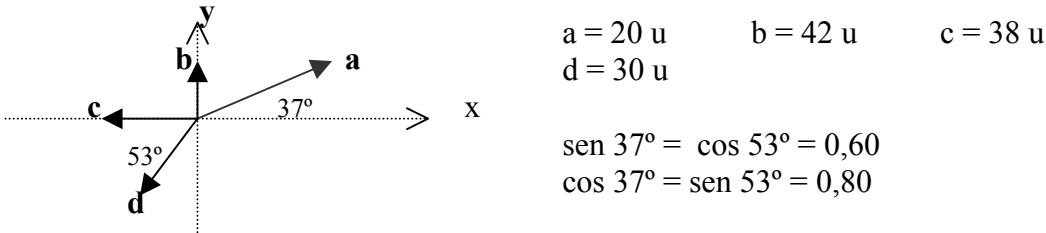
O vetor **a** pode ser representado pelas suas componentes retangulares  $a_x$  e  $a_y$  sendo válida a relação

$$\mathbf{a} = \mathbf{a}_x + \mathbf{a}_y$$

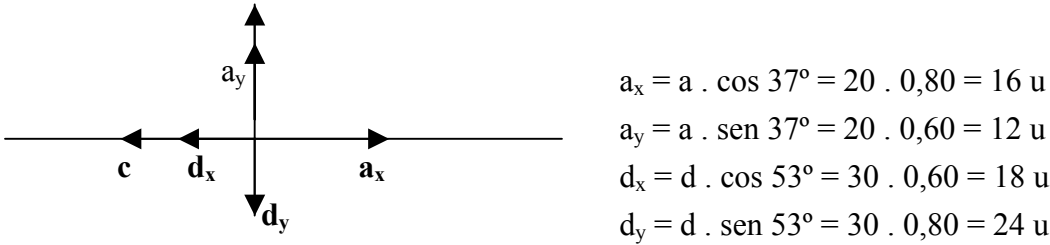
Para determinarmos os módulos das componentes  $a_x$  e  $a_y$  devemos usar as relações trigonométricas no triângulo retângulo.



Podemos, agora, efetuar a adição de vetores utilizando o método das componentes vetoriais. Como exemplo, consideremos os vetores dados abaixo.



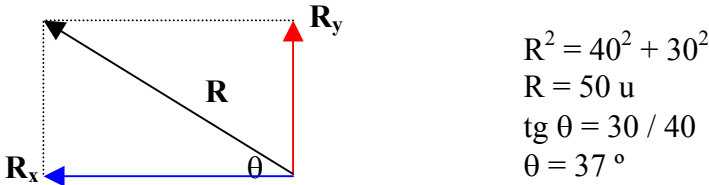
Inicialmente, determinamos as componentes retangulares dos quatro vetores dados



As resultantes  $R_x$  e  $R_y$  valem

$R_x = c + d_x - a_x = 38 + 18 - 1 \Rightarrow R_x = 40 \text{ u}$  hor. P/ esquerda  
 $R_y = b + a_y - d_y = 42 + 12 - 24 \Rightarrow R_y = 30 \text{ u}$  vert. P/ cima

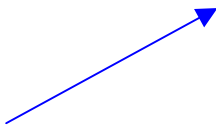
O vetor resultante é dado por



O vetor resultante vale 50 u e está inclinado a 37° com a horizontal, no 3º quadrante

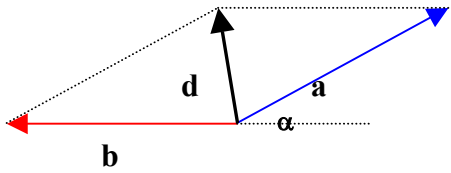
2.1. 5. Subtração de vetores

Dados dois vetores **a** e **b**, a operação  $d = a - b$  (**d** é o vetor diferença entre **a** e **b**) é realizada através da adição do vetor **a** com o vetor oposto a **b**:





Para a adição do vetor **a** com o vetor **−b**, usamos a regra do paralelogramo. A figura abaixo representa o vetor diferença **d** dos vetores **a** e **b** dados:



Em módulo temos

$d^2 = a^2 + b^2 + 2 a b \cos \theta$

$\theta = 180^\circ - \alpha$

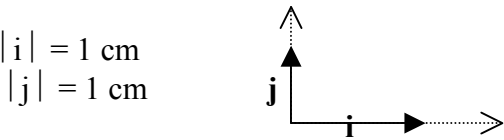
2.1. 6. Multiplicação de um vetor por um escalar

Quando multiplicamos um vetor **a** por um escalar **n**, obtemos um vetor **p** com as seguintes características:

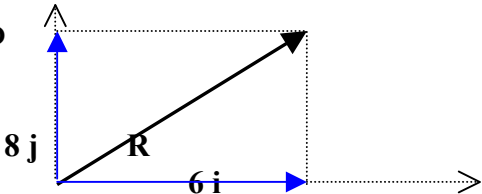
$$\mathbf{p} \begin{cases} \text{módulo: } p = n \cdot a \\ \text{direção: a mesma de } a \\ \text{sentido: o mesmo de } a \text{ se } n > 0 \text{ e o contrário de } a \text{ se } n < 0 \end{cases}$$

Exemplo 2

Dados os vetores unitários **i** e **j**, conforme a figura abaixo, determinar o vetor **R**, sendo **R** = 6 . **i** + 8 . **j**



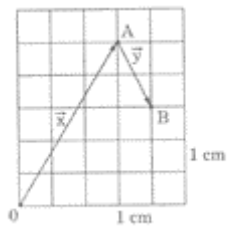
Resolução



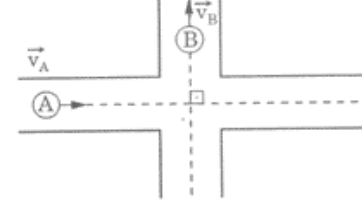
O vetor **R** possui um módulo igual a 10 cm e encontra-se a 53° com a horizontal, no 1º quadrante.

EXERCÍCIOS

01. Um navio desloca 30 km para o leste e, em seguida, 40 km para o sul. Determine a distância a que o navio se encontra do ponto de partida
02. Um automóvel desloca 40 km para o sul, em seguida, 40 km para oeste e, finalmente, 10 km para o norte. Determine a menor distância que ele deve percorrer para voltar ao ponto de partida.
03. Na figura abaixo, os vetores **x** e **y** representam dois deslocamentos sucessivos de um corpo. A escala, na figura, é de 1 : 1. Qual o módulo do vetor **x + y**?

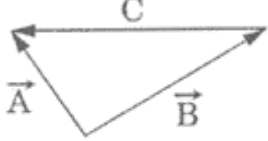


04. Dois corpos A e B se deslocam segundo direções perpendiculares, com velocidades constantes, conforme ilustrado na figura abaixo



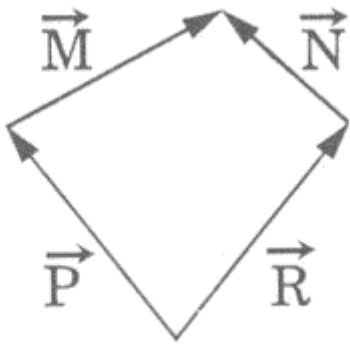
As velocidades dos corpos medidas por um observador fixo têm intensidades iguais a 5,0 m/s e 12 m/s. Determine  $v = v_A + v_B$ .

05. A figura mostra três vetores **A**, **B** e **C**. De acordo com a figura podemos afirmar que:



- |                    |                |
|--------------------|----------------|
| a. $A + B + C = 0$ | d. $A + B = C$ |
| b. $A = B - C$     | e. $A = B + C$ |
| c. $B - A = C$     |                |

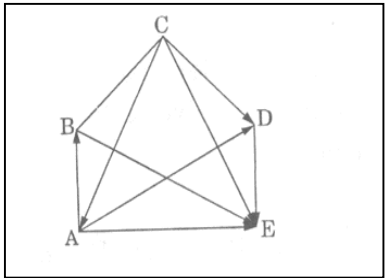
06. Qual a relação entre os vetores **M**, **N**, **P** e **R** representados na figura?



- |                        |                    |
|------------------------|--------------------|
| a. $M + N + P + R = 0$ | d. $P - R = M - N$ |
| b. $P + M = R + N$     | e. $P + R + N = M$ |
| c. $P + R = M + N$     |                    |

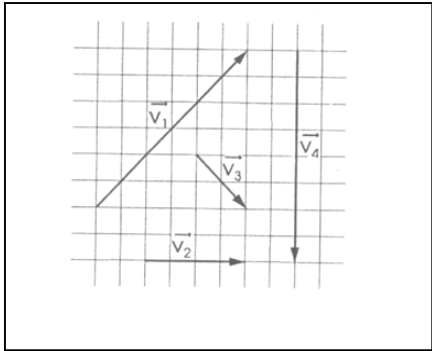


07. O vetor resultante da soma de **AB**, **BE** e **CA** é:



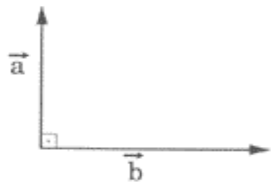
- |              |              |              |              |              |
|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
| a. <b>AE</b> | b. <b>AD</b> | c. <b>CD</b> | d. <b>CE</b> | e. <b>BC</b> |
|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|

08. No esquema estão representados os vetores **v<sub>1</sub>**, **v<sub>2</sub>**, **v<sub>3</sub>** e **v<sub>4</sub>**. A relação vetorial correta entre esses vetores é:

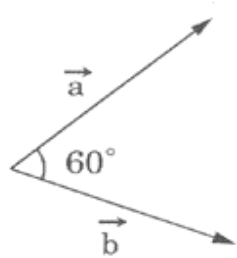


- |  |
|--|
| a. <b><math>v_1 + v_4 = v_2 + v_3</math></b>     |
| b. <b><math>v_1 + v_2 + v_3 + v_4 = 0</math></b> |
| c. <b><math>v_1 + v_3 + v_4 = v_2</math></b>     |
| d. <b><math>v_1 + v_4 = v_2</math></b>           |
| e. <b><math>v_1 + v_3 = v_4</math></b>           |

09. Calcule o módulo do vetor soma **s = a + b** nos seguintes casos:



- |           |
|-----------|
| a = 12 cm |
| b = 10 cm |



- |           |
|-----------|
| a = 20 cm |
| b = 16 cm |

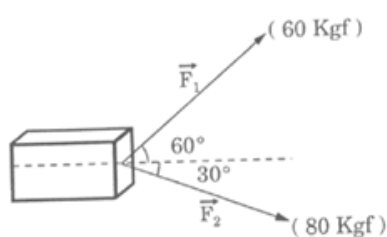
10. O módulo da resultante de duas forças de módulos 6 kgf e 8 kgf que formam entre si um ângulo de 90°, vale:

- a. 2 kgf      b. 10 kgf      c. 14 kgf      d. 28 kgf      e. 100 kgf

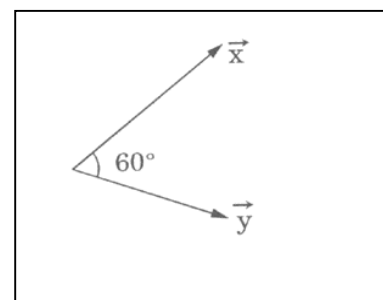
11. Dados dois vetores quaisquer, de módulos iguais, determine o vetor soma correspondente aos vetores dados nos seguintes casos:

- a. o ângulo entre eles é 90°      b. O ângulo entre eles é 120°      c. O ângulo entre eles é 0°

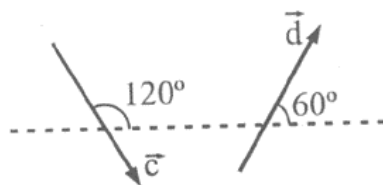
12. Um vetor **A** possui módulo de 2 cm e encontra-se a  $60^\circ$  acima do eixo dos x, no 1º quadrante. Um outro vetor **B**, possui módulo também de 2 cm, mas encontra-se a  $60^\circ$  abaixo dos x, no 4º quadrante. Determine, através da regra do paralelogramo, o vetor  $\mathbf{s} = \mathbf{A} + \mathbf{B}$ .
13. Dois homens puxam um caixote, exercendo sobre ele as forças  $\mathbf{F}_1$  e  $\mathbf{F}_2$ , cujas intensidades, direções e sentidos estão indicados na figura abaixo. Determine a resultante  $\mathbf{R} = \mathbf{F}_1 + \mathbf{F}_2$ .



14. Dados os vetores **x** e **y** ao lado, determine o módulo do vetor  $\mathbf{z} = \mathbf{x} + \mathbf{y}$



15. Determine a soma dos vetores **c** e **d**, conforme a figura abaixo, considerando que **c** e **d** possuem o mesmo módulo.

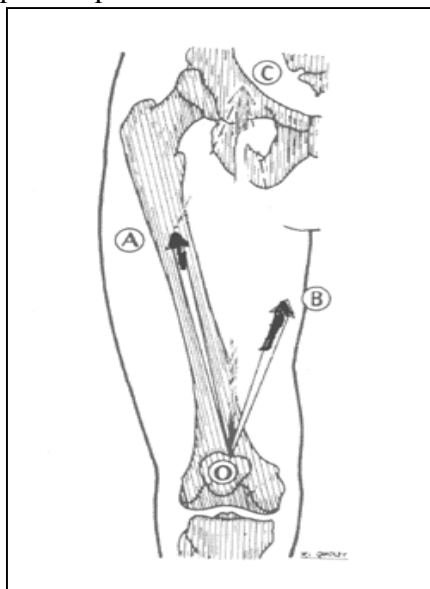


16. Num corpo estão aplicadas apenas duas forças de intensidades 12 N e 8,0 N. Uma possível intensidade da resultante será:

a. 22 N      b. 3,0 N      c. 10 N      d. Zero      e. 21 N

17. Dois homens puxam horizontalmente um poste por meio de cordas, sendo o ângulo entre elas igual a  $45^\circ$ . Se um dos homens exerce uma força de 75 kgf e o outro, uma força de 50 kgf, determine a *intensidade* da força resultante.

18. Suponha que dois músculos com uma inserção comum mas diferentes ângulos de tração se

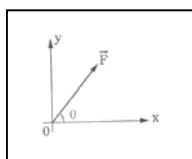


contraíam simultaneamente como mostra a figura abaixo. O ponto O representa a inserção comum dos músculos vastos lateral e medial, do quadríceps da coxa, na patela.

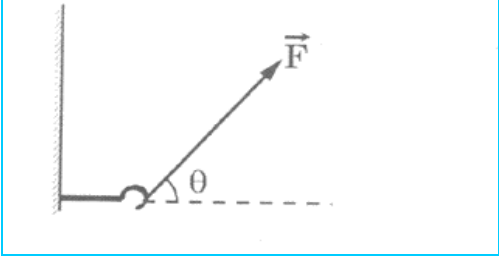
OA - é o vetor que descreve a tração do vasto lateral  
OB - é o vetor que descreve a tração do vasto medial  
Usando a *regra do paralelogramo* encontre o vetor

19. Considere dois vetores de módulos iguais a 10 u.
- Qual o intervalo de variação possível para o vetor soma?
  - Qual o módulo do vetor soma quando os vetores forem perpendiculares?
  - Qual o ângulo entre os vetores para que o vetor soma tenha módulo igual a 20 u?

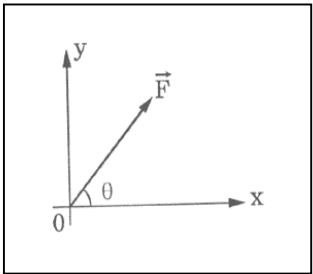
20. Determine as componentes da força **F**, indicada na figura, nas direções Ox e Oy.



21. Um gancho é puxado pela força **F** conforme a figura.



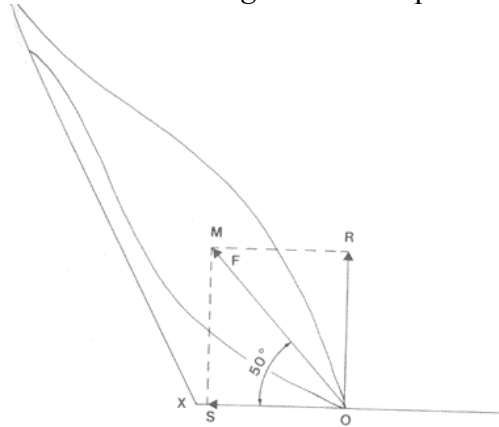
- A componente de **F** na direção do eixo x, vale:
- a. 30 N      b. 37,5 N      c. 40 N      d. 48 N
- e. 50 N



22. As componentes da força **F**, mostradas na figura abaixo, valem 32 N e 24 N, respectivamente nos eixos x e y. Determine o módulo de **F** e o ângulo  $\theta$ .

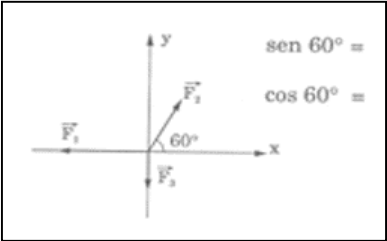
23. O vetor representativo de uma certa grandeza física possui a intensidade de 2 u. As componentes ortogonais desse vetor medem  $3^{1/2}$  u e 1 u. Qual o *ângulo* que o vetor forma com a sua componente de maior intensidade?

24. O *cinesiologista* está freqüentemente interessado na resolução de forças musculares

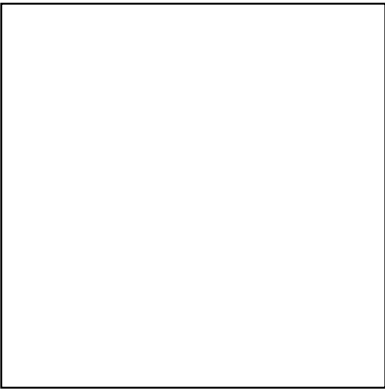


Suponha, por exemplo, o músculo bíceps tracionado com uma força de 100 kgf num ângulo de 50° para o eixo longitudinal do rádio no qual ele se insere. Encontre as componentes **OS** (estabilizador que tende a tracioná-lo coesamente para seu encaixe em X) e **OR** (rotatório que tende a girá-lo em torno do fulcro X)<sup>1</sup>.

25. Os módulos das forças representadas na figura são  $F_1 = 30$  N,  $F_2 = 20$  N e  $F_3 = 10$  N.

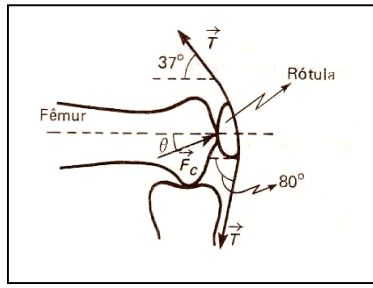


26. A fim de forçar um dos dentes incisivos para alinhamento com os outros dentes da arcada, um elástico foi amarrado a dois molares, um de cada lado, passando pelo dente incisivo, como mostra a



da força resultante.

Figura. Se a tensão no elástico for 12 N, quais serão a intensidade e a direção da força aplicada ao dente incisivo?



27. A Figura ao lado esquematiza o joelho. A tensão  $T$  é exercida pelo tendão quadríceps quando passa pela rótula. Supondo que  $T$  seja 160 N, determine a força de contato  $F_C$  exercida pelo fêmur sobre a rótula.

## 2.2 – AS TRÊS LEIS DE NEWTON

MECANICA é o ramo da Física que estuda o movimento dos corpos do Universo, ou seja, como eles mudam de posição, no decorrer do tempo, com relação a um sistema de referência pré – determinado.

Chama-se **dinâmica** a parte da Mecânica que estuda o porquê (as causas) do movimento.

Verificamos, através de observações e experiências, que o *movimento* de um corpo é determinado pela natureza e disposição dos corpos que constituem a sua "vizinhança", isto é, pela *interação* do corpo com o meio onde está inserido. Esta interação é representada por meio de uma grandeza física chamada **força**.

Quando se estuda *movimento* de um corpo sujeito à ação de uma força, está se analisando o *efeito* dessa força sobre o corpo. Por exemplo, o fato da velocidade de um objeto que cai variar é uma consequência da existência de uma força sobre ele. Esse fato não oferece, contudo, nenhuma informação sobre a *origem* dessa força. Ao se afirmar, no entanto, que um corpo cai porque a Terra o atrai com uma força gravitacional, está se explicando a causa desse movimento.

Existem dessa maneira, dois enfoques para se analisar as forças, um pelo seus efeitos e o outro pelas suas características e origens. As três leis de movimento de Newton - enunciadas a seguir - permitem o primeiro tipo de análise, enquanto que a lei universal de gravitação (também formulada por Isaac Newton) e a lei de Coulomb são exemplos do segundo tipo de enfoque.

Serão enunciadas a seguir as três leis de movimento e apresentados os conceitos de forças de campo e de contato.

**PRIMEIRA LEI DE NEWTON** - Num sistema de referência inercial, um corpo que não está sujeito a nenhuma força externa se mantém em **repouso** ou se move com **velocidade constante**. (M.R.U.)

Esta lei traduz a idéia de que existe um referencial em que o estado de movimento de um corpo isolado (não sujeito a forças) permanece inalterado, isto é, inerte<sup>1</sup>. Uma força é então requerida para mudar o estado de movimento de um corpo.

**SEGUNDA LEI DE NEWTON** - Sobre um corpo **acelerado** age uma força externa que está relacionada com sua aceleração por

$$\vec{F} = m \vec{a}$$

Nessa formulação está implícito que o efeito, a aceleração **a** adquirida pelo corpo, está diretamente relacionado à sua causa, que é a força **F**, através da massa m. Pode-se usar esta equação para se determinar as forças a partir das acelerações observadas.

**TERCEIRA LEI DE NEWTON** - As ações mútuas entre dois corpos são sempre iguais e contrárias, isto é, a cada ação corresponde uma reação igual e oposta.

Esta lei relaciona as forças de interação entre dois corpos quaisquer:

$$\vec{F}_{12} = - \vec{F}_{21}$$

É importante notar que as forças estão agindo em corpos diferentes, isto é, **F**<sub>12</sub> é a ação do corpo 1 sobre o corpo 2, enquanto que **F**<sub>21</sub> é a reação do corpo 2 sobre o corpo 1.

Um exemplo de como uma força está relacionada às suas causas (origens) pode ser visto na *lei universal de gravitação*. Essa lei afirma que “um corpo de massa m<sub>1</sub> em presença de outro de massa m<sub>2</sub>, a

<sup>1</sup> Inércia é a propriedade que os corpos têm de se manterem no estado em que se encontram. Se está em repouso, quer ficar em repouso. Se está em movimento quer continuar naquele tipo de movimento

uma distância  $r$ , está sujeito a uma força atrativa, denominada força gravitacional, cuja intensidade é dada por:

$$F = G \frac{m_1 m_2}{r^2}$$

onde  $G$  é a constante de gravitação universal. Nesta expressão está implícita a origem da força de interação - as massa dos corpos - e também o modo como essas força varia com a distância - com o inverso do seu quadrado.

**QUESTÃO 1** - Escreva uma expressão para a força de interação elétrica - força de Coulomb - entre as cargas  $q_1$  e  $q_2$ , separadas por uma distância  $r$ , sabendo-se que essa força se comporta de maneira semelhante a gravitacional.

Nos exemplos das forças mencionadas acima, a interação dos corpos se dá sem que eles entrem em contato. Essas forças são chamadas **forças de campo**. Se os corpos se tocarem durante a interação, as forças envolvidas serão denominadas **forças de contato**.

E  
X  
E  
M  
P  
L  
O

Um exemplo de força de contato é a *força de arrastamento* sobre uma bolinha que se move num meio viscoso. A origem dessa força se deve ao contato entre a bolinha e as moléculas do meio. Se a velocidade da bolinha for pequena, a força de arrastamento será proporcional à velocidade,  $F = \alpha v$ . Entretanto, se a velocidade for alta, a força passará a ser aproximadamente proporcional ao quadrado da velocidade,  $F = \alpha v^2$ . Assim, a dependência com a velocidade é uma característica desse tipo de força.

**QUESTÃO 2** - Dê três exemplos de forças explicitando suas origens

Dos exemplos citados, pode-se extrair uma das características mais importantes de qualquer força, seja ela de campo ou de contato: sua *origem material*

2.3 - FORÇAS FUNDAMENTAIS DA NATUREZA

Pode-se classificar, por conveniência, as forças da natureza em forças fundamentais e derivadas. As **forças fundamentais** representam as forças de interação na sua forma mais irreduzível e independente, das quais se podem deduzir todas as forças **derivadas**. Elas são a força gravitacional, a eletromagnética e as forças nucleares forte e fraca. Todas elas são forças de campo cujos raios de ação vão desde  $10^{-16}$  m até milhões de anos-luz (1 ano-luz = distância percorrida pela luz em um ano  $\approx 9,5 \times 10^{15}$  m). As forças *derivadas* incluem forças elásticas, moleculares, de atrito, devida à tensão superficial, etc.

Basicamente, as forças gravitacional e eletromagnética dão origem aos fenômenos discutidos na mecânica clássica, eletricidade, mecânica estatística; enquanto que as forças eletromagnéticas e nucleares são responsáveis pela estrutura dos átomos, moléculas, líquidos e sólidos, assim como as interações entre elas.

Não estamos usualmente a par das forças importantes no corpo humano, por exemplo, as forças musculares que bombeiam nosso sangue ou as forças que fazem o ar entrar e sair dos nossos pulmões. Uma força mais sutil é aquela que determina se um átomo particular ou molécula permanecerá naquele dado lugar do corpo. Por exemplo, nos ossos existem muitos pequenos cristais de mineral ósseo (Hidroxiapatite de cálcio) que requer cálcio (ver no final do capítulo). Um átomo de cálcio torna-se parte do cristal se ele chegar perto do lugar natural para o cálcio onde as forças elétricas crescem o suficiente para prendê-lo. Ele permanecerá naquele lugar até que as condições locais mudem e as forças elétricas não poderem mais mantê-

lo ali. Isto poderá acontecer se o cristal ósseo é destruído por câncer. Não tentaremos considerar neste capítulo todas as forças no corpo; seria uma tarefa impossível.

Médicos especialistas que tratam com forças são (a) *fisiatras* que usam métodos físicos para diagnosticar e tratar doenças, (b) *especialistas em ortopedia* que tratam e diagnosticam doenças e anormalidades do sistema musculoesquelético, (c) **fisioterapeutas**, (d) quiroprático cuja especialidade é a coluna vertebral e nervos e (e) especialistas em reabilitação.

### 2.3.1 Alguns Efeitos da Gravidade no Corpo Humano

Algo tão comum como o atrito não é uma força fundamental, e os físicos parecem considerar muitas forças fundamentais. A primeira força fundamental reconhecida foi a *gravidade*. Newton formulou a lei da atração gravitacional, como já vimos estabelecendo que existe uma força de atração entre dois objetos quaisquer; nosso peso é devido à atração entre a terra e nossos corpos. As formas dos nossos corpos e o projeto de nossos ossos são em parte uma resposta à gravidade.

Uns dos importantes efeitos médicos da força gravitacional é a formação de *veias varicosas* nas pernas quando o sangue venoso viaja contra a força da gravidade no seu caminho de volta ao coração. Discutimos mais sobre veias varicosas no decorrer do curso. A força gravitacional no esqueleto contribui de algum modo para “doenças ósseas”. Quando uma pessoa perde o peso, tal como num satélite orbitando, ela pode perder alguns minerais ósseos. Isto pode ser um sério problema nas jornadas espaciais muito longas. Repouso de longo prazo na cama remove muito da força do peso do corpo sobre os ossos e pode levar a sérias perdas ósseas.

### 2.3.2 Forças Elétricas e Magnéticas no Corpo Humano

A segunda força fundamental descoberta pelos físicos foi a força elétrica. Esta força é mais complicada que a gravidade pois envolve forças atrativas e repulsivas entre cargas elétricas. Cargas elétricas em movimento experimentam uma força relacionada devida ao campo magnético. As forças elétricas são imensas quando comparadas a gravidade. Por exemplo, a força elétrica atrativa entre um elétron e um próton num átomo de hidrogênio é cerca de  $10^{39}$  vezes maior que a força gravitacional entre eles.

No nível celular, nossos corpos são eletricamente controlados. As forças produzidas pelos músculos são causadas por cargas elétricas atraindo cargas elétricas opostas. O controle dos músculos é principalmente elétrico. Cada uma das trilhões de células vivas do corpo tem uma diferença de potencial elétrico através da membrana celular. Isto é um resultado de uma falta de balanceamento dos íons carregados positivamente e negativamente no interior e exterior das paredes celulares (discutiremos mais sobre isto futuramente). Este potencial é cerca de 0,1 V, mas por ser a parede celular muito fina ele pode produzir um campo elétrico tão grande quanto  $10^7$  V/m, um campo elétrico muito maior que aquele próximo a uma linha de potência de alta voltagem. Peixe elétrico e alguns outros animais marítimos são capazes de adicionar ao potencial das muitas células juntas para produzir uma formidável voltagem de várias centenas de volts. Esta especial “bateria celular” ocupa até 80% do comprimento do corpo do peixe! Uma vez que o peixe elétrico é essencialmente sem peso na água, ele pode dar-se ao luxo deste conforto. Animais terrestres, exceto os humanos, não desenvolveram armas elétricas para se defenderem ou atacarem. No estudo da eletricidade no corpo humano discutimos o modo de se obter informações do corpo observando os potenciais elétricos gerados pelo vários órgãos e tecidos.

### 2. 3. 3 - Forças Nucleares

Existem duas outras forças fundamentais, que são encontradas no núcleo do átomo que não tem importância direta na física médica. Uma delas, a *força nuclear forte*, é muito maior que a outra, ela atua como uma “cola” para manter os núcleos juntos contra as forças elétricas repulsivas produzidas pelos prótons carregados positivamente um com os outros. A segunda, a *força nuclear fraca*, está envolvida com

decaimento de elétrons (beta) do núcleo. Várias teorias recentes sugerem que as várias forças fundamentais podem ser ligadas. Isto mantém uma área de pesquisa ativa, e pesquisa adicional é necessária para confirmar estes argumentos. Nós ainda não consideraremos as forças nucleares fracas e fortes.

EXERCÍCIOS

1. Com base em que tipo de forças se estudam:  
a. os movimentos dos planetas?  
b. a atração de papéis picados por um pente atritado?  
c. o passeio de um mosquito na superfície de uma poça de água?  
d. a simetria hexagonal dos cristais de água?

2. Calcule as intensidades das forças atrativas elétrica,  $F_E$ , e gravitacional,  $F_G$ , entre o próton e o elétron do átomo de hidrogênio. Determine a razão  $F_E/F_G$ . O que se pode deduzir desse resultado?

3. Como se pode definir força peso a partir do que foi exposto até esse ponto? Qual seria a força peso, ou simplesmente o peso, de uma pessoa de 70 kg na superfície da Terra? A massa da Terra é estimada em  $5,98 \times 10^{24}$  kg e seu raio é aproximadamente igual a 6.530 km.

4. Um corpo próximo à superfície da Terra está sujeito à sua força de atração gravitacional e, conseqüentemente, possui uma aceleração que é conhecida como aceleração gravitacional  $g$  da Terra. Usando os dados do exercício 2, determine o valor aproximado de  $g$ .

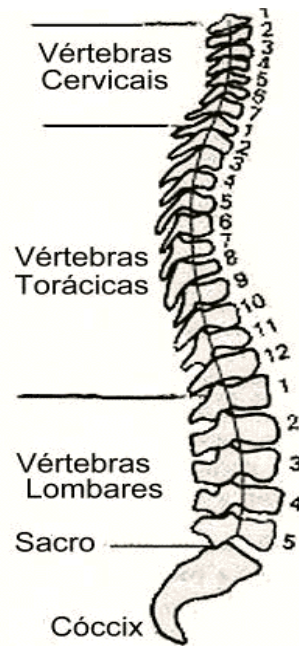
$K = 9 \times 10^9 \text{ N.m}^2/\text{C}^2$   
 $G = 6,673 \cdot 10^{-11} \text{ N.m}^2/\text{kg}^2$

$q_e = q_p = 1,6 \times 10^{-19} \text{ C}$   
 $m_p = 1,67 \times 10^{-27} \text{ kg}$

$e \quad r = 5,3 \times 10^{-11} \text{ m}$   
 $m_e = 9,1 \times 10^{-31} \text{ kg}.$
- 2.4 - FORÇA NORMAL DE CONTATO
- A *força gravitacional* **P** que a Terra exerce sobre um bloco em repouso sobre uma superfície, como ilustra a Figura 2.1, possui direção vertical e é dirigida para baixo. Como o bloco está em repouso, a força resultante sobre ele deve ser nula. Portanto, deve existir uma outra força agindo verticalmente e de baixo para cima sobre o bloco, que é a *reação* da superfície sobre ele. O bloco comprime a superfície, podendo produzir maior ou menor deformação, dependendo de sua natureza. A essa compressão, a superfície *reage* com uma força de igual direção e de sentido contrário sobre o bloco, chamada **força normal de contato**. Dessa maneira, o bloco exerce uma força de contato **N'** sobre a superfície, e esta reage com a força de contato **N** sobre o bloco. Devido ao estado de repouso do bloco, a força **N** tem a mesma intensidade da força peso **mg**, embora suas origens sejam diferentes.
- FIGURA 2.1 - Forças que agem sobre um bloco em repouso sobre uma superfície horizontal
-



## EXERCÍCIOS



5. Considere dois blocos de massa  $M_A$  e  $M_B$ ,  $M_A > M_B$ , colocados um (A) sobre o outro (B) e ambos sobre uma balança.
- Esquematize as forças que agem sobre cada um dos blocos
  - Qual é a leitura da balança?
  - Qual é a natureza da força cuja intensidade é indicada pela balança?
  - Sabendo-se que a massa da balança é  $M_C$ , qual é a ação da Terra sobre o conjunto formado pelos blocos e pela balança?
  - Qual é a reação do conjunto sobre a Terra?
  - Qual a força de contato será maior: aquela entre os blocos A e B ou aquela entre o bloco B e a balança?
6. Por que as vértebras lombares, localizadas na parte inferior da coluna vertebral humana, são maiores que as cervicais - logo abaixo do crânio - torácicas?

**Figura 2.2** - Coluna Vertebral de uma pessoa em pé. Ela fornece o principal suporte para a cabeça e tronco. Tem a forma de um “S” e as vértebras aumentam a área de seção transversal com o aumento da carga suportada. O comprimento da coluna para um homem adulto típico é cerca de 0,7 m.

## 2.5- FORÇA DE ATRITO

Considere o mesmo bloco do item 2.2. Se lhe for aplicada uma força externa  $\mathbf{F}$ , na direção paralela à superfície sobre a qual está colocado, haverá uma resistência ao movimento devido ao atrito entre o bloco e a superfície. O bloco só se moverá se o módulo de  $\mathbf{F}$  for maior que o de  $\mathbf{f}_e$ , chamada **força de atrito estática**. Essa força, não conservativa, também depende da natureza dos corpos e sua direção é paralela à superfície de contato. Uma vez em movimento, a força resistiva, em geral, torna-se menor e uma força externa menor será suficiente para manter o bloco em movimento uniforme. Essa força resistiva menor se chama **força de atrito cinética**  $\mathbf{f}_c$ .

Verificou-se experimentalmente, que as forças de atrito estão relacionadas às forças normais de contato entre as superfícies, e convencionou-se denominar a razão entre elas de **coeficiente de atrito**, que é uma grandeza adimensional. Assim, o *coeficiente de atrito estático* é:

$$\mu_e = \frac{f_e}{N}$$

onde  $f_e$  é a força máxima de atrito estático, sem ocorrência de movimento relativo entre as superfícies. De modo geral:

$$f_e \leq \mu_e N$$

O *coeficiente de atrito cinético* é

$$\mu_c = \frac{f_c}{N} \quad \text{ou} \quad f_c = \mu_c N$$

TABELA 2.1 - Coeficiente de atrito estático

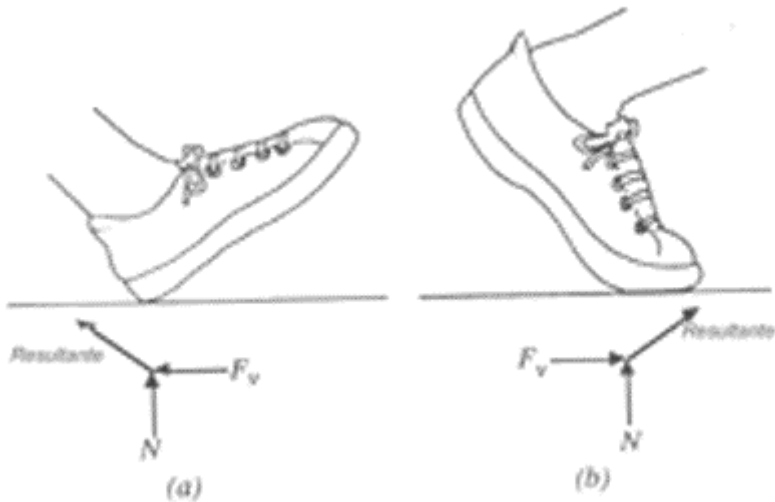
Material	$\mu_e$
Junta óssea lubrificada	0,003
Junta tendão e bainha do músculo	0,013
Aço sobre o gelo	0,03
Aço sobre aço lubrificado	0,10 - 0,15
Madeira sobre metal seco	0,2 - 0,6
Madeira sobre madeira seca	0,25 - 0,50
Couro sobre madeira	0,3 - 0,4
Couro sobre metal	0,6
Aço sobre aço seco	0,6
Borracha sobre sólidos em geral	1,0 - 4,0

TABELA 2.2 - Coeficiente de atrito cinético

Material	$\mu_c$
Latão sobre gelo	0,02
Gelo sobre gelo	0,02
Aço sobre aço seco	0,23
Borracha sobre concreto	1,02

A rigor, o coeficiente de atrito cinético varia com a velocidade. Entretanto, na prática os intervalos de variação de velocidade não são muito grandes, o que permite o uso de um coeficiente médio naquele intervalo.

O atrito e a energia perdida devido a ele aparecem em todos os lugares da nossa vida diária. O atrito limita a eficiência da maioria das máquinas tais como geradores elétricos e automóveis. Por outro lado, usamos o atrito quando nossas mãos agarram uma corda, quando andamos ou corremos e, em dispositivos tais como freios dos automóveis.



**Figura 2.3.** Andando normalmente. (a) Componente horizontal da força de atrito  $F_H$  e uma componente vertical da força  $N$  com a resultante  $R$  existindo no calcanhar quando ele aperta o solo, desacelerando o pé e o corpo. O atrito entre o calcanhar e a superfície evita o pé de deslizar para frente. (b) quando o pé deixa o chão a componente  $F_H$  da força de atrito evita o pé de deslizar para trás e fornece a força para acelerar o corpo para frente. (Adaptado de Williams, M. E Lissner, H.R., *Biomechanics of Human Motion*, Philadelphia, W.B. Saunders Company, 1962, p. 122.)

No corpo humano, os efeitos do atrito são freqüentemente importantes. Quando uma pessoa está andando, no momento em que o calcanhar toca o solo uma força é transmitida ao pé pelo solo (Fig. 2.3a). Podemos decompor a força do solo nas componentes horizontal e vertical. A força vertical é exercida pela superfície, e é rotulada por  $N$  (uma força perpendicular à superfície). A componente de reação horizontal  $F_H$  é exercida pela força de atrito.

Medidas tem sido feitas da componente horizontal da força do calcanhar ao pressionar o solo quando uma pessoa está andando (Fig. 2.3a). Foi encontrado ser aproximadamente 0,15  $P$ , onde  $P$  é o peso da pessoa. Isto é o quanto a força de atrito deve ser grande afim de evitar o calcanhar de escorregar. Se tomarmos  $N = P$ , então podemos aplicar uma força de atrito tão grande quanto  $f = \mu.P$ . Para um calcanhar de borracha numa superfície de concreto seca,  $\mu \cong 1$  e a máxima força pode ser tão grande quanto  $f \cong P$ , que é muito maior que a componente de força horizontal necessária (0,15  $P$ ). Em geral, a força de atrito é grande o suficiente para evitar o deslizamento da pessoa quando o calcanhar toca o solo e quando o toe deixa a superfície (Fig. 2.3b). Às vezes uma pessoa está sobre uma superfície de gelo, úmida ou com óleo, onde  $\mu$  é menor que 0,15 e seu

pé escorrega. Este não é o único problema; ela pode acabar com ossos fraturados. Escorregamento pode ser minimizado dando passadas muito pequenas.

O atrito deve ser vencido quando as juntas se movem, mas para juntas normais ele é muito pequeno. O coeficiente de atrito nas juntas ósseas é usualmente muito menor do que nos materiais do tipo usado em engenharia (Tab. 2.1). Se uma doença na junta acontece, o atrito pode tornar-se grande. O fluido sinovial da junta está envolvido na lubrificação, mas controvérsias ainda existem quanto ao seu comportamento exato. Lubrificações de juntas será considerado posteriormente no final deste capítulo.

A saliva que adicionamos quando mastigamos os alimentos atua como um lubrificante. Se você engolir um pedaço de torrada seca você percebe a falta dolorosa desta lubrificação. A maioria dos grandes órgãos do corpo humano estão em movimento mais ou menos constante. Cada vez que o coração bate, ele se move. Os pulmões se movem dentro do tórax a cada respiração, e os intestinos tem um movimento rítmico lento (peristalse) quando eles movem durante o processo da digestão. Todos esses órgãos são lubrificados por capas mucosas escorregadias para minimizar o atrito.

EXERCÍCIOS

7. Dado um par de superfícies, qual deve ser a relação entre  $\mu_e$   $\mu_c$ ?



8. A locomoção controlada de animais se deve à existência de força de atrito entre o chão e os pés ou patas. Explique o andar normal de um ser humano, com base na análise das forças que atuam sobre os pés.

Figura 2.3 - Menino puxando uma tora sobre o chão

9. Um menino deseja deslocar uma tora de madeira sobre o chão puxando uma corda amarrada a ela, como mostra a Figura 2.3. Sabendo-se que o coeficiente de atrito estático entre a madeira e a terra vale 0,3 e que a massa da tora é de 30 kg, com que força o menino deve puxar a corda para deslocar a tora se a direção da corda forma, em relação à horizontal, um ângulo de 45°?

2.6- FORÇAS, MÚSCULOS E JUNTAS

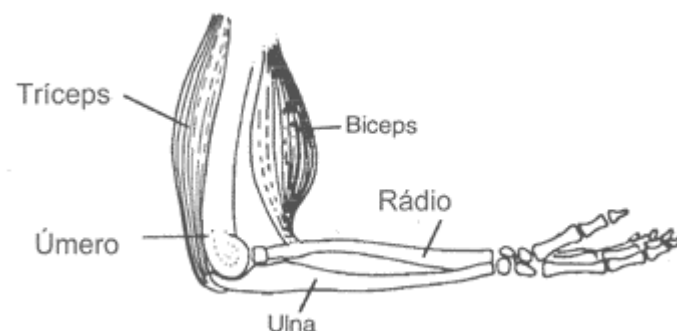
Nesta seção discutiremos as forças no corpo humano e algumas das forças nas juntas. Daremos alguns exemplos de conexões musculares dos tendões e ossos do esqueleto. Já que o movimento e a vida por si só dependem criticamente das contrações musculares, começaremos examinando os músculos, que são verdadeiros motores elétricos lineares. Elétrico, porque a força que o impulsiona vem da atração ou da repulsão de cargas elétricas em sua estrutura. Linear porque não há rotação, deslocamentos helicoidais, etc. As partes somente se deslocam em linha.

2.6.1. Músculos e Sua Classificação

Vários esquemas existem para classificar os músculos e uma aproximação grandemente usada é para descrever como os músculos aparecem sob um microscópio óptico. Músculos do esqueleto tem pequenas fibras com bandas claras alternadas com escuras, chamadas *estrias* e daí o *músculos estriados*. As fibras são menores em diâmetro que um fio de cabelo humano e pode ter vários centímetros de comprimento. A outra forma de músculos sem estrias, *músculos lisos*, serão discutidos mais tarde nesta seção.

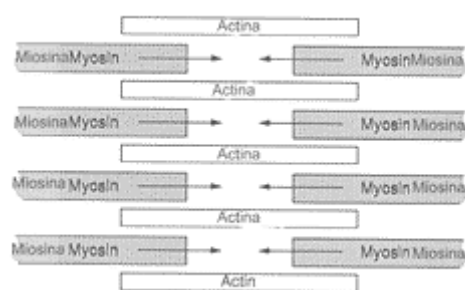
As fibras nos músculos estriados conectam-se aos tendões e formam feixes, por exemplo, como o bíceps e o tríceps mostrados na Fig. 2.4 que consideraremos mais tarde. Um exame mais próximo das fibras mostram ainda fibras menores chamadas miofibrilas que, quando examinadas por um microscópio eletrônico, mostram estruturas ainda menores chamadas filamentos que são compostas de proteínas. Como mostrado esquematicamente na Fig. 2.5, os filamentos aparecem em duas formas, uma chamada grossa (cerca de 2  $\mu$ m de comprimento por 10 nm de diâmetro e como componente principal a proteína miosina) e a outra chamada

fino (cerca de  $1,5\ \mu\text{m}$  de comprimento por  $5\ \text{nm}$  de diâmetro e como componente principal a proteína actina). Os filamentos fino e grosso ocorrem em projeções paralelas diferentes que aparecem como bandas nas figuras do microscópio eletrônico (Fig. 2.5). Durante a contração, uma força elétrica de atração faz as bandas deslizarem juntas, encurtando assim as bandas para estabelecer a contração de 15-20% do seu tamanho de repouso. O mecanismo de contração neste nível não é completamente entendido, entretanto, forças elétricas atrativas devem ser envolvidas, pois elas são as únicas forças disponíveis conhecidas. Muito embora as forças elétricas podem também ser repulsivas, os músculos são capazes de puxar ao invés de empurrar.



**Figura 2.4.** Vista esquemática do sistema muscular usado abrir e fechar o cotovelo

Por enquanto temos discutido somente músculos estriados. Exemplos de músculos estriados são os músculos do esqueleto (nosso principal interesse neste ponto), músculos do coração e músculos especiais da face.



**Figura 2.5.** Vista esquemática dos filamentos actina e miosina com setas mostrando o movimento de deslizamento entre os filamentos associados com a contração muscular.

Músculos sem estrias são chamados de *músculos lisos*. Eles não formam fibras e são muito mais curtos que os músculos estriados. Seu mecanismo de contração é diferente e eles podem contrair muitas vezes a partir do seu comprimento de repouso, um efeito que se acredita que possa ser causado pelo deslizamento das células dos músculos umas sobre as outras. Elas aparecem nos músculos esfíncter, ao redor da bexiga e intestinos, e nas paredes das veias e artérias (onde eles controlam a pressão e fluxo sanguíneo), por exemplo.

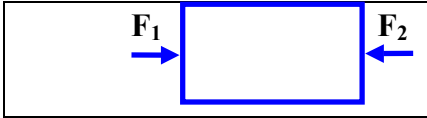
Algumas vezes os músculos são classificados como se o seu controle é voluntário (estriados) ou involuntário (lisos). Esta classificação falha, entretanto; a bexiga tem músculos lisos ao redor dela, ainda está sob controle voluntário.

Um terceiro método de classificação dos músculos está baseado na velocidade das respostas dos músculos aos estímulos. Músculos estriados usualmente contraem em cerca de  $0,1\ \text{s}$  (por exemplo, o tempo para curvar o braço), enquanto os músculos lisos podem levar vários segundos para contraírem (controle da bexiga).

**Questão 13** – Qual é a força fundamental que faz a contração muscular?

### 2.6.2.- Força de Compressão

Um corpo comprimido por duas forças opostas de igual intensidade se mantém em repouso. Entretanto, essa situação é diferente daquela em que esse corpo está em repouso, sem sofrer ação de nenhuma força. Diz-se então que o corpo está sob a ação de forças de compressão, como ilustra a Figura 2.6.

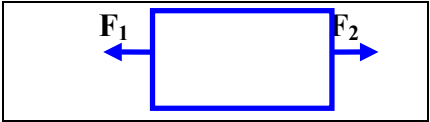


**Figura 2.6** - Corpo em repouso sob a ação de força de compressão

Dependendo da natureza do corpo e da intensidade dessas forças podem ocorrer deformações ou rupturas do mesmo.

Note que  $F_1 = - F_2$

2.6.3 - Força de Tração ( ou TENSÃO)



**Figura 2.7** - Corpo em repouso sob a ação de força de tração

Um corpo sob a ação de duas forças opostas de igual intensidade que o puxam se mantém em repouso. Diz-se que o corpo está sob a ação de forças de tração, como mostra a Figura 2.7.

$$F_1 = F_2$$

Dependendo da natureza do corpo e da intensidade dessas forças, o corpo pode sofrer deformações ou ruptura.

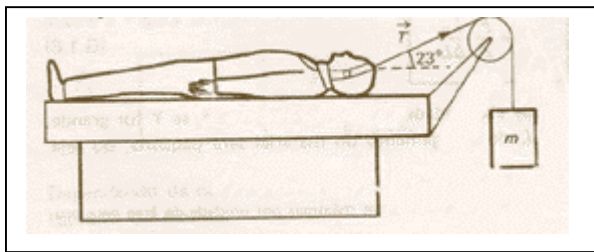
Uma corda flexível, tal como um barbante ou um tendão, tem várias propriedades especiais:

- a. Ela pode estar em estado de tração (ou tensão no caso de fios e cordas) mas não de compressão.
  - b. Ela pode transmitir uma força apenas ao longo de seu comprimento. (Isto contrasta com o que acontece com uma barra sólida, por exemplo, um taco de golfe que pode exercer força tanto ao longo de seu comprimento como perpendicularmente a ele).
  - c. Na ausência de força de atrito, a tensão é a mesma em todos os pontos ao longo de uma corda.

Uma corda pode ser usada para mudar a direção de uma força sem mudar sua intensidade. Este fato é de grande importância em biomecânica, onde tendões são usados para mudar a direção da força de um músculo. Estes tendões passam por ossos ao invés de roldanas. No corpo, fluidos lubrificantes reduzem praticamente a zero o atrito entre o tendão e o osso.

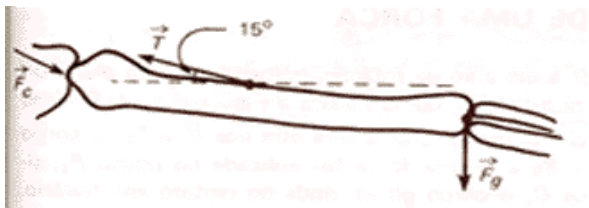
**QUESTÃO 14** - Dê exemplos de forças de compressão e dois de forças de tração que atuam sobre o corpo humano.

## EXERCÍCIOS



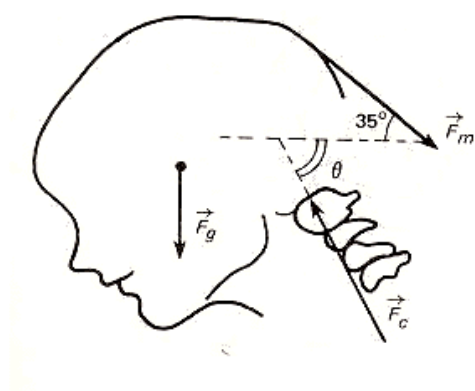
10. Considere um paciente submetido a um tratamento de tração como indica a Figura 2.8. Qual a **máxima** massa a ser utilizada para produzir a força de tensão  $T$  sem que o paciente se desloque ao longo da cama? Sabe-se que a massa desse paciente é de 60 kg, o coeficiente de atrito entre o mesmo e a cama é  $\mu = 0,20$ , o ângulo que a força de tensão forma com a horizontal é  $23^\circ$ .

**Figura 2.8-** Esquema de um paciente submetido a tratamento de tração



**Figura 2.9 -** Forças que agem sobre um braço esticado

11. Considere o braço esticado como mostra a Figura 2.9. O músculo deltóide exerce uma força de tração  $T$ , formando um ângulo de  $15^\circ$  com o úmero. Existem ainda a força gravitacional  $F_G$ , aplicada no extremo anterior do úmero, e a força de contato  $F_C$ , na junta do úmero com o ombro. Se a tração do músculo for de 300 N e o peso do braço 35 N, qual a intensidade de  $F_C$  para que o braço se mantenha em equilíbrio?
12. A Figura 2.10 mostra uma cabeça inclinada para frente. A cabeça pesa 50 N e é suportada pela força muscular  $F_m$ , exercida pelos músculos do pescoço, e pela força de contato  $F_C$ , exercida na junta atlantooccipital. Dada a força  $F_m$ , com módulo de 60 N, e a sua direção formando um ângulo de  $35^\circ$  com a horizontal, calcule a força  $F_C$  para manter a cabeça em equilíbrio.



**Figura 2.10-** Forças que atuam sobre a cabeça inclinada

## 2.9 - TORQUE DE UMA FORÇA - Aplicações no esqueleto humano

Considere um corpo fixo por um ponto  $O$  a um eixo de rotação, perpendicular ao plano do papel, em torno do qual pode girar sem atrito nesse plano, como mostra a Figura 2.11. Se uma força  $F_1$  for aplicada no ponto  $P_1$ , numa direção perpendicular à reta que liga  $O$  a  $P_1$ , o corpo girará em torno do eixo no sentido anti-horário. Se a mesma força for aplicada no ponto  $P_2$ , situado na mesma reta  $OP_1$ , mas mais próximo de  $O$ , o corpo girará ainda no sentido anti-horário. Entretanto, o efeito da força, ou seja, a aceleração angular que o corpo adquire sob a ação da mesma força, será menor no caso do ponto de aplicação ser  $P_2$ . Isso evidencia o efeito do ponto de aplicação da força no movimento rotacional.

Se uma força  $F_2$ , de mesma intensidade de  $F_1$ , for aplicada no ponto  $P_1$ , na direção que passa pelo eixo de rotação, o corpo não girará. Se uma força  $F_3$ , de mesma intensidade de  $F_1$ , for aplicada no ponto  $P_1$ , cuja direção forma um ângulo  $\theta$  com a reta  $OP_1$ , o corpo girará no sentido anti-horário, e o efeito da força



será menor que o produzido pela força  $\mathbf{F}_1$ . Esse fato mostra que a ocorrência de movimento rotacional e a aceleração angular dependem da direção da força aplicada.

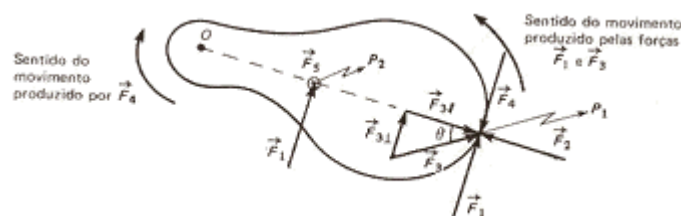
**QUESTÃO 22** - Por que o efeito da força  $\mathbf{F}_3$  é menor que o produzido por  $\mathbf{F}_1$ ?

Se uma força  $\mathbf{F}_4$ , oposta à força  $\mathbf{F}_1$ , for aplicada no ponto  $P_1$  o corpo girará no sentido horário. Isso mostra que o sentido de rotação do corpo depende também do sentido da força aplicada.

**QUESTÃO 23** - Considere uma força  $\mathbf{F}_5$ , de direção perpendicular ao plano do papel, aplicada no ponto  $P_2$ , ou seja, paralela ao eixo de rotação que passa por O, entrando no papel, como mostra a Figura 2.12. Essa força produz movimento rotacional?

Resumindo: o movimento rotacional produzido por uma força num corpo fixo a um eixo por um ponto depende do ponto de aplicação da força, assim como da intensidade e da direção da força aplicada. Isso significa que se pode definir uma grandeza considerada como a causa da aceleração angular, em analogia à força, causa da aceleração linear. Essa grandeza é chamada **torque** ou **momento de uma força**.

É interessante notar que o torque está relacionado à rotação, assim como a força está relacionada ao movimento linear. O deslocamento produzido pelo torque é um deslocamento angular, enquanto que o produzido por uma força é linear.



**Figura 2.11** - Esquema de diversas forças aplicadas sobre um corpo fixo a um eixo que passa por O

A partir dessas considerações, e por analogia com a força, conclui-se que o torque deve ser uma grandeza vetorial que caracteriza o movimento rotacional em torno de um eixo. Assim, define-se como torque ou momento  $\tau$  de uma força  $\mathbf{F}$  a grandeza vetorial dada por:

$$\tau = \mathbf{r} \times \mathbf{F}$$

isto é, o produto vetorial entre o vetor posição  $\mathbf{r}$  do ponto de aplicação da força  $\mathbf{F}$ , em relação ao ponto por onde passa o eixo de rotação, e a força  $\mathbf{F}$ . O módulo dessa grandeza é:

$$\tau = r F \sin \theta$$

onde  $\theta$  é o ângulo formado entre a direção de  $\mathbf{r}$  e a linha de ação de  $\mathbf{F}$  (linha suporte do vetor  $\mathbf{F}$ ). A direção de  $\tau$  é perpendicular ao plano definido por  $\mathbf{r}$  e  $\mathbf{F}$ . Isto é, a mesma do eixo de rotação; e seu sentido está relacionado com o do movimento rotacional dado pela regra da mão direita.

Examinado-se a figura 2.12 tem-se

$$F_{\perp} = F \sin \theta$$

$$r_{\perp} = r \sin \theta = \text{braço de momento}$$

A expressão acima pode ser então escrita como:

$$\tau = r F_{\perp} \quad \text{ou} \quad \tau = r_{\perp} F$$

Isto dá duas interpretações possíveis:

- efetivamente a componente da força aplicada perpendicular ao vetor  $\mathbf{r}$  é a responsável pelo torque em relação a um eixo;
- o torque em relação a um eixo de rotação é o produto da intensidade da força aplicada pela distância entre a linha de ação da força e o eixo, sendo essa distância o *braço de momento* ou *braço de alavanca*.



**Figura 2.12** - Determinação pela regra da mão direita do sentido do momento da força  $F$  aplicada no ponto  $P$ .

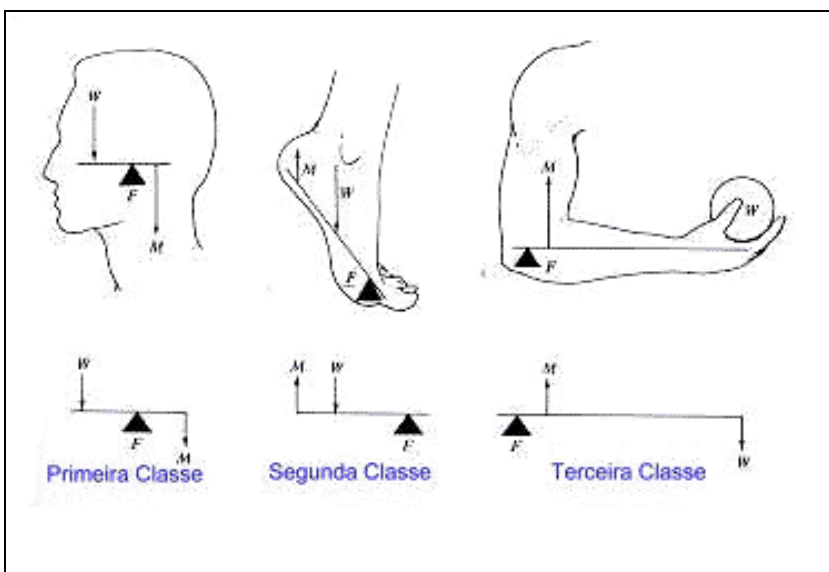
## EXERCÍCIO

13. Quais são os torques exercidos por uma esfera de 0,2 kg ao ser segura por uma pessoa com o braço esticado na horizontal, em relação ao eixo que passa pelo:
- pulso;
  - cotovelo;
  - ombro.

Repita os cálculos para o caso em que o braço esticado forma um ângulo de  $30^\circ$ , para baixo, com a horizontal. Dados: distância cotovelo-ombro = 25 cm; distância cotovelo-pulso = 22 cm; e distância pulso-centro da palma da mão = 6 cm.. Ver Figura 2.19 e 2.17 para auxiliá-lo na resolução.

### 2.9.1 – ALAVANCAS

Dá-se o nome de **alavanca** a um sistema sobre o qual agem uma ou mais forças e que pode girar em torno de um eixo que passa por um ponto fixo sobre o mesmo. Alavancas sobre as quais atuam duas forças paralelas podem ser agrupadas em três tipos, dependendo dos pontos de aplicação das forças em relação ao eixo e de seus sentidos, como mostra a Figura 2.13.



**Figura 2.13** - As três classes de alavancas e exemplos esquemáticos de cada uma no corpo.  $W$  é a força peso,  $F$  é a força no ponto de apoio (fulcro), e  $M$  é a força muscular

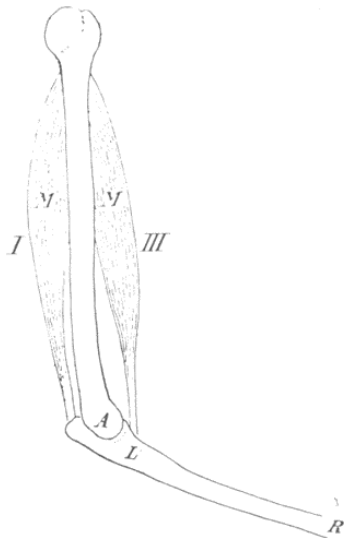


**Alavancas de 1ª classe** – Têm o fulcro (pivô) situado entre a força e a resistência. Em consequência, os dois braços de alavanca se movem em direções opostas, como o pé de cabra, a tesoura, a gangorra, etc. Elas podem favorecer a força ou amplitude de movimento, em detrimento da outra. Um exemplo típico, além do apresentado na figura 2.13, é o tríceps do braço (músculo I na figura 2.14).

**Alavancas de 2ª classe** – Em alavancas de segunda classe, a resistência está entre o fulcro e a força. Aqui, a amplitude de movimento é sacrificada em benefício da força. Os exemplos incluem o carrinho de mão e o quebra-nozes. Quase nenhuma alavanca deste tipo é encontrada no corpo, mas a abertura da boca contra resistência é um exemplo.

**Alavancas de 3ª classe** – Nas alavancas de 3ª classe, a força é aplicada entre o fulcro e a resistência. Um exemplo típico é encontrado na mola que fecha uma porta de “vai e vem”. Esta classe de alavanca é a mais comum no corpo humano, pois permite que o músculo se prenda próximo à articulação e produza velocidade de movimento, com encurtamento muscular mínimo, embora em detrimento da força. Um exemplo típico é mostrado pelo músculo bíceps na figura 2.14.

A figura 2.14 mostra alavancas de 1ª e 3ª classes por músculos que atuam sobre a articulação do



**Figura 2.14** – Ilustração de alavancas de primeira e terceira classes por músculos que atuam sobre a articulação do cotovelo. O osso AR é a alavanca, com eixo em A, o peso ou resistência na mão, que está além de R. M e M' são músculos e L a inserção do músculo III

cotovelo. O osso AR é uma alavanca com o eixo em A, o peso ou resistência na mão, que está além de R. M e M' são os músculos e L é a inserção do músculo M. O músculo tríceps atua como uma alavanca de 1ª classe no cotovelo e o bíceps como de 3ª classe.

As alavancas de terceira classe são as mais comuns no corpo, alavancas de segunda classe vem em seguida e a alavancas de primeira classe são pouco comuns. Alavancas de terceira classe, entretanto, não são muito comuns na engenharia. O pé de cabra, a tesoura e a gangorra são exemplos de alavancas de 1ª classe.

Um exemplo de alavanca de 3ª classe seria a tentativa de abrir uma porta cuja maçaneta está perto da dobradiça. Fazemos um pouco mais de força para mover a porta. Entretanto, enquanto a força aumenta, o quantidade de movimento da força diminui e a velocidade com que a porta abre aumenta. Em termos humanos, este sistema de alavancas amplifica o movimento das nossas limitadas contrações musculares, e dá-nos respostas rápida para movimento dos nossos braços e pernas, movimentos usados na recreação e sobrevivência.

Um exemplo mais complicado de uma alavanca de 3ª classe é visto na fratura de Monteggia (por cacetete) como mostra a figura 2.15.



**Figura 2.15** – A fratura da ulna e luxação anterior ou posterior simultâneas da cabeça do rádio enquanto o antebraço está em pronação são conhecidas como fratura de Monteggia. Uma forma desta fratura pode ocorrer quando uma pessoa defende a cabeça de um golpe de cacetete. O traumatismo direto fratura a ulna. O fulcro formado pela ulna fraturada faz com que a cabeça do rádio se desloque para trás. Uma forma mais comum acontece quando uma pessoa cai e apóia seu peso sobre um membro superior estendido, com o antebraço em pronação e o corpo e braço torcidos, criando mais força pronadora. Neste caso, a cabeça do rádio sofre luxação anterior

## EXERCÍCIOS

14. Seja a figura 2.14 que mostra o músculo tríceps do braço. Suponha que o cotovelo está ao lado do corpo, fletido num ângulo de 90° e a palma da mão está exercendo uma força de 4,5 kgf contra o alto de uma mesa. A palma está a 30 cm da articulação do cotovelo (fulcro) e o tríceps tem um braço de força de 1,0 cm. Qual a força rotatória da contração do tríceps?
15. Seja novamente a figura 2.14 que mostra o bíceps quando o antebraço é fletido contra uma resistência. Seja o cotovelo fletido de 90° e que um corpo de 8 kg seja segurado na mão. O fulcro é na articulação do cotovelo. Assuma o braço de força do bíceps como 5 cm e que a distância do peso ao fulcro seja 35 cm, encontre a força rotatória.

Os músculos afunilam em ambos os extremos onde os tendões, que conectam os músculos aos ossos, são formados. Músculos com dois tendões em uma extremidade são chamados bíceps; aqueles com três tendões numa extremidade são chamados tríceps. Como ilustrado na Figura 2.14, quando os músculos contraem, eles puxam os ossos para cima ou para junto deles através de uma junta em *dobradiça* ou *pivotal*. Grupos de músculos ocorrem aos pares, com um grupo dos músculos para puxar os ossos e o outro grupo muscular para empurrar os ossos para frente. Um exemplo de tal combinação ocorre no movimento do cotovelo (Fig. 2.14), onde a contração do bíceps curva o cotovelo e leva o antebraço para diante do tórax. A relaxação do bíceps e contração do tríceps alinham o braço.

### 2.9.2 - CONDIÇÕES DE EQUILÍBRIO ESTÁTICO

Um corpo submetido à ação de forças pode estar em repouso, em movimento de translação, em movimento de rotação, ou em movimento que seja a combinação de translação e rotação.

Se o corpo estiver em movimento sem rotação, a soma dos torques produzidos por todas as forças externas em relação a um ponto qualquer deve ser nula.

Diz-se que o corpo está em equilíbrio estático se a soma das forças externas e de seus torques forem nulas, isto é,

$$\begin{aligned}\Sigma F_{\text{ext}} &= F_1 + F_2 + \dots + F_n = 0 \\ \Sigma \tau_{\text{ext}} &= \tau_1 + \tau_2 + \dots + \tau_n = 0\end{aligned}$$

A soma das forças externas, a primeira equação, pode ser decomposta em soma das componentes em x e y:

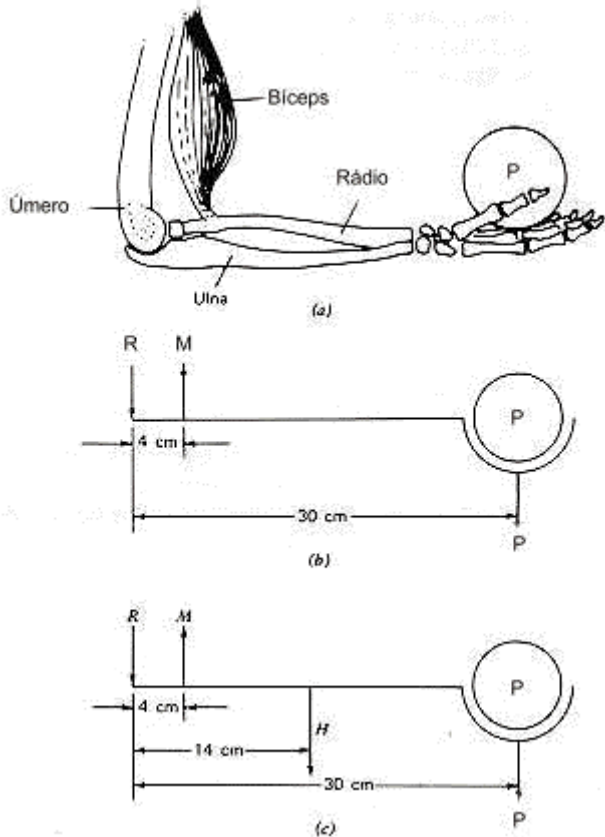
$$\Sigma F_x = F_{1x} + F_{2x} + ..... + F_{nx} = 0$$
$$\Sigma F_y = F_{1y} + F_{2y} + ..... + F_{ny} = 0$$

A ação da Terra sobre os corpos na sua superfície se estende às partículas e às moléculas que os constituem. Assim, a força peso não atua numa única partícula, mas em todas, e a resultante  $P$  é a soma dessas forças. Existe, entretanto, em todos os corpos, um único ponto em relação ao qual o torque de sua força peso é sempre nulo. Tal ponto é conhecido como **centro de gravidade** CG do corpo. Uma consequência imediata é o fato de que o ponto de aplicação da força peso resultante sobre o corpo é o centro de gravidade

EXERCÍCIOS

16. Deseja-se encostar uma tábua de comprimento  $L$  e massa  $M$  formando um ângulo  $\alpha$  com a parede. Se o coeficiente de atrito estático entre a tábua e o chão for  $\mu$  e supondo que não exista atrito entre a tábua e a parede, qual deve ser o ângulo  $\alpha$  para que a tábua se mantenha em equilíbrio estático? A força peso  $Mg$  está aplicada no centro da tábua.

2.9.3 EXEMPLO DE APLICAÇÃO DE ALAVANCAS E EQUILÍBRIO NO CORPO HUMANO

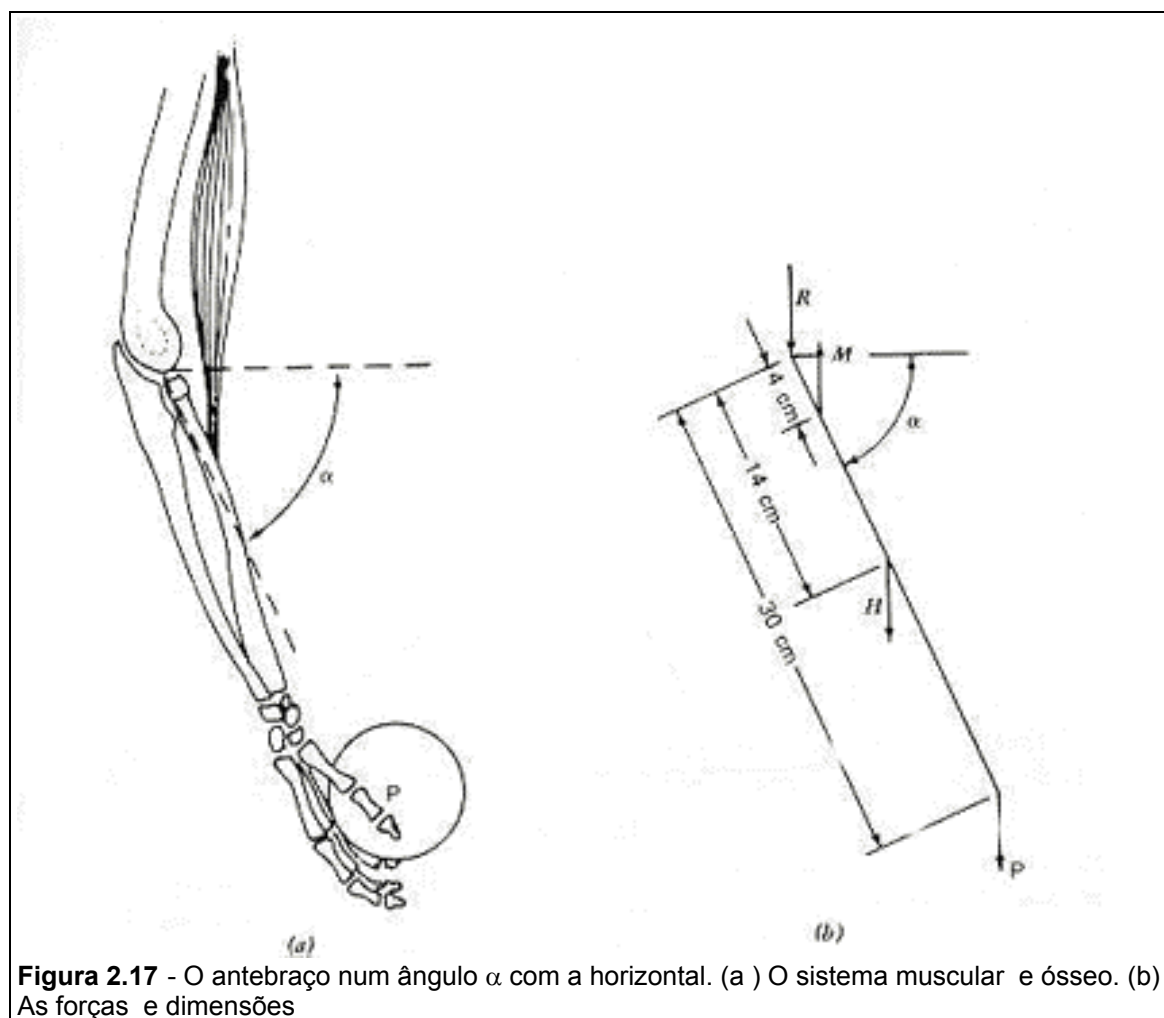


Um exemplo simples de um sistema de alavancas no corpo considere somente o músculo bíceps e o osso rádio agindo para suportar um peso  $P$  na mão (Figura 2.16a). A Figura 2.16b mostra as forças e dimensões de um braço típico. Podemos encontrar a força suportada pelo bíceps se somarmos os torques sobre o ponto pivotal na junta. Existem somente dois torques: aquele devido ao peso  $P$  (que é igual a  $30P$  atuando no sentido horário), e aquele produzido pela força muscular  $M$  (que é contrário aos ponteiros do relógio e de magnitude  $4M$ ). Com o braço em equilíbrio encontramos que  $4M - 30P = 0$  ou  $M = 7,5P$ . Assim a força muscular necessária é 7,5 vezes maior que o peso. Para um peso de 100N a força necessária é 750 N.

Para indivíduos envolvidos com alongamentos musculares através de levantamento de pesos, o exercício de levantar um peso no formato de halteres fechando o cotovelo como na Fig 2.16 é chamado um

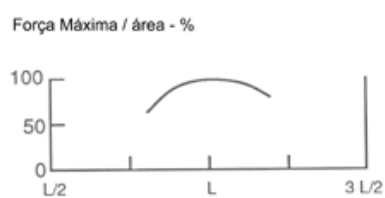
rotacional de halteres. Um indivíduo treinado provavelmente seria capaz de rodar duas vezes o peso mostrado no exemplo.

Na nossa simplificação do problema na Fig 2.16b, negligenciamos o peso do antebraço e da mão. Este peso não está presente num ponto particular mas está distribuído não uniformemente sobre todo o antebraço e a mão. Podemos imaginar esta contribuição como dividida em pequenos segmentos e incluir o torque de cada segmento. Um método melhor é encontrar o centro de gravidade para o peso do antebraço e mão e considerar todo o peso naquele ponto. A Figura 2.16c mostra uma representação mais correta do problema com o peso do antebraço e da mão **H** incluídos. Um valor típico de **H** é 15 N. Somando os torques sobre a junta, obtemos  $4M = 14H + 3P$ , ou após a simplificação  $M = 3,5H + 7,5P$ . Isto simplesmente significa que a força suportada pelo músculo bíceps deve ser maior que aquela indicada pelo nosso primeiro cálculo por um acréscimo de  $3,5H = 52,5$  N.



Que força muscular é necessária se o braço varia o seu ângulo (Figura 2.17a)? A Figura 2.17b mostra a força que nós devemos considerar para um ângulo arbitrário  $\alpha$ . Se tomarmos os torques sobre a junta encontramos que **M** permanece constante quando  $\alpha$  varia.! Entretanto, o comprimento do bíceps muda com o ângulo. O músculo tem um comprimento mínimo para o qual ele pode ser contraído e um máximo comprimento para o qual ele pode ser esticado e ainda funcionar. Nestes dois extremos a força que o músculo pode exercer é muito pequena. Em algum ponto entre eles, o músculo pode produzir sua força máxima (Figura 2.18). Se o bíceps puxa verticalmente (o que é uma aproximação) o ângulo do antebraço não afeta a força requerida mas ele afeta o comprimento do bíceps, que afeta a habilidade do músculo manter a força necessária. A maioria de nós fica a par das limitações do bíceps se fizermos nossas próprias tentativas numa

barra. Com os nossos braços completamente estendidos temos dificuldade, e quando o queixo se aproxima da barra o encurtamento muscular perde a sua habilidade de produzir força

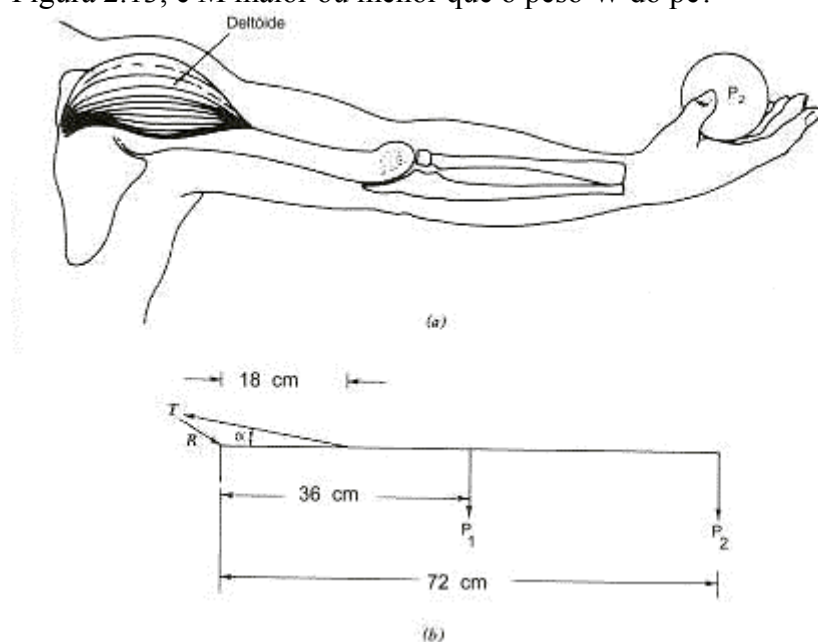


**Figura 2.18** – No seu comprimento de repouso um músculo está mais próximo do seu comprimento ótimo para produção de forças. Em cerca de 80% deste comprimento ele não pode encurtar muito mais e a força pode cair significativamente. O mesmo é verdadeiro para o estiramento do músculo em cerca de 20% a mais que seu comprimento normal. Um estiramento muito grande de cerca de 2L produz estiramento irreversível do músculo. A máxima força do músculo no seu comprimento ótimo é  $3.1 \times 10^7 \text{ N/m}^2$ .

O braço pode ser levantado e mantido horizontalmente ao ombro pelo músculo deltóide (Figura 2.19a); mostramos as forças esquematicamente (Figura 2.19b). Fazendo a soma dos torques sobre a junta do ombro, a tensão **T** pode ser calculada de

$$T = \frac{2W_1 + 4W_2}{\sin \alpha}$$

Se  $\alpha = 16^\circ$ ,  $W_1$  (o peso do braço) = 68 N, e  $W_2$  (o peso na mão) = 45 N, então  $T = 1145 \text{ N}$ . A força necessária para segurar o braço é surpreendentemente grande. (Problema 2). Na alavanca do pé mostrada na Figura 2.13, é  $M$  maior ou menor que o peso  $W$  do pé?



**Figura 2.19** - Levantamento do braço. (a) O músculo deltóide e os ossos envolvidos. (b) As forças no braço. **T** é a tensão no deltóide fixada num ângulo  $\alpha$ , **R** é a reação do ombro na junta, **W<sub>1</sub>** é o peso do braço localizado no seu centro de gravidade, e **W<sub>2</sub>** é o peso na mão (Adaptado de L. A. Strait, V.T. Inman, and H. J. Ralston, *Amer. J. Phys.*, **15**, 1947, p.379.)

## EXERCÍCIOS

17. Mostre que, para a Figura 2.17, a força muscular é independente do ângulo.
18. Derive a equação 2.1 para o sistema braço e músculo deltóide
19. É conhecido que o bíceps humano pode suportar uma força de aproximadamente 2 600 N. Porque o braço não pode manter um peso dessa magnitude?

20. A ação de mastigação envolve um sistema de alavanca de terceira classe. A Figura A mostra a mandíbula e o músculo de mastigação (Masseter); A Figura B é o diagrama de alavanca. M é a força suportada pelos músculos de mastigação que fecham a mandíbula ao redor do fulcro F. W é a força exercida pelos dentes da frente.
- a. Se  $l_2 = 3l_1$  e  $W = 100\text{ N}$ , encontre M.
  - b. Se os dentes da frente tem uma área superficial de  $0.5\text{ cm}^2$  em contato com uma maçã, encontre a força por unidade de área ( $\text{N/m}^2$ ) para a parte (a).
21. Um sistema de alavancas de primeira classe envolve o músculo *extensor*, que exerce uma força M para manter a cabeça ereta; a força W do peso da cabeça, localizada no seu centro de gravidade (CG), encontra-se à frente da força F exercida pela primeira vértebra cervical (ver figura). A cabeça tem massa de cerca de 4 kg, ou W é cerca de 40 N.
- a. Encontre F e M.
  - b. Se a área da primeira vértebra cervical, na qual a cabeça repousa, é  $5\text{ cm}^2$ , encontre a tensão (força por unidade de área) nela.
  - c. Qual é esta tensão para uma pessoa de 70 kg apoiada sobre sua cabeça? Quanto é esta tensão comparada com o máxima comprimento de compressão para ossos ( $\sim 1.7 \times 10^8\text{ N/m}^2$ )?
22. Um exemplo simples de sistema de alavancas no corpo é o caso do músculo bíceps e o osso rádio atuando juntos para suportarem um peso W (ver Figura 2.15). As forças e as dimensões envolvidas de um braço típico estão mostradas na mesma figura. Determine:
- a. Com o braço em equilíbrio o valor de M.
  - b. O novo valor de M, considerando o peso do antebraço e da mão em conjunto como 15 N e localizados no centro de gravidade do conjunto (Figura 2.15c)
23. Mostre que, se um corpo estiver suspenso e em repouso, o seu centro de gravidade estará diretamente abaixo do ponto de suspensão. Explique como, baseando-se neste resultado, pode-se determinar experimentalmente o centro de gravidade de um objeto qualquer.
24. Onde está localizado, aproximadamente, o centro de gravidade de :
- a. Uma barra uniforme de metal de comprimento L?
  - b. Um anel de plástico de diâmetro D?
  - c. Uma pessoa em pé?
  - d. Uma pessoa curvada tocando o chão com os dedos da mão e de pernas esticadas?
  - e. Um objeto com algum tipo de simetria?
25. a. Onde deve passar a linha de ação da força peso de uma pessoa em pé, com os pés separados 50 cm um do outro?
- b. E de uma pessoa em pé sobre a perna direita?

Pelos exemplos dos exercícios observa-se que:

- a. o centro de gravidade é um ponto imaginário que pode estar localizado no próprio corpo - os corpos dos itens a e c do exercício 3, ou fora dele - ilustrado pelos itens b e d;
- b. para corpos flexíveis, como o corpo humano, a posição do seu centro de gravidade varia de acordo com a mudança de seu formato; enquanto que é fixa para corpos rígidos.

A seguir, serão determinadas algumas forças de contato que atuam em diversas partes do corpo humano, a partir das condições de equilíbrio.

2.10 – A COLUNA VERTEBRAL

**Figura 2.20** – O sistema de elos do corpo humano. As linhas pretas retas indicam as alavancas eficazes para ações rotatórias entre um centro articular e o próximo na sequência. As medidas de comprimento são médias do percentil 50 de tripulações da Força Aérea Norte Americana

Os ossos fornecem o principal suporte estrutural para o corpo (Fig. 2.20). Exames desta figura mostram que a área seccional transversal dos ossos de suporte geralmente aumentam da cabeça para os pés. Estes ossos fornecem um suporte para os músculos adicionais e tecidos contidos no corpo quando ele se move para baixo para a



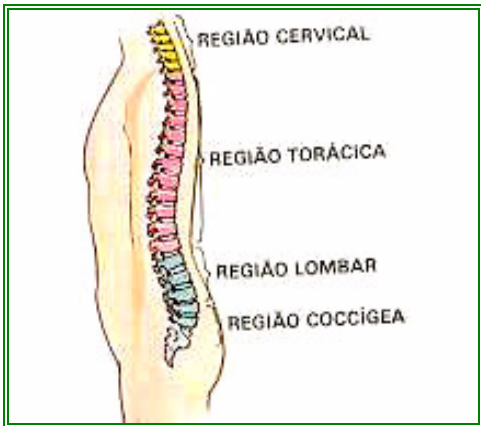
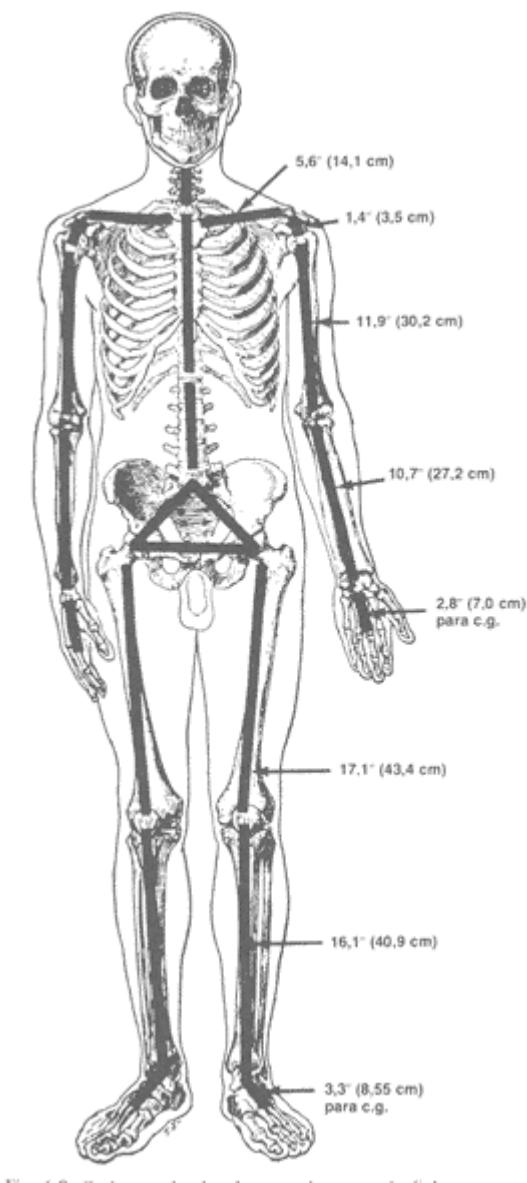


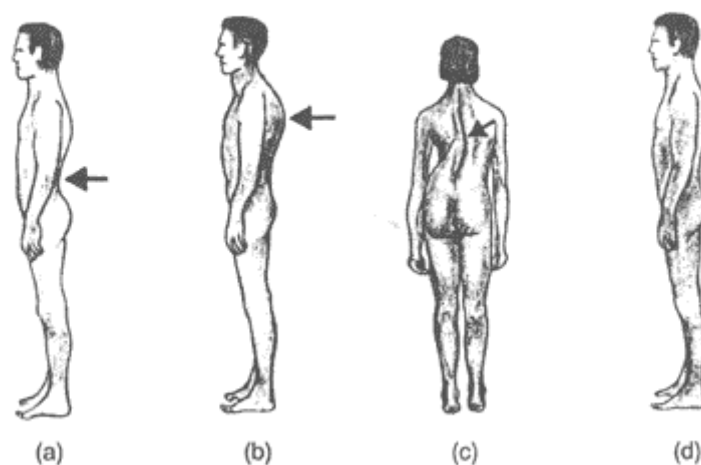
Figura 2.21 - A coluna vertebral humana

A coluna vertebral é dividida em quatro partes: **sete** vértebras cervicais, logo abaixo da caixa craniana, **doze** vértebras torácicas, seguidas de **cinco** vértebras lombares, que estão imediatamente acima do sacro contendo o cóccix. A ordenação das vértebras é de cima para baixo; assim, a primeira vértebra cervical está sustentando a cabeça e a quinta vértebra lombar é a última antes do sacro, que, por sua vez, está rigidamente ligado à pelve. A linha definida pela coluna de uma pessoa em pé não é reta, mesmo em posição normal, mas curva “em S” com

variação de concavidade, como ilustra a Figura 2.21 . A coluna vertebral faz parte do esqueleto e participa da sustentação do corpo.

As vértebras são exemplos da capacidade de carregamento dos ossos. Note que as vértebras aumentam na espessura e área de seção transversal quando você vai da região do pescoço (cervical) para a região inferior (lombar). Uma área superficial maior é necessária para suportar a massa adicional do corpo acima de cada vértebra. Existem discos fibrosos entre as vértebras que amortecem as forças para baixo e os outros impactos na coluna vertebral. Entretanto, a pressão ( força/área) permanece aproximadamente constante para todos os discos. O disco rompe numa pressão de cerca de  $10^7$  Pa (100 atmosferas).

O comprimento da coluna vertebral pode encurtar o seu comprimento normal de cerca de 70 cm (homem) de até 1,5 cm durante o curso de um dia ativo. Isto não é permanente e o comprimento é restabelecido durante o sono noturno. Entretanto, a coluna vertebral encolhe permanentemente com a idade devido a osteoporose, que é particularmente comum em mulheres idosas. Osteoporose faz o osso enfraquecer e encolher. Isto é discutido no final deste capítulo.

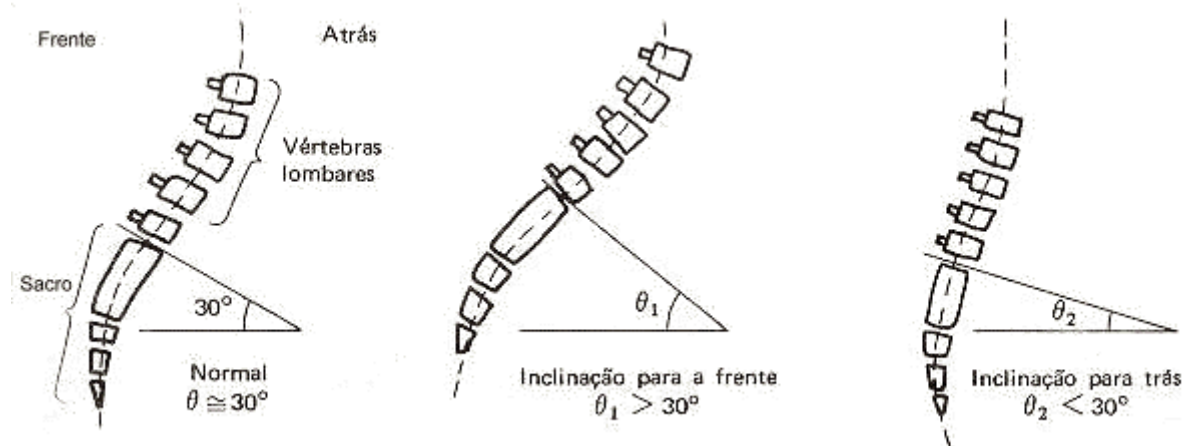


**Figura 2.22** – Esquema das condições anormais da coluna vertebral (a) lordose (b) cifose (c) escoliose (d) condição normal da coluna. Adaptado de *A Guide to Physical Examination*, B. Bates, J.P. Lippincott, Philadelphia, PA, pp. 261-262, (1974)

A coluna vertebral tem uma curvatura normal para a estabilidade. Vista do lado direito a porção mais baixa da coluna tem a forma da letra “S” como mostrado na Fig. 2.21. Lordose, cifose e escoliose são desvios na forma da coluna. **Lordose**, muita curvatura, freqüentemente ocorre na região lombar. Uma pessoa com esta condição é algumas vezes chamada de “dorso curvado” (ver Fig. 2.22a). **Cifose** é uma curvatura irregular da coluna vertebral quando vista de lado; freqüentemente ela leva a uma corcunda atrás. Uma pessoa com esta condição é freqüentemente referida como “corcunda”. (Fig 2.22b). **Escoliose** é uma condição a coluna curva na forma de “S” quando vista de trás (Fig. 2.22c). Postura normal é mostrada na Fig. 2.22d.

A curvatura da lordose lombar é determinada pelo ângulo lombossacral, que é o ângulo definido entre a linha horizontal e a superfície superior do sacro. Normalmente o ângulo lombossacral é cerca de  $30^\circ$ . Uma inclinação para frente aumenta o ângulo, enquanto que uma inclinação para trás o diminui, como mostra a Figura 2.22. A curvatura anômala da lordose lombar pode causar dores na parte inferior das costas. Seu desvio do valor normal pode ser provocado por muitos fatores, entre os quais o enfraquecimento dos músculos flexores da bacia ou dos músculos abdominais.



**Figura 2.23** - Curvatura da lordose lombar em três situações

Os principais músculos que comandam os movimentos para curvar as costas ou levantar objetos do chão são os músculos eretores da espinha. Eles ligam o íleo e a parte inferior do sacro a todas as vértebras lombares e a quatro vértebras torácicas. Observações de chapas de raios-X mostram que, durante uma flexão das costas, as forças dos músculos eretores da espinha podem ser representadas por uma única força sobre a coluna, considerada como um corpo rígido, num ponto a 2/3 do seu comprimento em relação ao sacro, e formando um ângulo de aproximadamente  $12^\circ$  com a mesma.

### EXERCÍCIOS

26. O disco na coluna vertebral pode resistir uma força por unidade de área de  $1.1 \times 10^7 \text{ N/m}^2$  antes de romper.
- Se uma área de seção transversal do nosso disco é  $10 \text{ cm}^2$ , qual é a força máxima que pode ser aplicada antes da ruptura acontecer?
  - Numa hora de grande emergência quando seu nível de adrenalina é elevado, seria capaz de erguer uma roda de uma automóvel sem romper um disco?

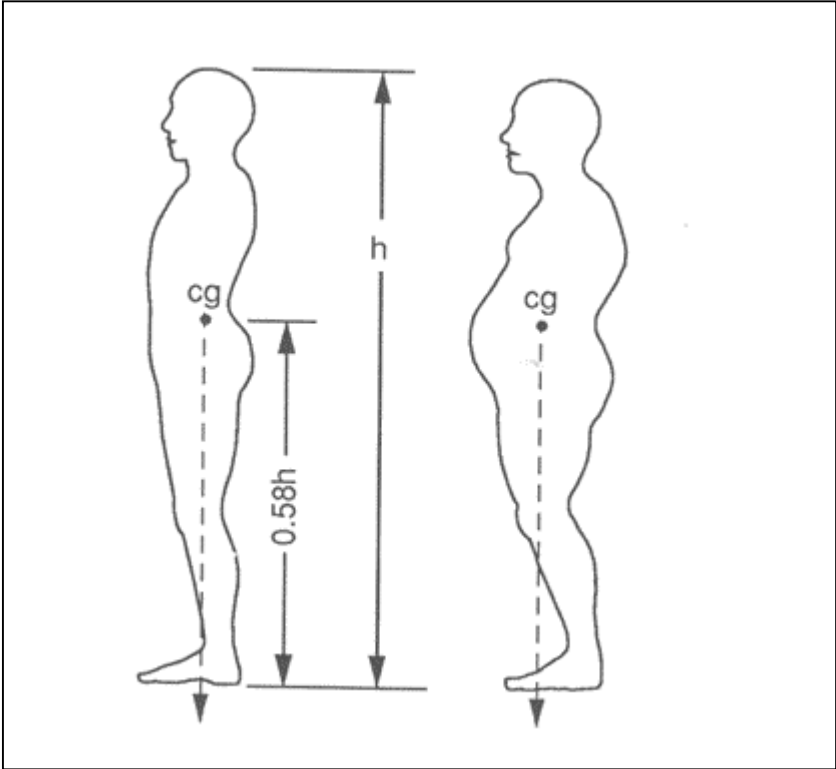
## 2.11 – ESTABILIDADE NA POSIÇÃO VERTICAL

Um humano ereto visto de trás, o centro de gravidade (C.G.) está localizado na pélvis na frente da parte superior do sacro a cerca de 58% da altura da pessoa do chão. Uma linha vertical do cg passa entre os pés. Controles musculares pobres, acidentes, doenças, gravidez, condições de sobrecarga ou mudanças erradas de posturas mudam a posição do cg para uma localização não natural no corpo como mostrado na Fig. 2.24. Uma condição de sobrecarga (ou um abaixamento pronunciado) leva a um deslocamento para frente do cg, movendo a projeção vertical na base dos pés onde o balanço é menos estável. A pessoa pode compensar voltando-se ligeiramente para trás.

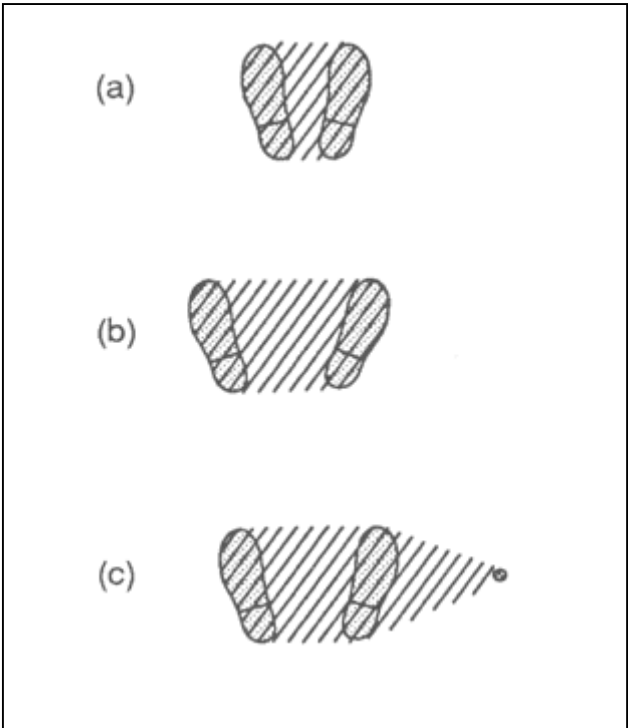
Para manter a estabilidade na posição vertical, você deve fixar a projeção vertical do seu cg dentro da área coberta pelo seus pés (Fig. 2.25a). Se a projeção vertical do seu cg cai fora desta área você cairá. Quando seus pés estão muito juntos (Fig. 2.25a) você está menos estável do que quando eles estão separados (Fig. 2.25b). Por outro lado, se o cg é abaixado, você torna-se mais estável. Uma bengala ou muleta também melhora sua estabilidade (Fig. 2.25c). Comparando a estabilidade de um humano com os animais de quatro pernas, é claro que o animal é mais estável porque a área entre seus pés é maior que para os humanos de duas pernas. Assim é que se entende porque os bebês humanos levam cerca de dez meses antes de serem capazes de ficarem em pé enquanto um animal de quatro pernas consegue isto em cerca de dois dias, este último por uma condição necessária de sobrevivência.

O corpo compensa sua posição quando ergue uma mala pesada. O braço oposto move para fora e o corpo tomba para o lado do objeto para manter o cg apropriadamente colocado para o balanço. Pessoas que tiveram um braço amputado estão numa situação semelhante que uma pessoa carregando uma mala. Elas compensam o peso do seu braço restante curvando o torso; entretanto, curvatura continuada do torso

freqüentemente leva à curvatura da coluna. Uma prótese comum é um braço artificial com uma massa igual ao braço perdido. Muito embora o braço falso não funciona, ele evita a distorção da coluna.



**Figura 2.24** – (a) O centro de gravidade de uma pessoa normal está localizado cerca de 58% da altura da pessoa acima da sola dos seus pés. (b) Uma condição de sobrecarga pode deslocar o CG Para frente de modo que a projeção vertical dele passe abaixo da sola dos pés, fazendo o corpo compensar assumindo uma posição não natural levando a uma possível distensão muscular. (Após C.R.Nave e B.C. Nave, Physics for the Health Sciences, W.B. Saunders, p. 24, 1975



**Figura 2.25** – O corpo permanece estável enquanto a projeção do CG permanece dentro da área marcada entre os pés. (a) a área estável quando os pés estão mais juntos. (b) a área estável quando os pés estão afastados e (c) a área estável quando uma bengala ou muleta é usada.

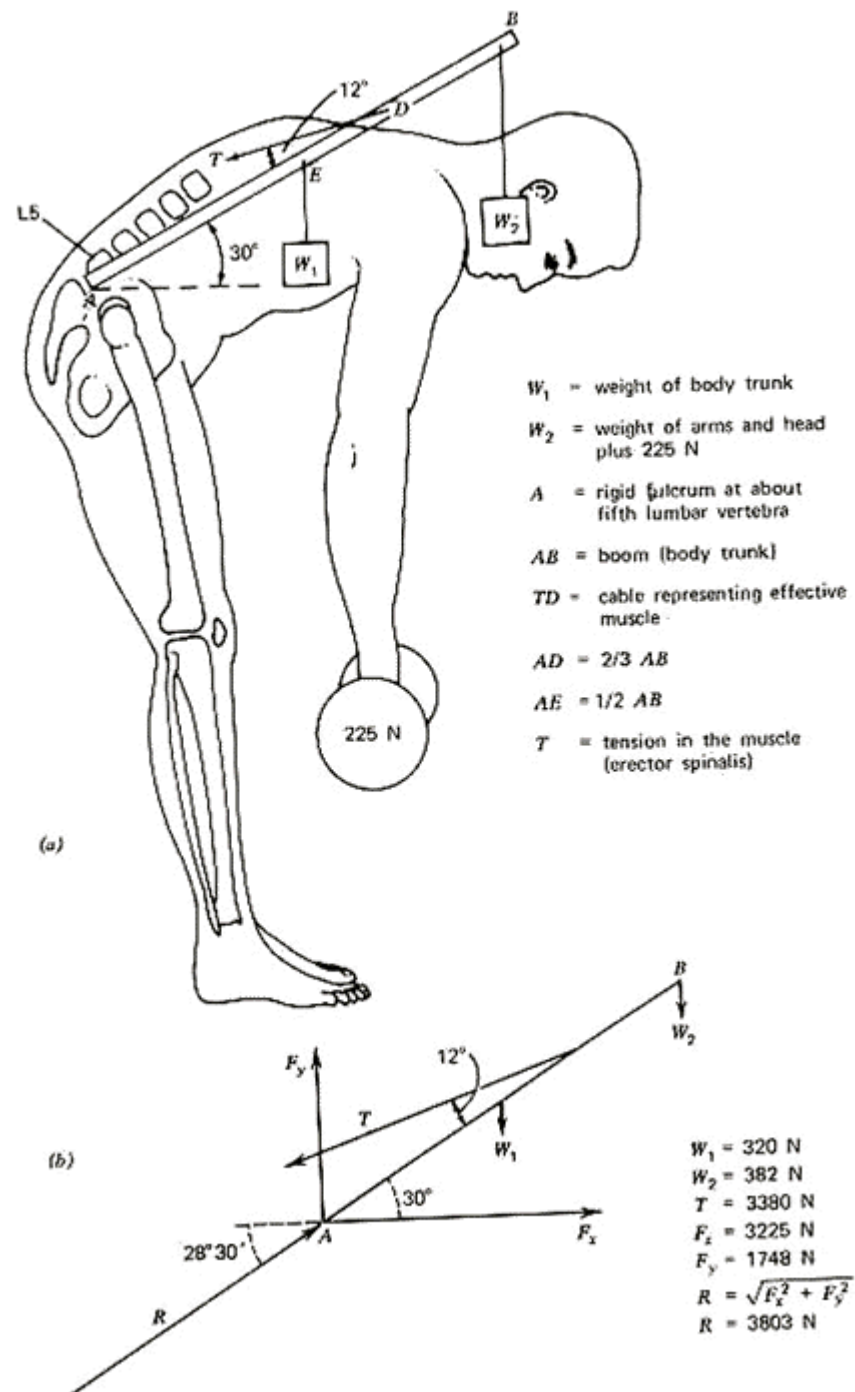
2.12 LEVANTAMENTO E AGACHAMENTO

A medula espinhal está envolvida e protegida pela coluna vertebral. A medula espinhal fornece o principal caminho para a transmissão dos sinais nervosos de e para o cérebro. Os discos separando as vértebras podem ser lesados; uma doença comum nas costas é chamada de “deslocamento de disco”. A condição ocorre quando as paredes do disco enfraquece e rasgam, levando a um inchaço que algumas vezes empurra contra os

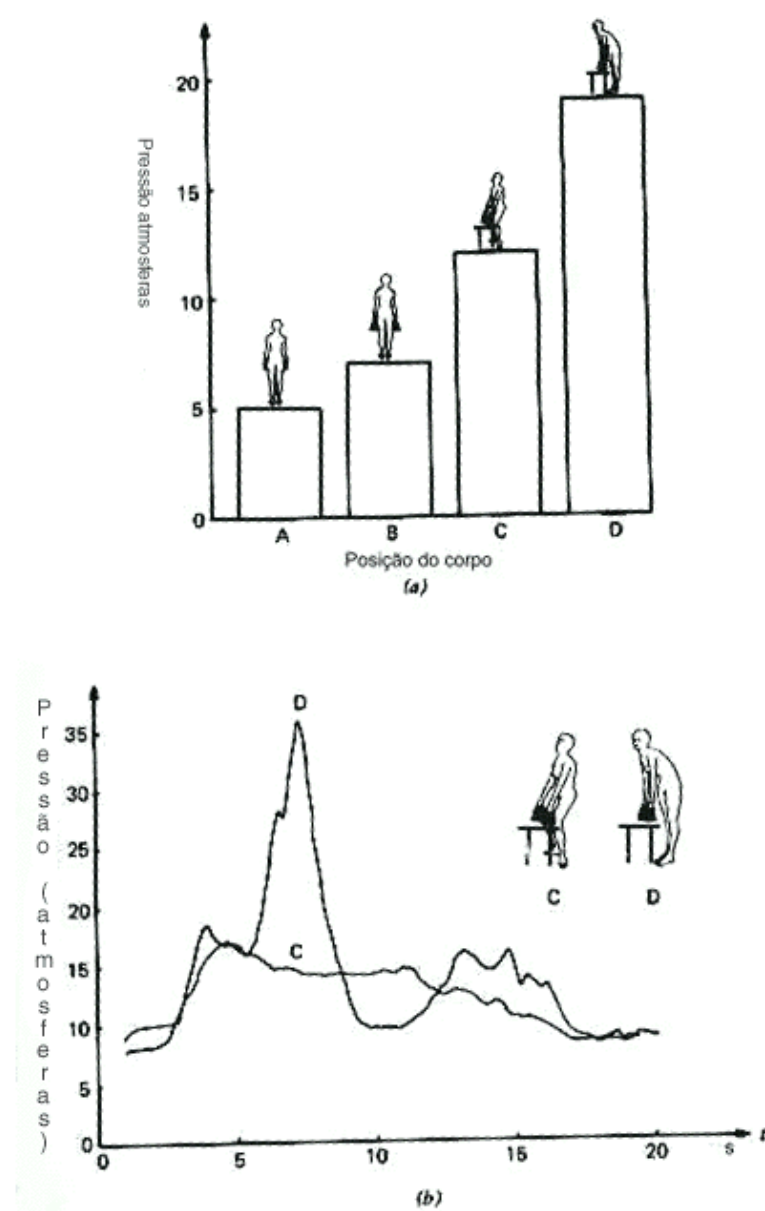
nervos que passam através dos buracos especiais (foramina) nos lados de cada vértebra. Repouso extenso, algumas vezes trações e cirurgias são terapias usadas para aliviar a condição.

Uma parte freqüentemente abusada do corpo é a região lombar (inferior das costas) mostrada esquematicamente na Fig. 2.26. As vértebras lombares estão sujeitas a forças muito grandes – aquelas resultantes do peso do corpo e também por qualquer força que você submete a região lombar por um levantamento indevido de peso. A Fig. 2.26 ilustra a grande força compressiva (rotulada por **R**) na quinta vértebra lombar (L5 na Fig. 2.26). Quando o corpo é curvado para frente em 60° da vertical e existe um peso de 225 N nas mãos, a força compressiva **R** pode atingir 3 800 N (aproximadamente seis vezes o peso do seu corpo).

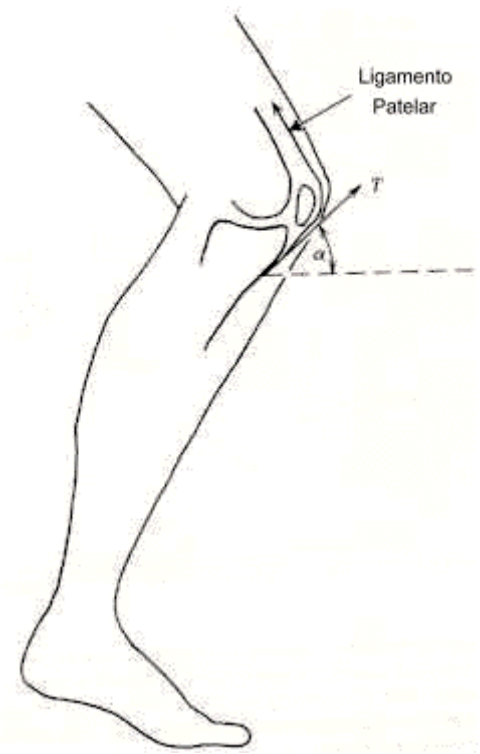
Não é surpreendente que levantamento de objetos pesados nessa posição incorreta é suspeitado ser a principal causa das dores lombares. Desde que a dor lombar é muito séria e não muito bem entendida, os fisiologistas estão interessados em encontrar exatamente quão grande são as forças nas regiões lombares das costas. Medidas de pressão nos discos tem sido feitas. Uma agulha oca conectada a um transdutor de pressão calibrado foi inserida no centro gelatinoso de um disco intervertebral. Esta máquina mediu a pressão dentro do disco. A pressão no terceiro disco lombar para um adulto em diferentes posições estão mostradas na Figura 2.27a e b. Mesmo mantendo-se ereto existe uma pressão relativamente grande no disco devido ao efeito combinado do peso e tensão muscular. Se o disco está sobrecarregado como pode ocorrer num levantamento impróprio ele pode se romper (ou deslizar), causando dor pela ruptura ou permitindo materiais irritantes do interior do disco sejam expostos.

**Figura 2.26**

Levantamento de peso. (a) Esquema das forças usadas. (b) A força onde T é uma aproximação para todos as forças musculares e R é a força resultante na Quinta vértebra lombar (L5). Note que a força de reação R na Quinta vértebra lombar é grande. (Adaptado de L. A. Strait, V. T. Inman, e H. J. Ralston, Amer. J. Phys., **15**, 1947, pp. 377-378).



**Figura 2.27.** Pressão na coluna vertebral. (a) A pressão no terceiro disco lombar para um sujeito (A) de pé, (B) de pé segurando 20 kg, (C) erguendo 20 kg corretamente dobrando os joelhos e (D) levantando 20 kg incorretamente sem dobrar os joelhos. (b) pressão instantânea no terceiro disco lombar enquanto está se erguendo 20 kg corretamente e incorretamente. Note a pressão de pico muito maior durante o levantamento incorreto. (Adaptado de A. Nachemson and G. Elfstrom, *Scand. J. Rehab. Med.*, Suppl. 1, 1970, pp. 21-22.)



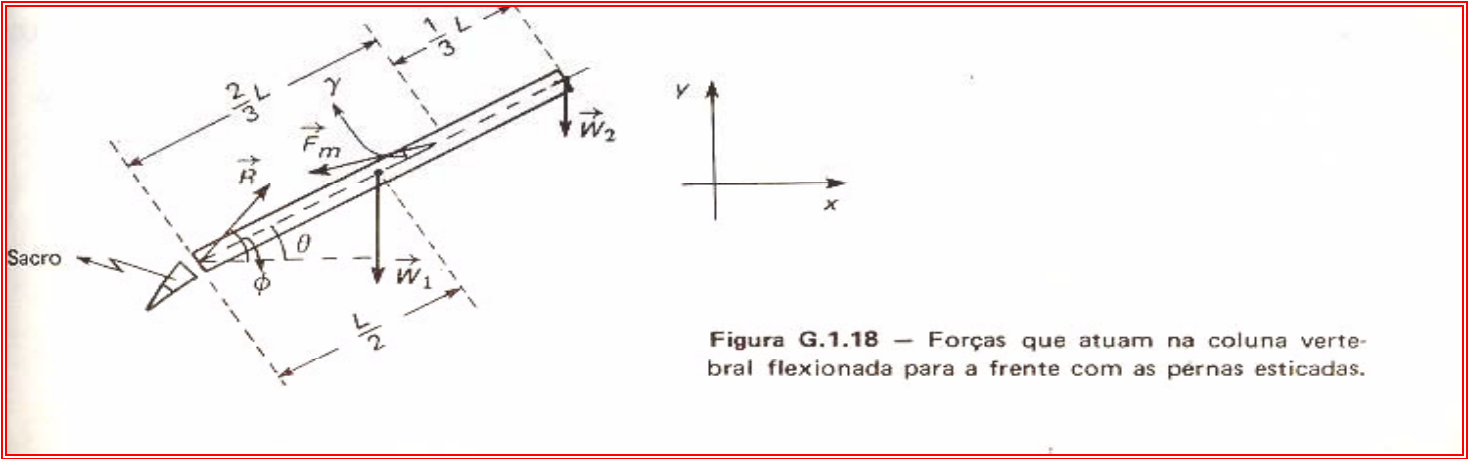
**Figura 2.28.** Diagrama da força de tensão dos ligamentos da patela durante agachamento. A tensão  $T$  é muito maior quando uma pessoa está num low squat.

Da mesma forma que as forças podem ser transmitidas a distâncias e através de ângulos por cabos e sistemas de polias, as forças dos músculos do corpo são transmitidas por meio dos tendões. Os tendões, filamentos fibrosos que conectam as extremidades dos músculos ao osso, minimizam a carga numa junta. Por exemplo, os músculos que movem os dedos para pegar os objetos estão localizados no antebraço, e longos tendões são conectados para apropriar lugares nos ossos dos dedos. É claro, os tendões tem de permanecer nos seus próprios lugares para funcionarem apropriadamente. Artrites nas mãos

Na perna, os tendões passam sobre sulcos nos joelhos e conectam-se à tíbia. Com a sua perna estendida você pode mover a rótula com a sua mão mas com o joelho flexionado você não pode - a patela é mantida rigidamente no lugar pela força do tendão como mostrado na Fig. 2.28. A patela também serve como uma roldana para mudar a direção da força. Ela aumenta a vantagem mecânica dos músculos que esticam a perna. Algumas das maiores forças no corpo ocorrem na patela. Quando uma pessoa está agachando, a tensão nos tendões que passam sobre a patela pode ser mais do duas

EXERCÍCIO

27. A figura 2.29 esquematiza as forças que atuam na coluna vertebral flexionada para a frente; a coluna é substituída por uma barra rígida de comprimento  $L$ . Esse esquema é válido para o movimento de flexão das costas com as pernas esticadas. O peso do tronco é  $W_1$ ;  $W_2$  é a soma dos pesos dos braços e da cabeça;  $F_m$  é a força exercida pelos músculos eretores da espinha; a  $R$  é a reação do sacro sobre a espinha.
- a. Determine as intensidades de  $R$  e  $F_m$  em função do peso  $W$  do indivíduo.
  - b. Qual é o ângulo  $\phi$  que  $R$  faz com a horizontal?
  - c. Qual é a força de compressão exercida pelo sacro sobre o disco lombossacral, ou seja, a componente de  $R$  perpendicular ao sacro?
- Suponha que  $W_1 = 0,4 W$ ,  $W_2 = 0,2 W$  e  $\theta = 30^\circ$  e  $\gamma = 12^\circ$ .

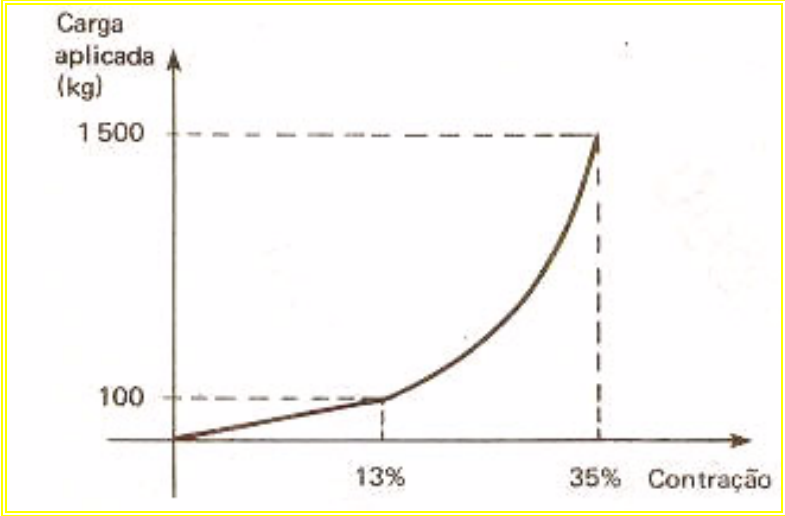


**Figura G.1.18** — Forças que atuam na coluna vertebral flexionada para a frente com as pernas esticadas.

**Figura 2.29** - Forças que atuam na coluna vertebral flexionada para frente com as pernas esticadas

A compressão dos discos intervertebrais produz efeitos que variam desde uma pequena contração até a ruptura dos mesmos. O gráfico da Figura 2.30 ilustra a contração dos discos intervertebrais lombares com a carga aplicada às vértebras, para pessoas entre 40 e 60 anos. Pode-se notar que o disco é aproximadamente elástico para cargas até 100 kg, quando a relação contração-carga é linear. Acima de 100 kg, essa relação se torna não-linear e a ruptura ocorre para uma carga de aproximadamente 1 500 kg, quando a contração é da ordem de 35%.

É interessante notar que a carga máxima que produz ruptura do disco intervertebral varia com a localização da vértebra. Assim, para as vértebras torácicas inferiores, a carga máxima é 1 150 kg, para as vértebras torácicas superiores, 450 kg e para as vértebras cervicais, 320 kg. Entretanto, a pressão exercida para produzir a ruptura é a mesma para todas as vértebras e é aproximadamente igual a 11 N/mm<sup>2</sup>.



**Figura 2.30** - Contração dos discos intervertebrais em função da carga aplicada às vértebras

EXERCÍCIOS

28. Explique como a pressão máxima necessária para produzir ruptura dos discos intervertebrais é a mesma para todas as vértebras, enquanto que a carga máxima diminui com o afastamento da vértebra em relação ao sacro.

29. a. Usando o resultado obtido no exercício 26, calcule as forças **R**, **F<sub>m</sub>** e a compressão sobre o disco lombossacral para um indivíduo com massa igual a 70 kg.  
b. Quanto valerão essas forças se o mesmo indivíduo deseja levantar do chão uma criança de 20 kg? Nesse caso, **W<sub>2</sub>** é acrescido do peso da criança.

c. Discuta os resultados com base no gráfico contração x carga máxima.
30. Proponha uma maneira menos danosa que a do exercício para levantar um peso do chão e justifique sua escolha, com base nos conceitos expostos.

Tem se levantado a questão que os sintomas das dores lombares é o preço que o homem paga por ser ereto; entretanto, veterinários, tem mostrado que a degeneração no disco também ocorre com animais quadrúpedes. Os sintomas para o animal e o homem ocorrem nas regiões com grandes “stress”.

Algumas vezes os ossos vertebrais sofrem colapsos antes de danificar o disco. Isto freqüentemente acontece em mulheres com idade avançada que sofrem de fraqueza óssea, ou osteoporose. Colapso de uma vértebra pode conduzir a uma estatura arqueada para trás.



2.13- FORÇAS NO QUADRIL E COXA

Os músculos glúteo médio, glúteo mínimo e tensor *fascia femoris* são os responsáveis pela força abdutora que controla o deslocamento não rotacional do fêmur (e da perna) em relação ao eixo mediano do corpo humano. Eles ligam o íleo ao grande trocanter do fêmur. A cabeça do fêmur, por sua vez, está alojada no acetábulo do osso ilíaco. A Figura 2.31 mostra um diagrama da perna direita e dos quadrís com as indicações das forças e as distâncias entre os pontos de aplicação de cada uma das forças.

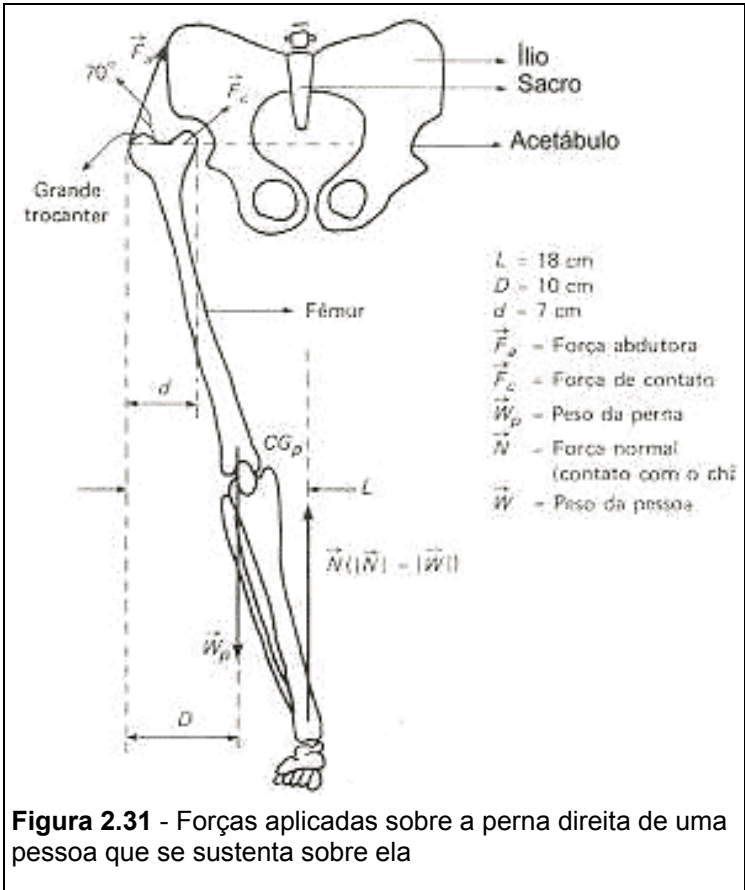
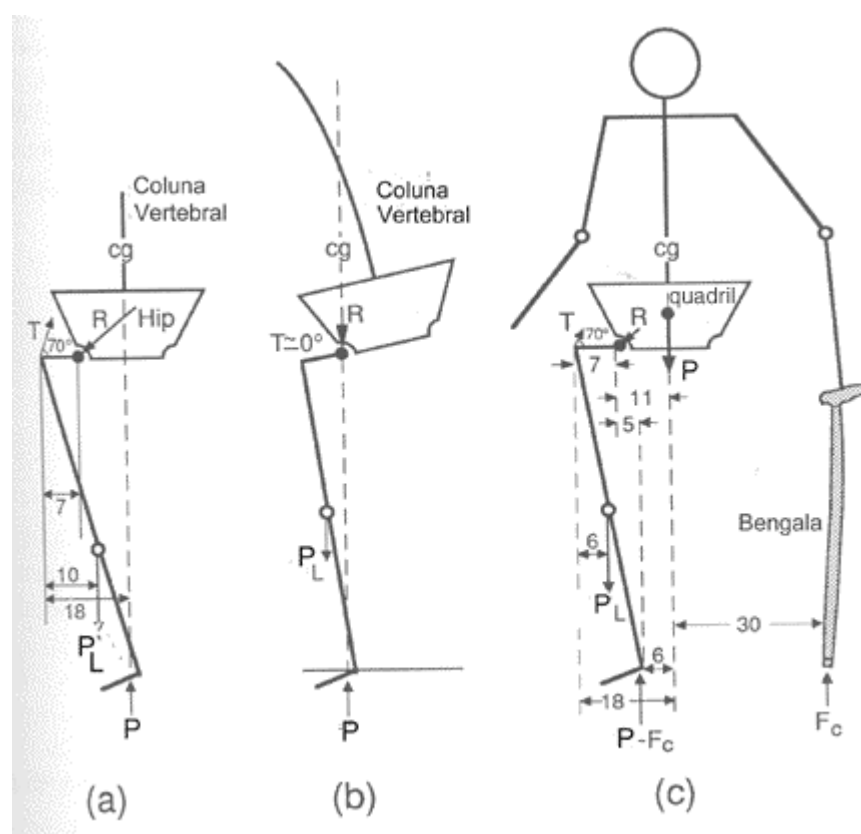


Figura 2.31 - Forças aplicadas sobre a perna direita de uma pessoa que se sustenta sobre ela

Quando você está andando existe um momento quando somente um pé está no chão e o C.G. do seu corpo está diretamente sobre aquele pé. A Fig. 2.32a mostra as forças mais importantes atuantes naquela perna. Estas forças são 1) força vertical para cima no pé, igual ao peso do corpo P, 2) o peso da perna  $P_L$ , que é aproximadamente igual a  $P/7$ ; 3) R, a força de reação entre o fêmur e o quadril, e 4) T, a tensão no grupo muscular entre o quadril e o grande trocanter no fêmur, que estabelece a força para manter o corpo no balanço.





**Figura 2.32.** Um diagrama que mostra aproximadamente as forças e dimensões (em cm) para o quadril – perna sob diferentes condições. (a) Quando a pessoa está ereta sobre um dos pés. A força vertical para cima num pé está o peso da pessoa  $P$ . O peso da perna  $P_L$  é tomado como  $P/7$  e o ângulo dos músculos abdutores do quadril indicados por  $T$  é tomado como  $70^\circ$ .  $R$  é a força de reação entre o quadril e a cabeça do fêmur (junta do quadril). (b) Quando a junta do quadril ou músculo abdutor é lesado, o corpo curva para colocar o cg diretamente sobre a base do fêmur e o centro do pé, reduzindo assim a força de reação  $R$  e a força do músculo abdutor  $T$ . (c) Quando uma bengala é usada, a força abductora  $T$  e a força de reação  $R$  na cabeça do fêmur são reduzidas grandemente. A força para cima de  $F_C = P/6$  dá  $T \approx 0,65 P$  e  $R \approx 1,3 P$ , uma redução substancial daquela parte (a). (Adaptado de Williams, M., e Lissner, H. R., *Biomechanics of Human Motion*, Philadelphia, W. B. Saunders Company, 1962, p. 110 e de G.B. Benedek e F.M.H. Villars, *Physics With Illustrative Examples from Medicine and Biology*, Vol. 1, Mechanics, Addison-Wesley, 1973.)

As várias dimensões e o ângulo mostrado na Figura 2.32 foram tomadas das medidas de cadáveres. Neste exemplo,  $T$  é cerca de  $1,6 P$  (onde  $P$  é o peso do corpo) e existe uma força de reação ( $R$ ) na junta do quadril igual a  $2,4 P$ . A cabeça do fêmur para um homem de 70 kg tem uma força de cerca de 1 600 N sobre ele.

O que acontece quando há uma lesão no grupo muscular no quadril ou ferimento na junta do quadril? O corpo reage tentando reduzir as forças  $T$  e  $R$ . Ele faz isto inclinando o corpo de modo que o C.G. fique diretamente sobre a bola do fêmur e pé (Fig. 2.32b). Isto reduz a força muscular  $T$  para aproximadamente zero. A força de reação  $R$  é aproximadamente igual ao peso do corpo acima da junta mais a perna (ou  $6P/7$ ).  $R$  aponta verticalmente para baixo. Isto reduz a força  $T$  e  $R$  e ajuda o processo de cura. Entretanto, força de reação para baixo faz a cabeça do fêmur crescer para cima, enquanto a bola do fêmur na outra perna não muda. Eventualmente isto conduz a um crescimento desigual na junta do quadril e uma possível curvatura permanente da coluna.

O uso de muletas e bengalas reduz as forças nas juntas do quadril. A física do uso de uma bengala está mostrada esquematicamente na Fig. 2.32c. Nesta figura existem três forças atuando no corpo. – o peso  $P$ ,

a força  $F_c$  empurrando a bengala para cima, a força para cima no pé igual a  $P - F_c$ . Note que a bengala está na mão oposta ao quadril lesado. Sem a bengala,  $T = 1,6 P$  e  $R = 2,4 P$  como mostrado na Fig. 2.32a. A bengala reduz estas forças permitindo o pé mover da posição sob a linha central do corpo como na Fig. 2.32a para uma nova localização mais perto ao being sob a cabeça do fêmur e sem a curvatura da espinha como na Fig. 2.32b. Na Fig. 2.32c, a bengala está localizada 0,3 m da linha de projeção vertical do C.G.. Assumiremos que a bengala suporte cerca de 1/6 do peso do corpo. Para as condições dadas na Fig. 2.16c,  $T = 0,65 P$  e  $R = 1,3 P$ , que é uma redução maior que aquela mostrada na Fig. 2.32a. Embora a natureza humana leva-nos a ocultar nossos defeitos, o uso de uma bengala pode ajudar consideravelmente no processo de recuperação das lesões nas juntas dos quadrís.

### EXERCÍCIOS

31. Na Figura 2.31, determine as intensidades das forças abdução,  $F_a$ , e de contato,  $F_c$ , assim como a direção de  $F_c$  em relação à vertical. Considere o peso  $W_p$  da perna direita 1/7 do peso total  $W$  e que a perna esquerda não está apoiada. Dê sua resposta em função do peso total  $W$ .

Como a pessoa está parada, a perna pode ser substituída por uma barra rígida. Escolha de modo conveniente o ponto em relação ao qual vai calcular o torque, por exemplo, que possa anular o torque de uma das forças a ser determinada.

Quais serão as novas intensidades de  $F_a$  e  $F_c$  se a pessoa usar uma muleta que consegue sustentar 1/6 de seu peso  $W$ , e apoiada a 30 cm da sua linha de ação?

## 2.14 – MOVIMENTO E FORÇAS DE COLISÕES

Quando o corpo colide com um objeto sólido, ele rapidamente desacelera, levando a grandes forças. Consideremos a desaceleração ser constante e nos limitemos aos movimentos unidimensionais. A 2ª lei de Newton, força igual a massa vezes aceleração, pode ser escrita sem notação vetorial como

$$F = m \cdot a$$

Newton escreveu originalmente a lei dizendo que a força é igual a variação do momento linear  $\Delta(mv)$  num curto intervalo de tempo  $\Delta t$  ou

$$F = \Delta(mv) / \Delta t$$

### 2.14.1. Exemplos de Forças de Colisões

O exemplo a seguir mostra como esta forma da segunda lei de Newton pode ser usada para estimar as forças no corpo quando ele colide com alguma coisa.

### EXEMPLOS

1. Uma pessoa de 60 kg andando a 1 m/s colide com uma parede e pára numa distância de 2.5 cm em apenas 0.05 s. Qual é a força desenvolvida no impacto?

#### Solução

$$\Delta(mv) = (60 \text{ kg}) (1 \text{ m/s}) - (60 \text{ kg}) (0 \text{ m/s}) = 60 \text{ kg m/s}$$

$$F = \Delta(mv) / \Delta t = (60 \text{ kg m/s}) / 0.05 \text{ s} = 1200 \text{ kg m/s}^2 = 1200 \text{ N (ou 2 vezes o seu próprio peso)}$$

- 2.a. Uma pessoa andando a 1 m/s colide sua cabeça contra uma barra de aço. Assuma que a cabeça pára em 5 mm em cerca de 0.01s. Se a massa da cabeça é 3 kg, qual é a força desaceleradora?

#### Solução

$$\Delta(mv) = (3 \text{ kg}) (1 \text{ m/s}) - (3 \text{ kg}) (0 \text{ m/s}) = 3 \text{ kg m/s}$$

$$F = \Delta(mv) / \Delta t = (3 \text{ kg m/s}) / 0.01 \text{ s} = 300 \text{ N (~65 lb)} \text{ ou cerca de 10 vezes seu próprio peso.}$$

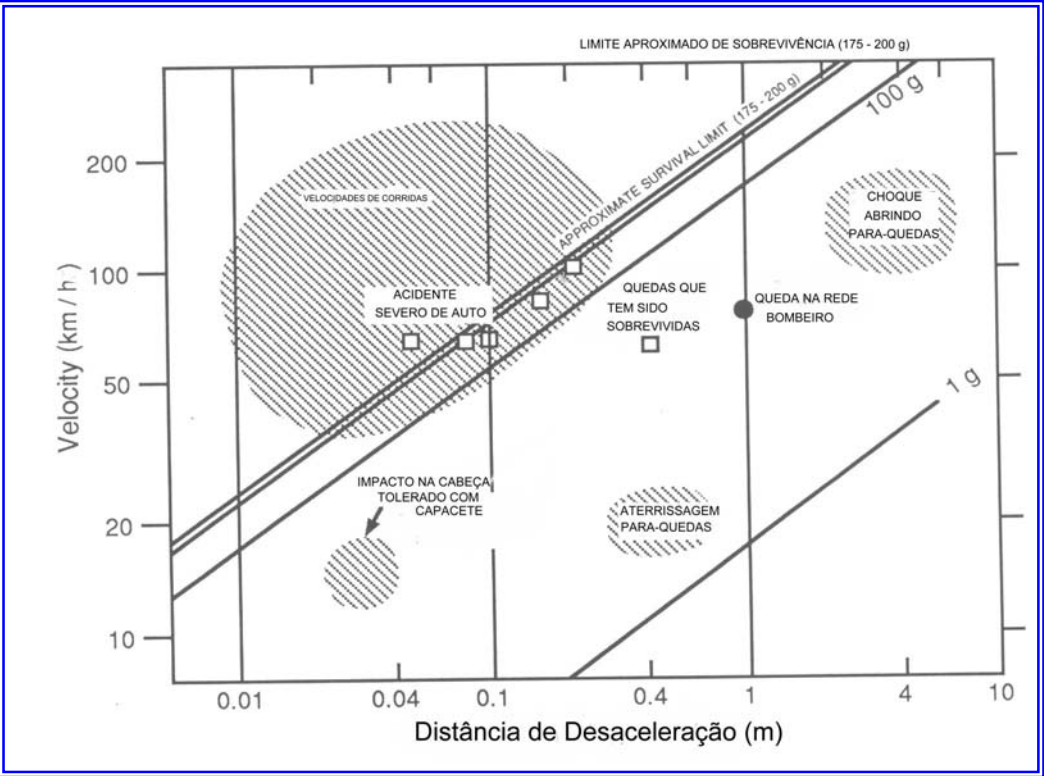
b. Se a barra de aço tem 2 cm de almofada e  $\Delta t$  é aumentado para 0.04 s, qual é a força?

$F = \Delta(mv) / \Delta t = (3 \text{ kg m/s}) / 0.04 \text{ s} = 75 \text{ N} (\sim 16 \text{ lb})$ , uma considerável redução do valor anterior.

Um exemplo de uma pequena força dinâmica no seu corpo é o aumento aparente de peso quando o coração bate (sístole). Cerca de 0.06 kg de sangue é bombeada para cima numa velocidade de cerca de 1 m/s em aproximadamente 0.1 s. O momento linear para cima dado à massa de sangue é (0.06 kg) (1 m/s) ou 0.06 kg m/s ou ainda, 0,6N. A reação é grande o suficiente para produzir uma notável oscilação numa balança de mola sensível (ver Capítulo 1).

Se uma pessoa salta de uma altura de 1 m e cai em pé, ela sofre um impacto. Sob esta condição, a desaceleração do corpo surge através da compressão no amortecimento do pé. Podemos calcular que o corpo estava viajando a 4,5 m/s logo antes de colidir, e se o amortecimento encolhe por  $10^{-2}$  m o corpo para em cerca de 5 ms (0,005 s). Sob estas condições, a força nas pernas é quase 100 vezes o seu peso (100 g, ver também Fig. 2.33). Se esta pessoa cai numa almofada de esporte o tempo de desaceleração é muito maior, e se ele seguiu a reação normal do corpo ele cairá com a ponta dos pés e inclinará seus joelhos para desacelerar por um tempo ainda maior, diminuindo assim a magnitude da força de impacto.

Uma corrente forma de diversão popular é o salto de corda, em que uma pessoa é amarrada a uma corda muito elástica e salta de uma considerável altura. A corda desacelera a pessoa ao longo de uma grande distância. A emoção vem da queda livre e desaceleração. Em termos da Figura 2.33, a distância de desaceleração seria usualmente mais que 10 m e as velocidades abaixo de 100 km/h. Isto coloca a condição além da região de limite superior da Figura 2.33.



**Figura 2.33.** Uma compilação de casos documentados dos impactos resultantes sobre os humanos mostrados como um gráfico log-log da velocidade de impacto versus a distância de desaceleração durante o impacto. As linhas diagonais mostram a desaceleração em termos da aceleração da gravidade g. (Um g é igual ao peso do corpo). Os quadrados vazios representam dados documentados de sobreviventes em queda livre. As áreas hachuradas representam estimativas para outras situações. (Após R. G. Snyder, *Bioastronautics Data Book*, Second Ed., p. 228 (1973).

EXERCÍCIO

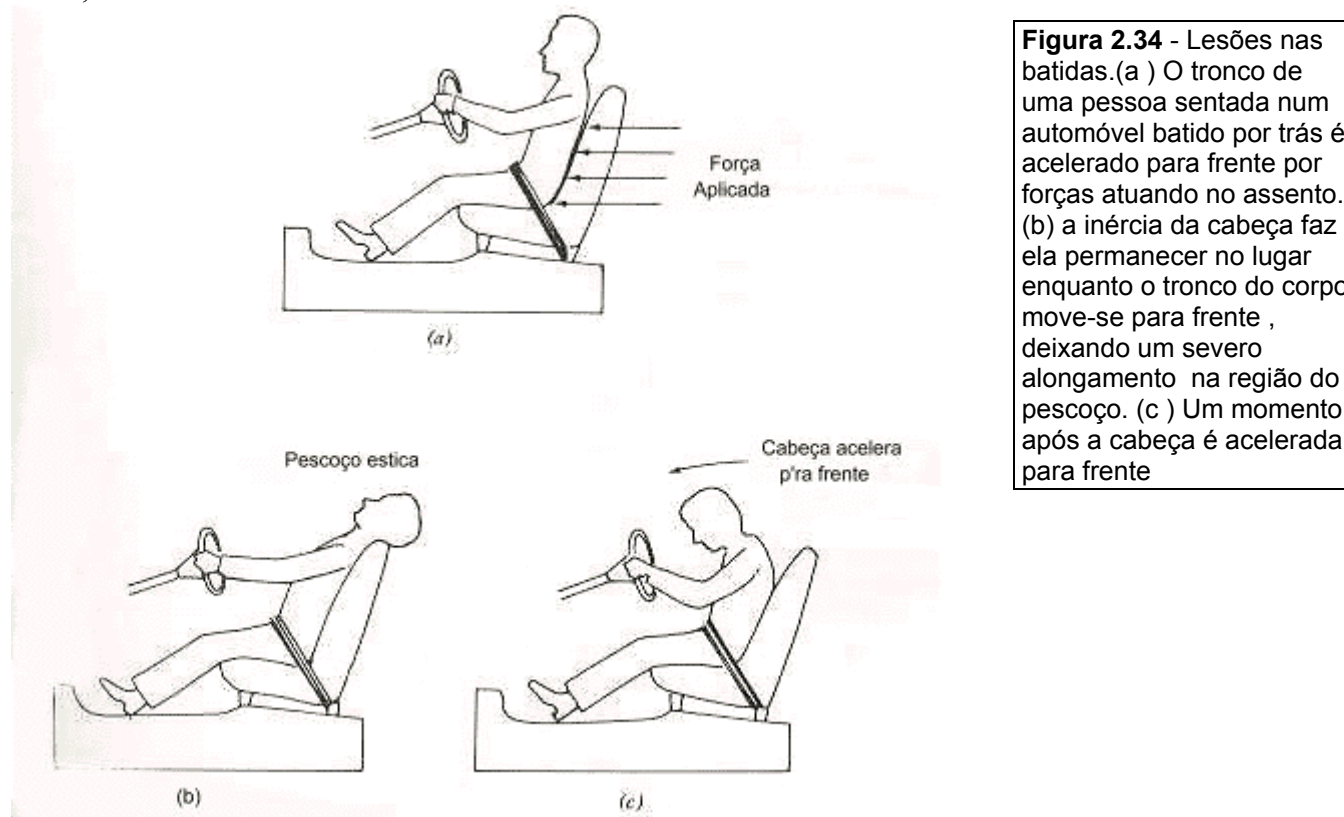
32. Uma pessoa de 50 kg salta de uma altura de 1 m e está viajando a 4,4 m/s logo antes de tocar o solo. Suponha que a pessoa toca o solo numa almofada e pára em 0,2 s. Qual a máxima força desaceleradora será experimentada?

2.14.2 SOBREVIVENDO A QUEDAS DE GRANDES ALTURAS

Você poderia pensar que se você salta ou cai de uma grande altura sua chance de sobrevivência é zero, a menos que você caia com um para quedas gigante. Na vida real, suas chances não são zero – apenas muito pequenas. Pessoas têm sobrevivido a quedas de grandes alturas. Tudo depende de como ela cai! Se você cai em arbustos, ramos de árvores, em camadas profundas de neve, ou cai na lateral de um monte de terra sua força de desaceleração pode ser tão pequena que você pode sobreviver. Um sumário das regiões perigosas para colisões de impacto está mostrado na Fig. 2.33 ao lado de alguns casos documentados. Esta figura mostra a velocidade no instante do impacto versus a distância necessária para parar. Poder-se-ia igualmente bem plotar a velocidade versus o tempo necessário para parar, mas usualmente a distância é mais fácil de ser medida. As linhas cheias em diagonal na Figura 2.33 indica a desaceleração em termos de unidade de gravidade,  $g = 9,8 \text{ ms}^{-2}$ . Por exemplo, uma desaceleração de 10 g corresponde a uma força desaceleradora igual a dez vezes o peso do objeto. As linhas duplas na Figura 2.33 é uma estimativa do limite de sobrevivência.

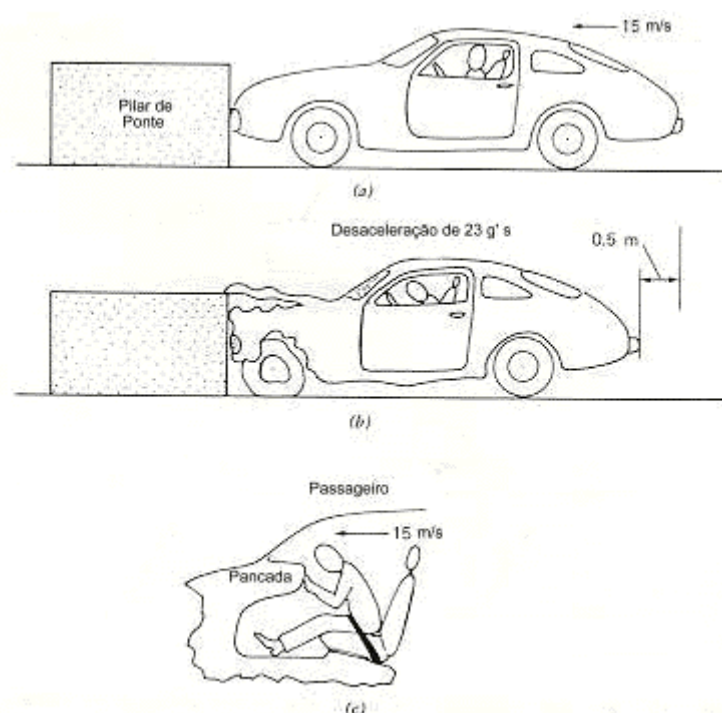
### 2.14.3. COLISÕES ENVOLVENDO VEÍCULOS

Colisões de carros modernos de alta velocidades sujeitam os ocupantes a forças aceleradoras e desaceleradoras muito grandes. Num acidente o carro pára freqüentemente num curto intervalo de tempo, produzindo forças muito grandes. O resultado destas forças no condutor e passageiros pode ser fraturas de ossos, lesões internas e morte.



Consideraremos o caso do “batida”. Uma pessoa sentada num automóvel que é batido por trás freqüentemente sofrerá um ferimento no pescoço (região cervical da espinha). Quando o carro é batido, forças atuam no assento forçando o tronco do corpo para frente (Figura 2.34a), enquanto a inércia da cabeça faz ela permanecer no lugar, fazendo um severo alongamento do pescoço (Figura 2.34b). Em milisegundos a cabeça é forçada a se acelerar para frente (Figura 2.34c). É surpreendente que prejuízos severos ao pescoço resultem? Os encostos de cabeça atualmente instalados nos automóveis reduzem os efeitos desta forma de batida.

Embora os cintos de segurança nos automóveis tem ajudado reduzir lesões nos acidentes, uma pessoa usando um cinto poderá ainda sofrer lesões sérias na cabeça num acidente. As Figuras 2.35a e b mostram um automóvel viajando a 15 m/s ( 54 km/h) que pára em 0.5 m devido a uma colisão; a cabeça do passageiro e o corpo são atirados contra o painel e parados (Figura 2.35c). Se o painel é acochoado, o efeito da desaceleração é minimizado. Se, entretanto, o painel não é acochoado ou se a cabeça bate numa superfície metálica, forças que vão além da tolerância humana ocorrem e severas lesões na cabeça ou morte podem ser esperadas. Air bags e tiracolos efetivamente reduzem a possibilidade deste tipo de lesão.



**Figura 2.35** - (a) Um automóvel viajando a 15 m/s (54 km/h) é envolvido numa colisão. (b) e pára em 0.5 m. (c) Um passageiro usando um cinto de segurança é girado para frente e bate no painel. 1 g é igual a aceleração da gravidade.

Em 1960 um programa de segurança federal para automóveis teve início. Mesmo antes, os militares, a NASA e grupos científicos estudaram as forças que o corpo poderia suportar. Para pequenas forças controladas, isto foi feito com voluntários humanos. Para limites mais extremos, cadáveres, animais foram usados para determinar o intervalo de tolerância.

Considere uma colisão da cabeça contra uma barreira sólida – um dos mais sérios tipos de acidentes de automóveis. O que acontece ao automóvel e seus ocupantes na colisão? O auto é projetado para não ser rígido; ele é feito para encolher suas partes no momento da batida, aumentando assim a distância de colisão (ou tempo) como mostrado na Fig. 2.36a. O encolhimento prolongado reduz a força de desaceleração. A frente do carro experimenta prejuízo severo, mas o interior deve ser essencialmente não prejudicado com seus ocupantes machucados e abalados mas não seriamente feridos.

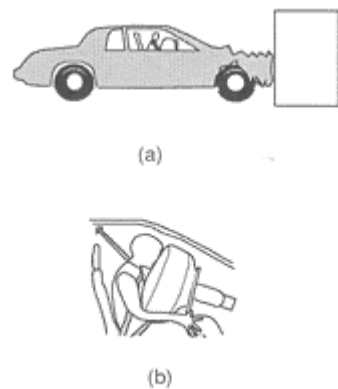
A quantidade e lesões depende das características da proteção no auto. Sistemas de cintos de segurança e proteções a tiracolo protegem a cabeça e tórax durante uma colisão (Fig. 2.36b).

Por causa dos riscos de colisões de veículos, leis federais requerem vários dispositivos de segurança nos automóveis. Estes incluem não somente o encosto de cabeça, cintos de segurança e tiracolos (uma armadura de três pontos, para evitar a pessoa de ir para frente do carro), colunas absorvedoras de energia, pára-brisas resistentes e travas laterais das portas – a última para oferecer proteção aos ocupantes numa colisão lateral. Características tais como sistemas de freios antichoque, painéis almofadados, e colchões de ar no volante de direção e no lado dos passageiros oferecem proteção adicional. Os colchões de ar fornece um tempo maior de desaceleração que o painel mais duro. Estes dispositivos são projetados para adultos. Se uma criança é conduzida no automóvel dispositivos de segurança especiais são necessários e freqüentemente requeridos por lei.

Informação tal como aquela dada na Fig. 2.33 é usada no projeto de métodos de escape de emergência dos aviões de alta performance, e nos projetos de segurança para automóveis e aviões comerciais. Por exemplo, se um piloto está para ser atirado para cima através de um alçapão de escape, é necessário saber os efeitos da aceleração na direção do assento para a cabeça. Conhecendo as limitações do corpo, a força aceleradora e sua duração podem ser ajustadas para minimizar a probabilidade de lesões durante procedimento de emergência.



Um exemplo mais familiar do uso da informação na Fig. 2.33 é no projeto de capacetes para ciclistas, motociclistas e jogadores; cada capacete tem seu próprio padrão e critério. Cada capacete é projetado para reduzir a desaceleração por esmagamento durante o impacto. Um critério para capacetes de ciclistas é a habilidade da cabeça do condutor resistir um impacto a 24 km/h contra uma superfície plana rígida como se poderia esperar se você cai quando está viajando naquela velocidade. O material do capacete deve ter a dureza apropriada a compressão de modo que o colapso da almofada do capacete prolonga a desaceleração e assim reduz as forças na cabeça. Deve-se lembrar, entretanto, que dispositivos de proteção não fornecem proteção absoluta.



**Figura 2.36** – (a) Um automóvel é envolvido numa colisão frontal e pára numa curta distância. A distância de desaceleração pode ser cerca de 1m se o auto é projetado para encolher-se na frente primeiro. (b) O condutor, que está usando uma armação de cinto de segurança, é girado para frente. Um colchão de ar infla para proteger a cabeça e tórax do motorista da colisão com o volante ou dash

### EXERCÍCIO

33. Estime a força na frente na Fig. 2.18 se a massa da cabeça é 3 kg, sua velocidade é 15 m/s e um painel almofadado é usado ao invés do colchão de ar para parar a cabeça em 0,002 s.

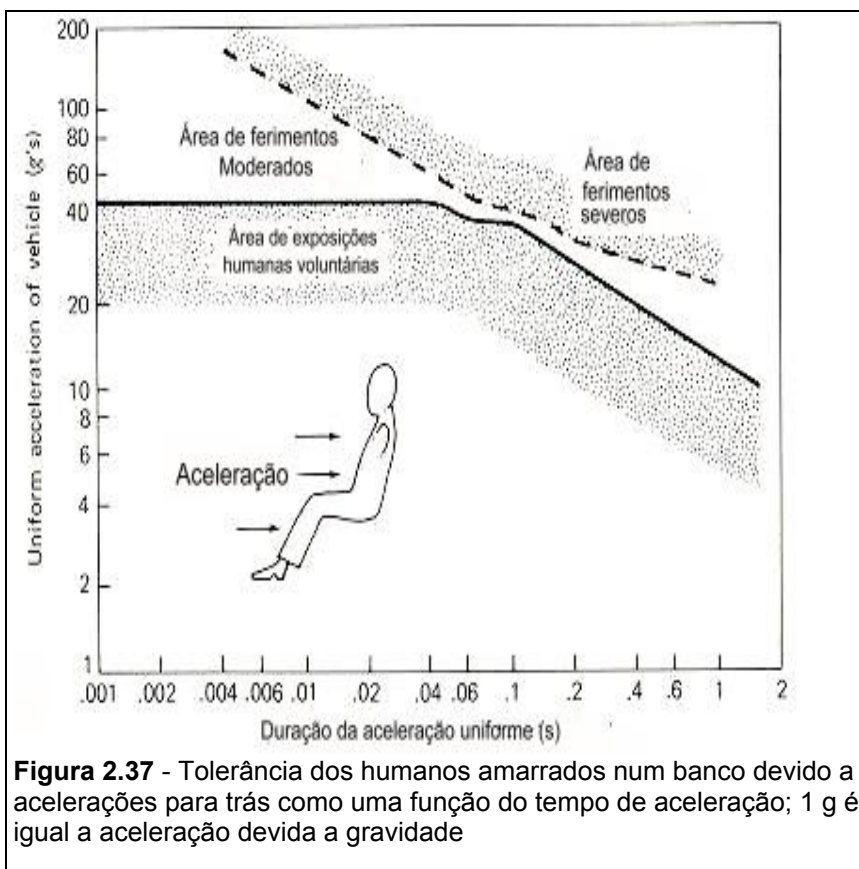
#### 2.14.4 Efeitos da Aceleração em Humanos

O comportamento do corpo sob forças aceleradoras e desaceleradoras tem sido uma área de interesse ativo para aqueles que estão envolvidos com veículos espaciais, aviões e automóveis. Todos sabemos dos efeitos das acelerações que ocorrem nos brinquedos dos parques de diversões. O aumento da aceleração que o corpo pode resistir depende da orientação do corpo e o tempo de aceleração (força). A Figura 2.37 mostra a tolerância a aceleração para trás de humanos amarrados nos assentos como uma função da duração da aceleração. O corpo pode resistir forças grandes em curtos intervalos de tempo. A informação está disponível para aceleração e desaceleração linear e rotacional para muitas diferentes posições do corpo.

Informação como esta é usada em conexão com problemas como escape de emergência de aviões de alta performance. Se um piloto é atirado para cima através de um “escape hatch”, precisamos saber os efeitos da aceleração na direção do assento para cabeça. Conhecendo as limitações do corpo, a força aceleradora e sua duração podem ser ajustadas para minimizar a probabilidade de lesões durante o escape de emergência

As acelerações podem produzir muitos efeitos tais como (1) um aumento ou diminuição aparente do peso do corpo, (2) variações na pressão hidrostática interna, (3) distorções dos tecidos elásticos do corpo e (4) a tendência dos sólidos com diferentes densidades suspensas num líquido se separar. Se as acelerações tornam-se suficientemente grandes o corpo perde o controle porque ele não tem forças musculares adequadas para funcionar contra forças aceleradoras muito grandes. Sob certas condições, o sangue pode fazer poças em várias regiões do corpo; a localização dessas poças depende da direção da aceleração. Se uma pessoa é acelerada primeiro na cabeça a falta de fluxo sanguíneo para o cérebro pode causar “blackout” e inconsciência (será visto mais tarde no estudo da Física da Respiração).





tem mostrado que os tecidos podem ser esticados por forças aceleradoras até romper-se. Em alguns acidentes automobilísticos a aorta tears loose da membrana levando a sérias consequências.

As partículas sólidas suspensas num líquido se separam quando aceleradas. Este efeito é usado nas centrífugas comuns de laboratórios.

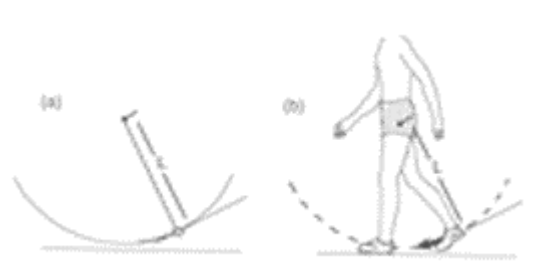
#### 2.14.5 Movimento Oscilatório

Temos assim nos concentrados com a aceleração linear e a desaceleração. Movimento repetitivo é comum no corpo humano, com o objeto em movimento retornando ao seu lugar original numa forma periódica. O batimento do coração, o balanço dos braços e pernas são exemplos.

Quando andando, as pernas fazem um movimento repetitivo semelhante daquele de um pêndulo. Por causa disto, podemos estimar quão rápido você poderia andar com seus passos naturais. Usamos o pêndulo simples mostrado esquematicamente na Fig. 2.38a. este pêndulo consiste de uma bola na extremidade de um fio de comprimento  $L$ . Para pequenas amplitudes de oscilações ele tem um período natural  $T$  dado por  $T = 2\pi (L/g)^{1/2}$  onde  $g$  é a aceleração da gravidade. A perna é semelhante ao pêndulo (Fig. 2.38b) – ela também tem um período natural. O comprimento efetivo da perna,  $L_{ef}$ , é aproximadamente 0.2 m e o período  $T = 0,9$  s. Sua velocidade natural de caminhada pode ser estimada se você sabe que um passo de cerca de 0.9 m ocorre a cada 0.45 s. A velocidade é a distância dividida pelo tempo,  $0.9 \text{ m}/0.45 \text{ s}$  ou  $2 \text{ m/s}$  (ou  $7.2 \text{ km/h}$ ). Andando mais rápido ou mais devagar que sua razão natural requer mais esforço que andando na sua razão natural.

Astronautas em satélites orbitando estão numa condição de queda livre ou “sem peso” aparente. Anterior ao primeiro vôo espacial tripulado, muitas preocupações foram externadas sobre os efeitos fisiológicos da perda de peso. Muitos dos efeitos preditos estavam baseados no comportamento do corpo durante períodos de extenso repouso na cama. Agora temos informações sobre os efeitos no homem das durações prolongadas no espaço e temos observado que algumas variações fisiológicas ocorrem. Entretanto, nada tem provado ser permanentes ou incapacitadora.

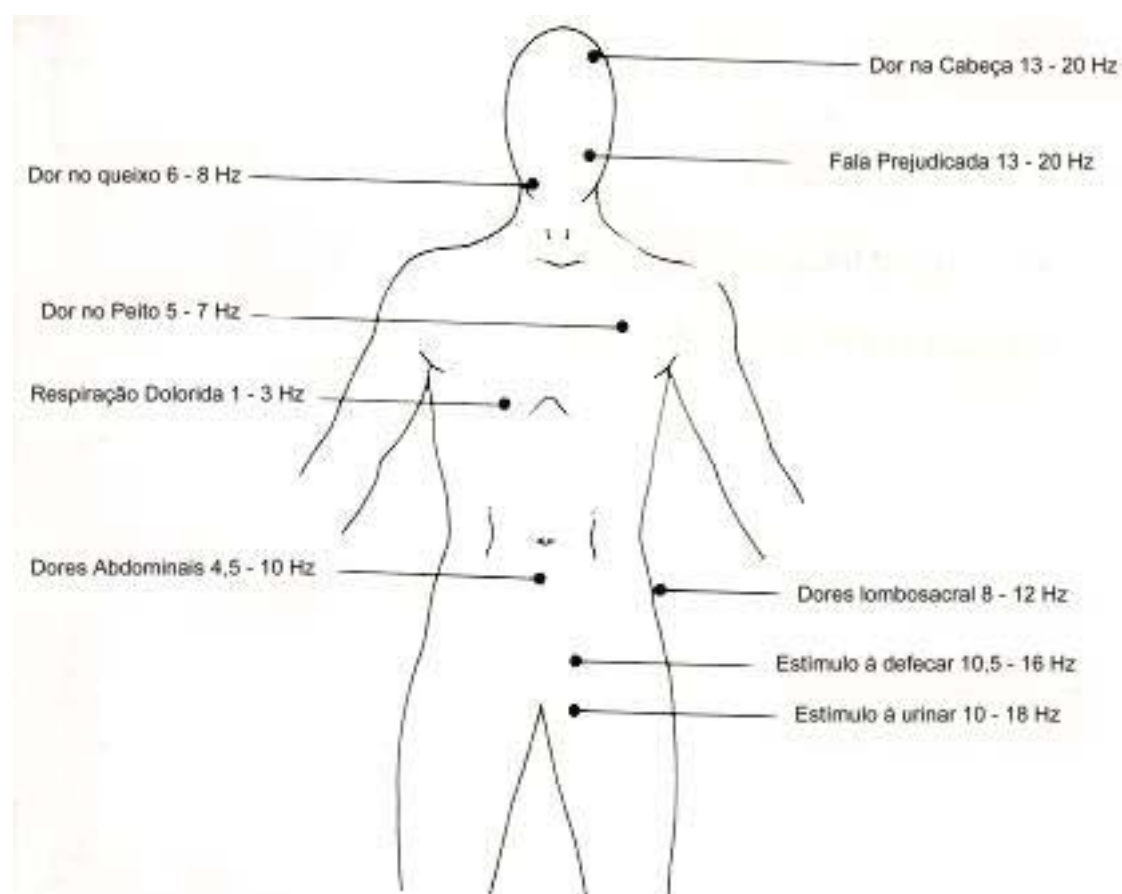
Os tecidos podem ser distorcidos por acelerações e, se as forças forem suficientemente grandes, ferimentos ou rupturas podem ocorrer. Informações laboratoriais é escassa, mas alguns experimentos em enormes centrífugas



**Figura 2.38.** (a) Um pêndulo simples de comprimento  $L$  vibrando sob pequenas amplitudes tem um período  $T = 2\pi (L/g)^{1/2}$ . A quantidade  $g$  é a aceleração da gravidade. (b) A perna durante o andar também se comporta como um pêndulo. (Após P. Davidovits, *Physics in Biology and Medicine*, Prentice-Hall, p. 47, 1975.)

Com exceção dos nossos ossos, os sistemas de órgãos do nosso corpo são compreendidos na maior parte de água. Nossos órgãos não são seguramente fixos – eles tem uma ligação flexível ao esqueleto. Cada um dos nossos órgãos maiores tem sua própria frequência de ressonância dependendo da sua massa e das forças elásticas que atuam nele. Sofrimento ou desconforto ocorrem num órgão particular se ele vibra na sua frequência de ressonância (ver Fig. 2.39). Podemos usar absorvedores para reduzir os efeitos vibracionais. Jogadoras freqüentemente usam soutiens especiais para amortecer o movimento dos seus seios por que elas comumente jogam próximo ou na frequência natural dos seios que é cerca de 2 Hz.

Vibrações excessivas ocorrem freqüentemente nos veículos motorizados e em alguns aviões. Vibrações excessivas resultam na fadiga e desconforto e podem causar distúrbios visuais. A frequência de vibração dos veículos motorizados é usualmente 8 Hz ou menos, enquanto os veículos espaciais e aviões tem frequências de vibração muito maiores.

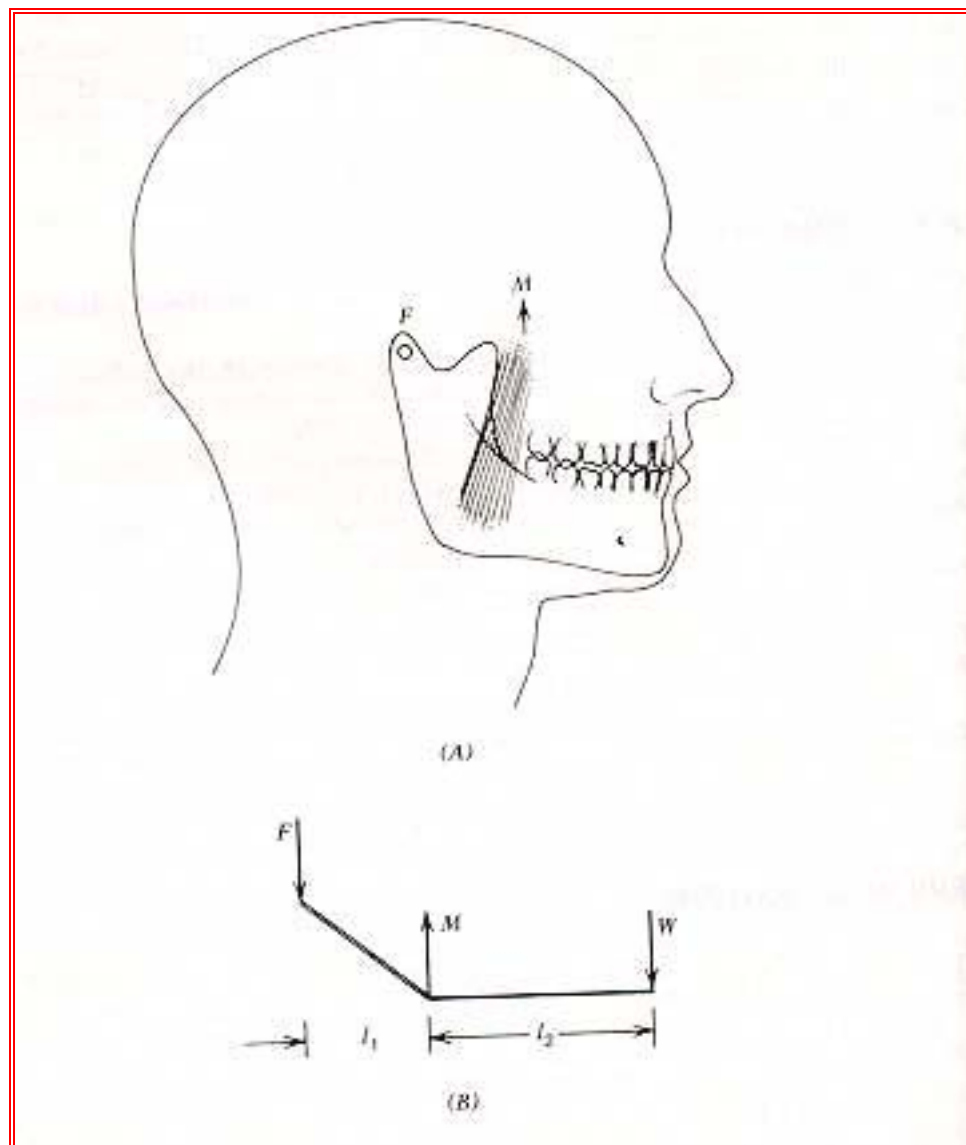


**Figura 2.39** - Sintomas dos humanos sujeitos a vibrações de 1 a 20 Hz. (Adaptado de E.B. Magid, R.R. Coermann, e G.H.Ziegenruecker, "Human Tolerance to Whole Body Sinusoidal Vibration," *Aerospace Med.*, **31**, 1960, p. 921.)

### Questões de revisão

1. Qual é o tipo básico de força que causa a contração muscular?
2. Na alavanca do pé mostrada na figura 2.14, **M** é maior ou menor que o peso do pé? Sugestão: lembre-se que o músculo que produz **M** está ligado a perna).
3. Mostre que para Fig 2.16, a força muscular é independente do ângulo.
4. Derive a equação  $T = (2W_1 + 4W_2) / \sin \alpha$  para o sistema braço e músculo deltóide (página 13)
5. Um músculo é capaz de suportar uma força máxima por unidade de área de  $3.1 \times 10^7 \text{ N/m}^2$  (ver Fig. 2.17)
  - a. Se a área da seção transversal do músculo é  $20 \text{ cm}^2$ , qual é a força máxima que pode ser suportada no comprimento normal do músculo?
  - b. Estime a força que pode ser feita por este músculo em 1.5 vezes o seu comprimento normal.

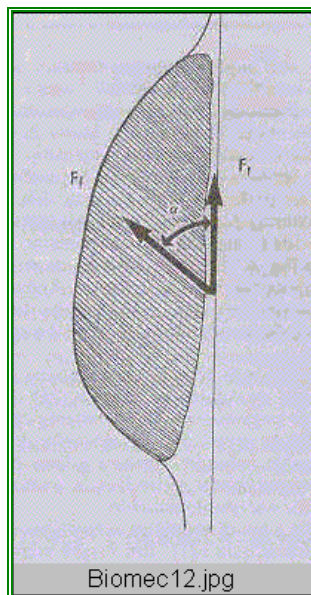
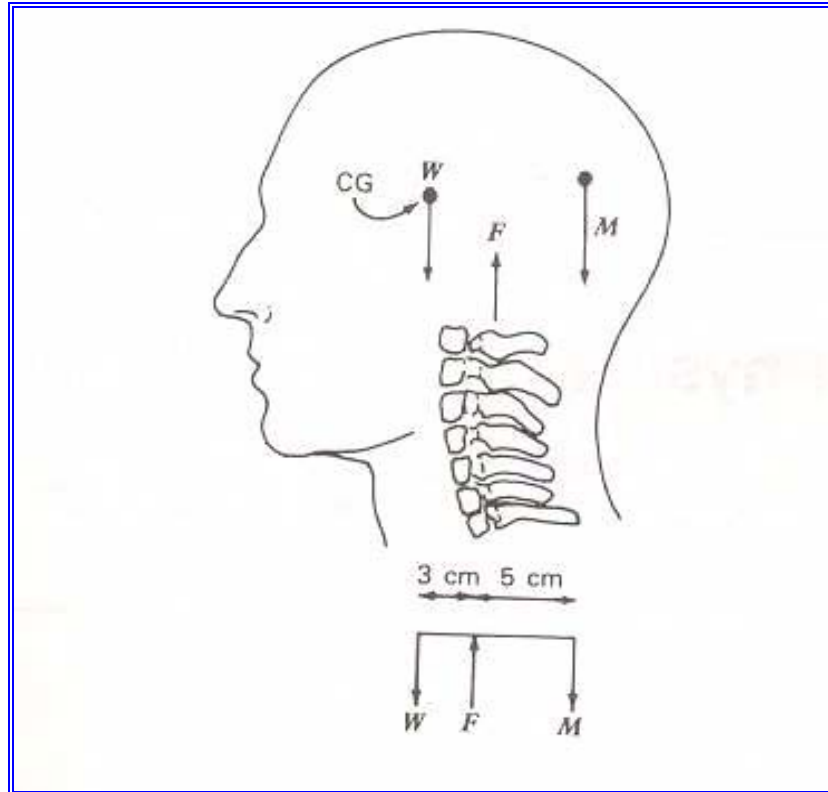
6. A ação de mastigação envolve um sistema de alavanca de terceira classe. A Figura (A) mostra a



mandíbula e o músculo de mastigação (Masseter); A Figura (B) é o diagrama de alavanca. **M** é a força suportada pelos músculos de mastigação que fecham a mandíbula ao redor do fulcro **F**. **W** é a força exercida pelos dentes da frente.

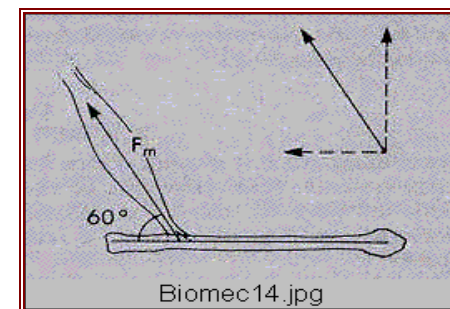
- Se  $l_2 = 3l_1$  e  $W = 100 \text{ N}$ , encontre  $M$ .
- Se os dentes da frente tem uma área superficial de  $0.5 \text{ cm}^2$  em contato com uma maçã, encontre a força por unidade de área ( $\text{N/m}^2$ ) para a parte (a).

7. Um sistema de alavancas de primeira classe envolve o músculo extensor, que exerce uma força **M** para manter a cabeça ereta; a força **W** do peso da cabeça, localizada no seu centro de gravidade (CG), encontra-se à frente da força **F** exercida pela primeira vértebra cervical (ver figura). A cabeça tem massa de cerca de 4 kg, ou  $W$  é cerca de 40 N.
- Encontre  $F$  e  $M$ .
  - Se a área da primeira vértebra cervical, na qual a cabeça repousa, é  $5 \text{ cm}^2$ , encontre a tensão (força por unidade de área) nela.
  - Qual é esta tensão para uma pessoa de 70 kg apoiada sobre sua cabeça? Quanto é esta tensão comparada com o máxima comprimento de compressão para ossos ( $\sim 1.7 \times 10^8 \text{ N/m}^2$ )?
8. Uma pessoa de 50 kg saltando de uma altura de 1 m viaja a 4.5 m/s antes de atingir o chão. Suponha que ela caia numa almofada e pare em 0.2 s. Que força máxima ela experimentaria?
9. Estime a força no testa na Figura 2.11 se a massa da cabeça é 4 kg, sua velocidade é 15 m/s, e o painel acochado pára em 0.002s.
10. Encontre a aceleração efetiva num raio  $r = 22 \text{ cm}$  para uma centrífuga rodando a 3.000 rpm ( $g = 9.8 \text{ m/s}^2$ ).

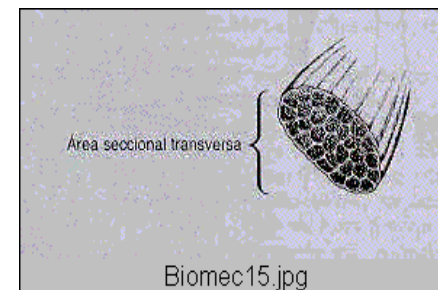


11. Quanto de força é exercida pelo tendão de um músculo de *fibras obliquas* quando a tensão nas fibras é 100 N, dado que o ângulo de inserção  $\alpha$  é:  
 a.  $40^\circ$       b.  $60^\circ$       c.  $80^\circ$

12. Quanto torque é produzido no cotovelo pelo bíceps braquial inserido no rádio em um ângulo de  $60^\circ$  quando a tensão no músculo é de 400 N? (Considere que a inserção muscular no rádio está a 3 cm do centro de rotação da articulação do cotovelo)



13. Quanta tensão pode ser desenvolvida em músculos com as seguintes áreas seccionais transversas:  
 a.  $4 \text{ cm}^2$       b.  $10 \text{ cm}^2$       c.  $12 \text{ cm}^2$





**BIBLIOGRAFIA**

1. Okuno, E., Caldas, I.L., Chow, C., *Física para Ciências Biológicas e Biomédicas*, Ed. Harbra, S. Paulo, 1982.
2. Cameron, J. R., Skofronick, J. G., Grant, R. M., *Physics of the Body*, Medical Physics Publishing, Madison, WI, 1992
3. Camerom, J. R., Skofronick, J. G., *Medical Physics*, John Wiley & Sons, New York, 1978
4. Cromer, A. H., *Physics for the Life Sciences*, McGraw-Hill, USA, 1977.
5. Ackerman, E.L., B.M. Ellis and L.E. Williams, *Biophysical Science*, Second Edition, Prentice-Hall, Inc., Englewood Cliffs, NJ, 1979.
6. Alexander, R.A., *Animal Mechanics*, 2<sup>nd</sup> Edition, Blackwell Scientific Publications, 1983.
7. Benedek, G.B. and F.M.H. Villars, *Physics with Illustrative Examples from Medicine and Biology, Vol 1, Mechanics*, Addison-Wesley Publishing Co., Reading, MA, 1973.
8. Clynes, M., e J.H. Milsum, *Biomedical Engineering Systems*, McGraw-Hill, New York, 1970
9. Damask, A.C., *Medical Physics*, Vol 1, Academic Press, New York, 1978.
10. Davidovits, P., *Physics in Biology and Medicine*, Prentice-Hall, Inc. , Englewood Cliffs, New Jersey, 1975.
11. Easton, D.M., *Mechanisms of Body Functions*, 2<sup>nd</sup> Ed., Prentice-Hall, Englewood Cliffs, New Jersey, 1974.
12. Frost, H.M., *Orthopaedic Biomechanics*, Thomas, Springfield, Ill, 1973.
13. Fung, Y. C., N. Perrone, and M. Anliker (Eds), *Biomechanics: Its Foundations and Objectives, Symposium on the Foundations and Objectives of Biomechanics*, La Jolla, California, 1972, Prentice-Hall.
14. Fung, Y.C., *Biomechanics Mechanical Properties of Living Tissue*, Springer-Verlag, New York, 1981.
15. Fung, Y.C., *Biomechanics Motion, Flow, Stress, and Growth*, Springer-Verlag, New York, 1990
16. Hardy, J.D., *Physiological Problems in Space Exploration*, Thomas, Springfield, Ill., 1964.
17. Hoop, B., "Resource Letter PPPP-1: Physical Principles of Physiological Phenomena," *Amer. J. Phys.*, 55, 204 (1987)
18. Kulowski, J., *Crash Injuries*, Thomas, Springfield, Ill., 1960
19. *Physiology in the Space Environment, Vol 1, Blood Circulation*, National Academy of Sciences, National Research Council, Washington, D.C., 1967-1968.
20. Lenihan, J., *Human Engineering*, George Braziller, Inc., New York, 1974.
21. Johnson, A.T., *Biomechanics and Exercise Physiology*, John Wiley and Sons, Inc., New York, 1991.
22. Metcalf, H.J., *Topics in Classical Biophysics*, Prentice-Hall, Inc., Englewood Cliffs, New Jersey, 1980.
23. Nave, C.R. and B.C. Nave, *Physics for the Health Sciences*, W.B. Saunders Co., Philadelphia, PA, 1975.
24. Nordin, M. And V.H. Frankel, *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*, 2<sup>nd</sup> Edition, Lea & Febiger, Philadelphia, 1989.
25. Parker, J.F. and V.R. West, *Bioastronautics Data Book*, Second Edition, NASA, U.S. Govt. Printing Office, 1973.
26. *Physiology in the Space Environment, Vol 3, Respiration*, National Academy of Sciences, National Research Council, Washington, D.C., 1967-1968.
27. Richardson, I.W. and Neergaard, E.B., *Physics for Biology and Medicine*, John Wiley and Sons Ltd, London, England, 1972.
28. Tempest, W. (Ed.), *Infrasound and Low Frequency Vibration*, Academic, New York, 1976.
29. Williams, M., and H.R. Lissner, *Biomechanics of Human Motion*, W.B. Saunders, Philadelphia, 1962.
30. Yamada, H., *Strength of Biological Materials*, edited by F.H. Evans, Williams and Wilkins, Baltimore, 1970.
31. Smith, L. K., Weiss, E. L., Don Lehmkuhl, L., *Cinesiologia Clínica de Brunnstrom*, Editora Manole Ltda., São Paulo, 1997
32. Guyton, A. C., Hall, J. E., *Fisiologia Médica*, Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 1997
33. Rasch, P. J., *Cinesiologia e Anatomia Aplicada*, Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, (7<sup>a</sup> edição), 1991

34. Fox, E.L., Bowers, R. W., Foss, M. L., *Bases Fisiológicas da Educação Física e dos Desportos*, Guanabara Koogan, (4ª edição) Rio de Janeiro, 1991
35. Hall, Susan, *Biomecânica Básica*, Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 1993

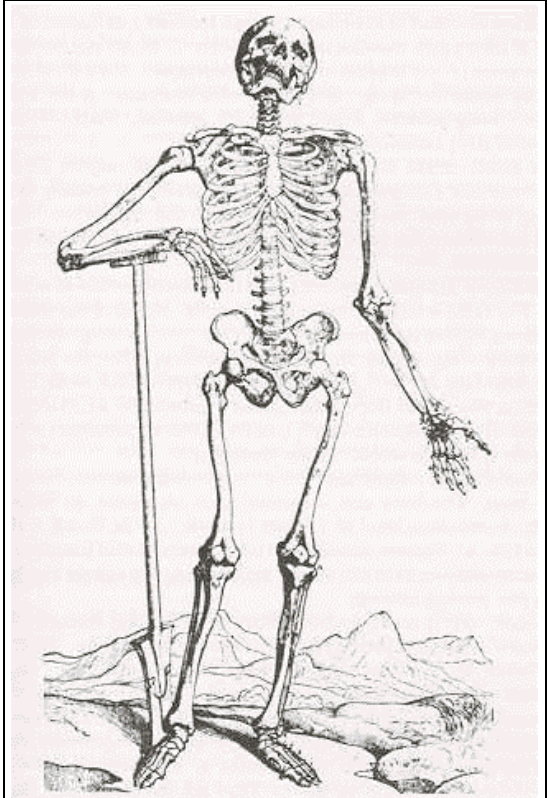


# TÓPICO SUPLEMENTAR

## FÍSICA DO ESQUELETO

Os antropólogos tem se interessado por ossos desde há muito tempo. Os ossos podem se conservar por séculos e em alguns casos por milhões de anos. Devido a sua dureza, o osso tem sido usado pelo homem para uma grande variedade de ferramentas, armas e objetos de arte. Ele proporciona ao antropólogo recursos para traçar o desenvolvimento físico e cultural do homem.

Devido a importância do osso para o funcionamento apropriado do corpo, muitos médicos especialistas estão concentrados com problemas do osso. Duas especialidades biomédicas, odontologia e ortopedia, estão completamente devotadas a esta área. Outros médicos especialistas que tem considerável interesse em ossos são os reumatologistas, um médico especialista em problemas de reumatismos e artrites, e os radiologistas, que baseiam muitas das decisões diagnósticas em imagens de raios-X das estruturas ósseas.



**Figura 3.1** - O Esqueleto o corpo. (De <sup>a</sup> Vesalius, *De Humani Corporis Fabrica*, Basle, 1543)

**Figura 3.1** – O Esqueleto do corpo. (De Vesalius, *De Humani Corporis Fabrica*, Basile, 1543)

Os ossos também são de interesse para os físicos e engenheiros médicos. Talvez este sistema orgânico do corpo agrade a maioria dos físicos porque ele apresenta problemas típicos de engenharia, tratando com carregamentos estáticos e dinâmicos que ocorrem quando se está parado e em pé, quando se está caminhando, correndo, saltando e assim por diante. A natureza tem resolvido estes problemas extremamente bem, variando as formas dos vários ossos do esqueleto (Fig 3.1) e os tipos de tecidos ósseos dos quais são feitos. Na adaptação dos ossos para diferentes funções, a natureza tem feito um “projeto” tão bom que os engenheiros modernos ainda não foram capazes de fazer. De forma imparcial, poderia ser destacado que a natureza tem milhões de anos para refinar os seus projetos, enquanto o homem só recentemente tem tentado reproduzir as funções e propriedades dos ossos para transplantes ósseos.

Os ossos tem no mínimo seis funções no corpo: (1) suporte, (2) locomoção, (3) proteção de vários órgãos, (4) armazenamentos químicos, (5) alimentação e (6) transmissão sonora ( no ouvido médio). Em alguns animais o osso está envolvido na reprodução. Os primatas (exceto o homem,

infelizmente), os cavalos marinhos e os raccon<sup>2</sup> todos tem pênis ósseos.

A função de suporte do osso é mais óbvia nas pernas. Os músculos do corpo estão presos aos ossos através de tendões e ligamentos, e o sistema de ossos mais os músculos sustentam o corpo. Em idade avançada, e em certas doenças, algumas destas estruturas de sustentação se deteriora. Se vivêssemos no mar onde poderíamos ficar “sem peso” devido ao empuxo da água, nossas necessidades de um esqueleto ósseo seriam grandemente reduzidas. Tubarões não tem nenhum osso; seu esqueleto é feito de cartilagem.

Juntas ósseas permitem movimentos de um osso com respeito a outro. Estas dobradiças, ou *articulações*, são muito importantes para o caminhar como também para muitos outros movimentos do corpo. Podemos nos conduzir mesmo com a perda de alguns movimentos de juntas, mas a destruição das juntas por artrites pode causar sérios limites a locomoção.

<sup>2</sup> N.T. - animal carnívoro noturno americano, da família do urso, semelhante ao guaxinim, com cauda longa e espessa

A proteção de partes delicadas do corpo é uma importante função de alguns ossos. O crânio, que protege o cérebro e vários dos mais importantes órgãos sensoriais (olhos e ouvidos), está num receptáculo extremamente forte. A costela formam uma jaula protetora para o coração e os pulmões. (As costelas e músculos do peito também atuam como uma estrutura de grau inferior, que expandindo e contraindo permite a inalação e expiração do ar). Além de suporte, a coluna vertebral atua muito mais como um cabo de revestimento blindado para fornecer uma proteção flexível a medula espinhal.

Os ossos atuam como um “banco” químico para armazenamento de elementos de uso futuro pelo corpo. O corpo pode retirar estas químicas quando necessitar. Por exemplo, um nível mínimo de cálcio é necessário no sangue; se o nível ficar abaixo, um “sensor de cálcio” faz as glândulas paratireóide liberarem mais hormônios paratireoidais no sangue, e isto por sua vez faz os ossos liberarem o cálcio necessitado.

Os dentes são ossos especializados que podem cortar os alimentos (incisivos), rasgá-lo (caninos) e triturá-los (molares) e assim servir no melhoramento da alimentação para o corpo. No homem eles nascem duas vezes - dentes de leite e dentes permanentes- (um terceiro nascimento é algumas vezes obtido com um dentista).

Os menores ossos do corpo são os ossículos no ouvido médio. Estes três pequenos ossos atuam como alavancas e estabelecem um sistema de combinação de impedâncias para converterem vibrações sonoras no ar em vibrações sonoras no fluido da cóclea. Eles são os únicos ossos que alcançam o tamanho adulto completo antes do nascimento!

É algumas vezes imaginado que o osso é a parte mais morta e inerte do corpo e que uma vez tendo atingido a idade adulta ele permanece o mesmo até a morte ou alguma outra fatalidade (tal como um acidente de esqui) acontecer. Realmente o osso é um tecido vivo e tem um suprimento sangüíneo como também nervos. A maioria do tecido ósseo é inerte, mas distribuído através dele estão os *osteocitos*, células que mantêm o osso numa condição saudável. Células constituem cerca de 2% do volume do osso. Se essas células morrem (p. ex., devido ao pobre suprimento de sangue) o osso morre e perde parte de sua resistência. Um problema sério no quadril causado por um sintoma chamado *necrose asséptica* em que as células do osso do quadril morrem devido a falta de sangue. O quadril usualmente deixa de funcionar apropriadamente e algumas vezes tem de ser trocado por uma junta artificial.

Desde que o osso é um tecido vivo ele experimenta mudanças através da vida. Um processo contínuo de destruição de osso velho e construção de osso novo, chamado *remodelamento ósseo*, é feito por células ósseas especializadas. Os *Osteoclastos* destroem o osso, e os *osteoblastos* os constroem. Comparado a muitos processos do corpo, o remodelamento ósseo é um trabalho lento. Temos o equivalente de um novo esqueleto a cada sete anos; cada dia os osteoclastos destroem ossos contendo cerca de 0,5 g de cálcio ( os ossos tem cerca de 1.000 g de cálcio), e os osteoblastos constroem novos ossos usando cerca da mesma quantidade de cálcio. Enquanto o corpo é jovem e em crescimento os osteoblastos fazem mais do que os osteoclastos, mas quando o corpo chega a 35 até 40 anos a atividade dos osteoclastos é maior que a dos osteoblastos, resultando num decréscimo gradual na massa óssea que continua até a morte. Este decréscimo é aparentemente mais rápido na mulher do que no homem e leva a um sério problema de ossos fracos em mulheres idosas. Esta condição, chamada *osteoporose* (literalmente, ossos porosos), resulta em fraturas espontâneas, especialmente da espinha e quadril (pelve). Adiante discutiremos como esta doença pode ser diagnosticada e estudada pelo uso de uma medida física.

## 1. Qual é a composição do osso?

A composição química detalhada do osso é dada na Tabela 1. Note a grande porcentagem de cálcio (Ca) no osso. Desde que o cálcio tem um núcleo mais pesado que a maioria dos elementos do corpo, ele absorve raios-X muito mais do que o tecido mole envolvente. Isto é a razão dos raios-X mostrarem os ossos tão bem. (Fig. 2).

Os ossos consistem de dois materiais bem diferentes mais água: *cartilagem* a maior fração orgânica, que é por volta de 40% do peso do osso sólido e 60% do seu volume, e *osso mineral*, o assim chamado componente “inorgânico” do osso, que é por volta de 60% do peso do osso e 40% do seu volume. Cada um

destes componentes pode ser removido do osso, e em cada caso o restante, composto de somente cartilagem ou osso mineral, será parecido com o osso original. O cartilagem que sobra é muito flexível, algumas vezes como um pedaço grosso de borracha, e pode mesmo ser curvado num laço (Fig 3). Enquanto ele tem uma satisfatória quantidade de resistência, ele curva facilmente ao ser solicitada. Quando a cartilagem é removida do osso, o osso mineral restante é muito frágil e pode ser triturado com os dedos! Um modo simples de remover a cartilagem é colocar o osso numa fornalha e “assá-lo”. A cremação é o assar do corpo todo; o osso mineral é a matéria que é colocada na urna.

TABELA 1 - Composição do Osso Compacto<sup>3</sup>

Elemento	Osso Compacto, Fêmur (%)
H	3,4
C	15,5
N	4,0
O	44,0
Mg	0,2
P	10,2
S	0,3
Ca	22,2
Miscelânea	0,2

A cartilagem é aparentemente produzida pelas células osteoblásticas; mineral é então formado na cartilagem para produzir osso. A cartilagem do osso não é a mesma que a cartilagem encontrado em muitas outras partes do corpo, tal como a pele. Sua estrutura corresponde às dimensões cruciais dos cristais de osso mineral, e ela forma o gabarito no qual o cristal de osso mineral se ajusta confortavelmente.



**Figura 2** - Um raio - X do braço e antebraço mostrando uma fratura logo acima do cotovelo (flecha). O antebraço foi fraturado anteriormente e está coberto com um cast

Acredita-se que o osso mineral seja feito de *hidroxiapatite de cálcio* -  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ . Cristais semelhantes existem na natureza; *fluorapatite*, uma rocha comum, que difere do hydroxyapatite de cálcio no fato de que o flúor toma o lugar do OH. Flúor na água potável pode prevenir *cáries*, ou cavidades nos dentes, obturando áreas microscópicas do dente com a rocha fluorapatite, que é mais estável que o osso mineral.

Estudos usando espalhamento de raio -X indicaram que os cristais de osso mineral tem a forma arredondada com diâmetro de 20 a 70 Å e comprimento de 50 a 100 Å. (1 Å =  $10^{-10}$  m. O angstrom é uma unidade conveniente para medir dimensões atômicas desde que muitos átomos tem diâmetros de cerca de 1 Å.) . Devido ao pequeno tamanho dos cristais, o mineral ósseo tem uma área superficial muito grande. Num

adulto típico, ele tem uma área superficial de  $4 \times 10^5 \text{ m}^2$  (~100 acres) - aproximadamente a área de 12 prédios! Ao redor de cada cristal está uma camada de água contendo na solução muitas das químicas necessárias ao corpo. A grande área de exposição do cristal de osso mineral permite os ossos interagirem rapidamente com químicas no sangue e outros fluidos do corpo.

<sup>3</sup> Adaptada de H. Q. Woodard, *Health Physics*, **8**, 516 (1962)



**Figura 3** - Se o osso mineral num osso é dissolvido com 5% de solução de ácido acético, a cartilagem restante é bem flexível. Aqui Nancy facilmente curva uma tíbia adulta que fora desmineralizada por este método

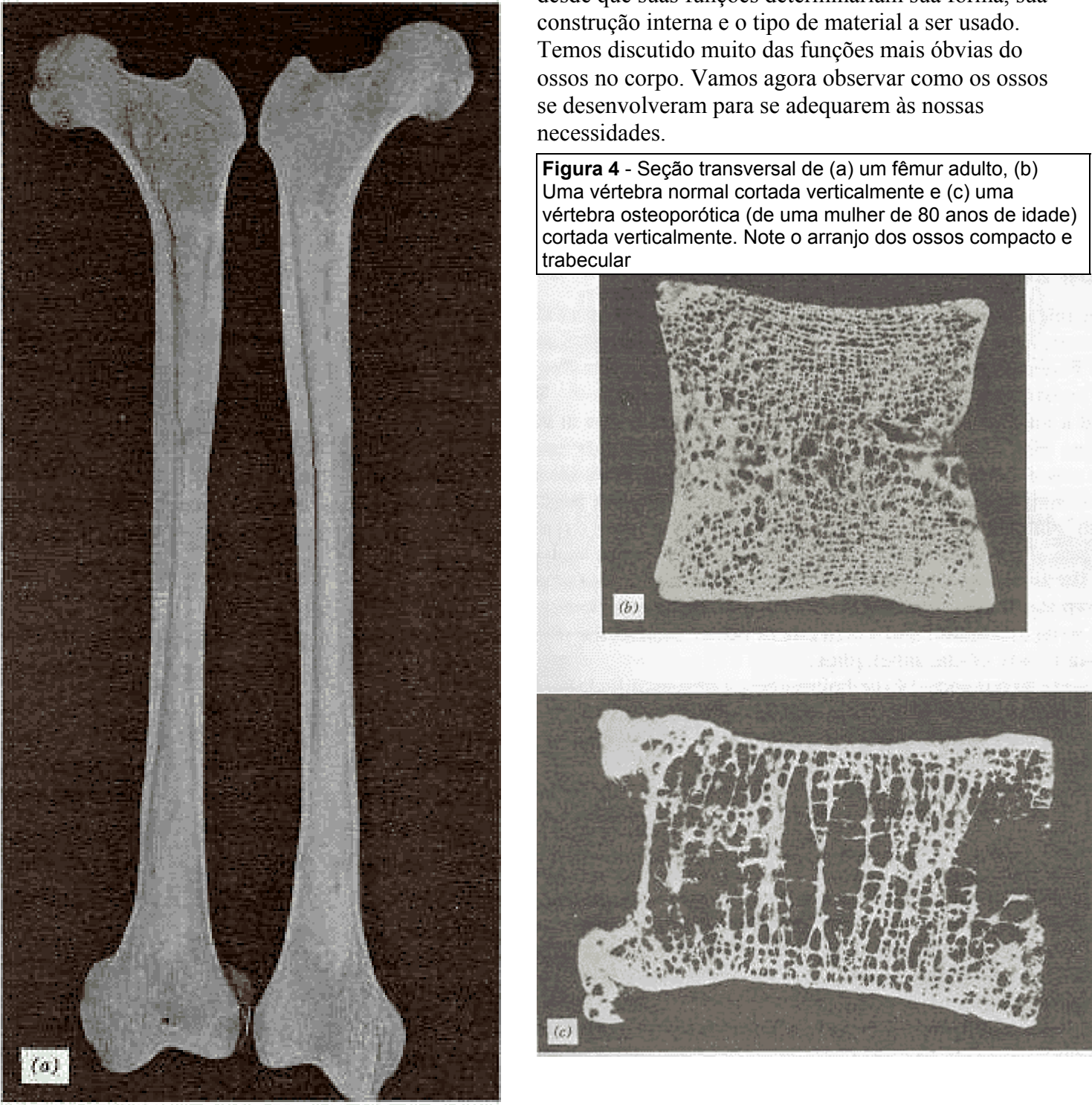
Dentro de poucos minutos após uma pequena quantidade de flúor radioativo ( $^{18}\text{F}$ ) ser injetada num paciente, ela estará distribuída através dos ossos deste corpo. Tumores ósseos ainda não visíveis com raios - X podem ser identificados por este método. O osso num tumor ósseo vai sendo destruído da mesma maneira que uma casa de tijolos é desmanchada por um tijolo de cada vez. Quando os átomos de flúor radioativos entram em contato com este osso parcialmente destruído, eles encontram muitos lugares que podem neles se ajustarem - mais do que no osso normal. O aumento de radiação de uma área com tumor assinala a possibilidade de um tumor ósseo. (Veremos isto posteriormente).



QUÃO FORTES SÃO OS SEUS OSSOS?

Se um engenheiro mecânico estivesse diante do problema de projetar o esqueleto, ele precisaria, é claro, examinar as funções de cada um dos diferentes ossos desde que suas funções determinariam sua forma, sua construção interna e o tipo de material a ser usado. Temos discutido muito das funções mais óbvias do ossos no corpo. Vamos agora observar como os ossos se desenvolveram para se adequarem às nossas necessidades.

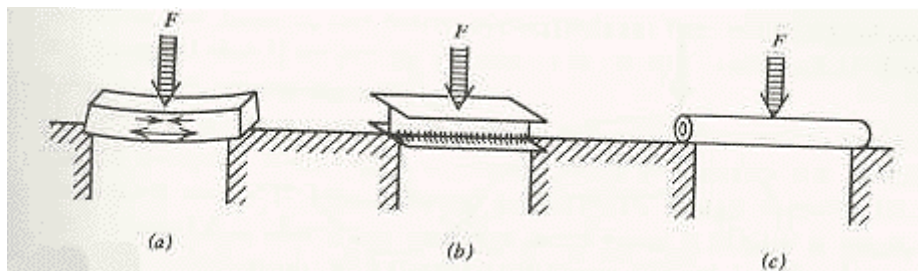
**Figura 4** - Seção transversal de (a) um fêmur adulto, (b) Uma vértebra normal cortada verticalmente e (c) uma vértebra osteoporótica (de uma mulher de 80 anos de idade) cortada verticalmente. Note o arranjo dos ossos compacto e trabecular



Se você puser em ordem todos os mais de 200 ossos do corpo em várias pilhas de acordo com sua forma, você ficará com 5 pilhas: uma pequena pilha nivelada, com ossos de forma de placa tal como a escápula e

alguns ossos do crânio; uma segunda pilha de ossos ocos e longos tais como aqueles encontrados nos braços, pernas e dedos; uma terceira pilha de ossos mais ou menos cilíndricos da coluna vertebral; uma quarta pilha de ossos irregulares tais como os do pulso e tornozelo; e uma quinta pilha de ossos tais como as costelas que não pertencem a qualquer das outras pilhas.

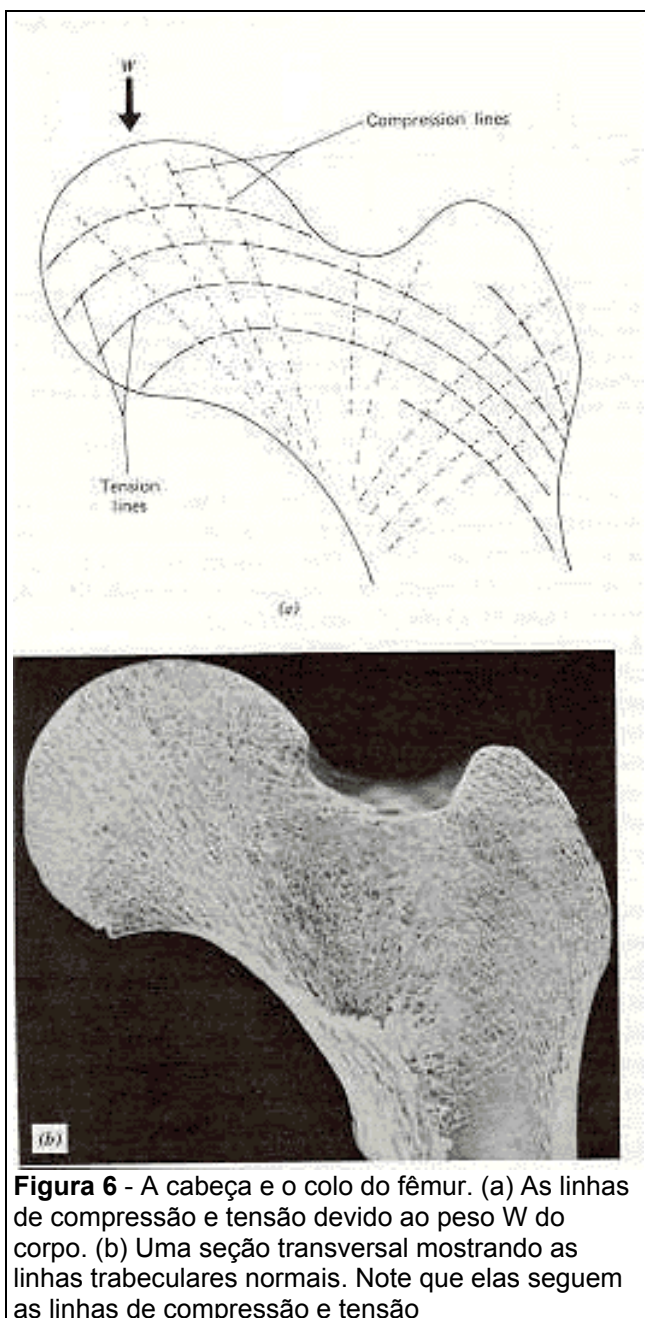
Se você fosse cortar alguns dos ossos você encontraria que eles são compostos de um ou uma combinação de dois tipos bem diferentes de osso: osso sólido, ou *compacto*, e osso esponjoso feito de finas linhas trabeculares - osso trabecular. A Figura 4a mostra estes dois tipos de ossos num fêmur adulto cortado ao longo do seu eixo. O osso trabecular é predominantemente encontrado nas extremidades dos grandes ossos, enquanto a maioria dos ossos compactos está na coluna (porção) central do osso. A Figura 4b mostra a seção transversal de uma vértebra normal; note que ela é mais inteiramente composta de osso trabecular com exceção das placas finas dos ossos compactos na superfície. O osso trabecular é consideravelmente mais fraco que o osso compacto devido a quantidade reduzida de osso num dado volume. Osso com osteoporose (Fig 4c) é mesmo mais fraco. Num nível macroscópico o tecido ósseo numa trabecula é o mesmo que aquele no osso compacto.



**Figura 3.5** - Vários tipos de barras sujeitas a uma força  $F$ . (a) Numa simples barra retangular o maior stress estão próximos ao topo e base. Existe pouco stress no meio do osso. (b) Por causa do stress no meio é pequeno, uma barra que tem pouco material ali - uma barra em I - pode ser usada. (c) Uma barra tubular pode ser imaginada como uma barra I redonda com a alma central removida. É usada quando a força deve vir de qualquer direção

Um estudo da construção do fêmur ilustra quão bem ele é projetado para o seu trabalho. Tensão (estresse = força por unidade de área) num osso pode ser analisada do mesmo modo que o estresse numa barra. A Figura 5a mostra uma barra horizontal apoiada nas extremidades com uma força para baixo no meio. As tensões dentro da barra (mostradas por flechas) estão afastando-se na parte inferior (tensão) e juntando-se na superior (compressão). Existe relativamente pouco estresse de cada tipo no centro da barra. Por esta razão é comum usar uma barra em **I**, que tem uma parte mais grossa no topo e fundo com uma alma fina, como uma barra de suporte numa construção. (Fig. 5b). Como a força pode vir de qualquer direção, um cilindro ôco é usado para dar a máxima resistência com uma mínima quantidade de material (Fig. 5c). É quase tão forte como um cilindro sólido do mesmo diâmetro. Desde que forças no fêmur podem vir de qualquer direção, a estrutura de cilindro ôco do osso é bem adequada para suportar.

Se você empurrar uma das extremidades de um cilindro ôco tal como uma canudo de refrigerante, ele tenderá dobrar próximo do meio ao invés das extremidades. Espessuras extras no meio o reforçaria. Os ossos compactos da coluna do fêmur é mais grosso no centro e mais fino nas extremidades (Fig 4a); note novamente a alta qualidade do projeto.



**Figura 6** - A cabeça e o colo do fêmur. (a) As linhas de compressão e tensão devido ao peso  $W$  do corpo. (b) Uma seção transversal mostrando as linhas trabeculares normais. Note que elas seguem as linhas de compressão e tensão

As figuras trabeculares nos extremos do fêmur são também otimizadas para as forças para as quais o osso está sujeito. A Figura 6a mostra esquematicamente as linhas de tensão e compressão na cabeça e colo do fêmur devido ao peso na cabeça. A Figura 6b mostra a seção transversal desta parte do fêmur; note que o trabecular cai ao longo da linha de força mostrada na Figura 6a. Similarmente, na extremidade inferior (distal) do fêmur as forças são aproximadamente vertical, como são as trabeculaes. Existe banda cruzada para reforçar o trabéculo.

Quais as vantagens dos ossos trabeculares sobre os ossos compactos? Existem no mínimo duas. Onde um osso está sujeito principalmente a forças de compressão, tais como nas extremidades dos ossos e na espinha, ossos trabeculares dão a resistência necessária com menos material que o osso compacto. Também, porque os trabeculares são relativamente flexíveis, os ossos trabeculares podem absorver mais energia quando grandes forças estão envolvidas tais como caminhando, correndo, e saltando. Por outro lado, os ossos trabeculares não podem resistir muito bem os esforços de flexão que ocorrem na maioria na porção central dos ossos longos.

Agora vamos considerar algumas das propriedades mecânicas do osso, um material composto análogo a uma fibra de vidro. Como descrito na Seção 1, o osso é composto de pequenos cristais minerais ósseos duros ligados por uma matriz cartilaginosa mole e flexível. Estes componentes tem propriedades mecânicas vastamente diferentes que também diferem daquelas do osso. A natureza exata da interposição destes dois componentes na produção de notáveis propriedades mecânicas dos ossos é desconhecida. Contudo, a

combinação estabelece um material que é resistente como o granito na compressão e 25 vezes mais resistente que o granito sob tensão.

Podemos fazer algumas medidas físicas e de engenharia padrões num pedaço de osso compacto, tal como determinar sua densidade ( ou gravidade específica); quanto ele se alonga ou comprime sob uma dada força (módulo de Young da elasticidade); e quanta força é necessária para quebra-lo por compressão, tensão e torção. Podemos também determinar como sua resistência depende do tempo sobre o qual a força é aplicada e quanta energia elástica é armazenada nele antes de se quebrar.

A densidade do osso compacto é surpreendentemente constante através da vida em cerca de  $1.9 \text{ g/cm}^3$  ( ou 1.9 vezes mais denso que a água). Na idade avançada o osso torna-se mais poroso e desaparece da superfície interior, ou *endosteal*. A densidade do osso compacto restante é ainda cerca de  $1.9 \text{ g/cm}^3$ ; ela é reduzida na resistência porque ele está mais fino, não porque ele é menos denso. A quantidade física *densidade óssea* é freqüentemente confundida com *massa óssea*. Um raios de um osso dá uma idéia da massa do osso, não de sua densidade. A confusão é parcialmente devido ao uso de *densidade* em conexão com a



densidade óptica de uma imagem de raios. Na seção 4 discutiremos instrumentação para se medir massa óssea e densidade óssea em pacientes.

Todos materiais mudam de comprimento quando colocado sob tensão ou compressão. Quando uma amostra de osso fresco é colocada num instrumento especial para medir a elongação sob tensão, uma curva semelhante aquela da Fig. 7 é obtida. A deformação  $\Delta L/L$  aumenta linearmente no começo, indicando que ela é proporcional à tensão (F/A) - Lei de Hooke. Quando a força aumenta o comprimento aumenta mais rapidamente, e o osso quebra numa tensão de cerca  $120 \text{ N/mm}^2$ . A razão da tensão para a deformação na porção linear inicial é o módulo de Young Y. Isto é,

$$Y = (F/A)(L/\Delta L)$$

.....1

O módulo de Young para ossos e de uns poucos materiais estruturais comuns são dados na Tabela 2. É usualmente de maior interesse calcular a variação no comprimento  $\Delta L$  para uma dada força F. A equação 1 pode ser escrita novamente como

$$\Delta L = \frac{F}{A} \frac{L}{Y}$$

.....2

Equações 1 e 2 são válidas para tensão e compressão (ver exemplo 1).

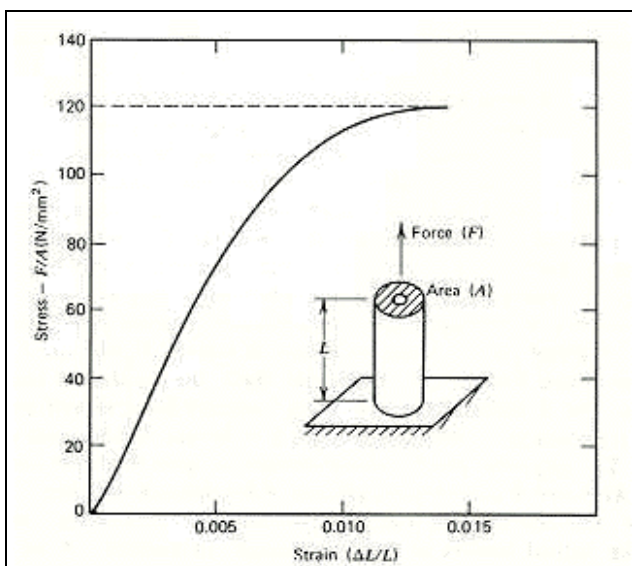
TABELA 2 Resistência do osso e outros materiais comuns

Material	Tensão de Compressão na Fratura	Tensão de Tração na Fratura	Módulo de Young de Elasticidade (x 10 <sup>2</sup> N / mm <sup>2</sup> )
Aço duro	552	827	2070
Borracha	-	2.1	0.010
Granito	145	4.8	517
Concreto	21	2.1	165
Oak	59	117	110
Porcelana	552	55	-
Osso Compacto	170	120	179
Osso Trabecular	2.2	-	0.76

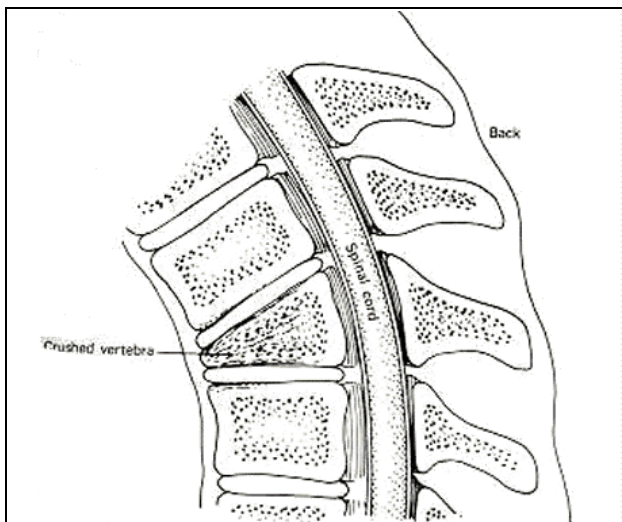
EXEMPLO 1

Assuma que a perna tenha 1.2 m de coluna óssea com uma seção transversal média de área  $3 \text{ cm}^2$  ( $3 \times 10^{-4} \text{ m}^2$ ). Qual é a quantidade de encurtamento quando todo o corpo pesando 700 N é suportado por esta perna?

$$\Delta L = \frac{FL}{AY} = \frac{(1.2m)(7 \times 10^2 N)}{(3 \times 10^{-4} m^2)(1.8 \times 10^{10} N / m^2)} = 1.5 \times 10^{-4} \text{ m} = 0.15 \text{ mm}.$$



**Figura 7** - Quando um pedaço de osso é colocado sob tensão crescente, seu alongamento  $\Delta L/L$  primeiro aumenta linearmente (Lei de Hooke) e depois mais rapidamente até ela se partir em duas por volta de  $120 \text{ N/mm}^2$ .



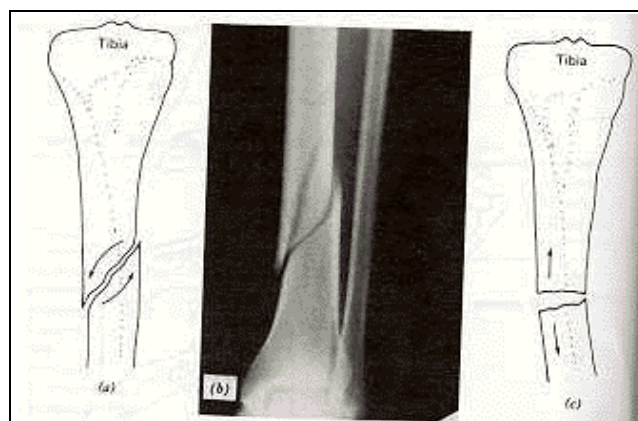
**Figura 8** Diagrama de uma vértebra lombar esmagada. A curvatura resultante da espinha produz uma aparência corcunda

Os ossos não são tão fortes sob tensão como eles são na compressão; uma tensão de cerca de  $120 \text{ N/mm}^2$  fará um osso quebrar (Fig. 7). Entretanto, o osso é mais forte sob tensão que muitos materiais comuns (Tabela 2)

Vamos considerar as forças exercidas num osso durante uma queda. Da segunda lei de Newton, a força exercida durante uma colisão ou uma queda é igual a razão de variação do momento linear, que é simplesmente o momento do corpo dividido pela duração do impacto. Além disso, quanto mais curta a duração do impacto, maior a força. Para reduzir a força e em consequência reduzir a fratura, é necessário aumentar o tempo de

A habilidade dos ossos suportarem o peso do corpo sem se quebrarem é crucial para o bem estar do homem. É claro, eles suportam não somente peso mas também outras forças. Curvando para frente para pegarmos objetos pesados podemos desenvolver grandes forças na parte inferior da coluna. Isto ajuda explicar porque o esmagamento vertebral da espinha inferior (lombar) são comuns (Fig 8). Grandes forças são produzidas em tais atividades como correndo e pulando. Correndo, a força no osso do quadril quando o calcanhar bate no chão pode ser quatro vezes o peso do corpo. Mesmo em caminhada normal as forças no quadril são cerca de duas vezes o peso do corpo. Qual é o fator de segurança embutido nos ossos que suportam o peso do corpo? Engenheiros gostam de superdimensionar estruturas de suporte de modo que ela possa resistir forças cerca de 10 vezes a máxima força esperada. O fêmur satisfaz este requisito? O osso compacto saudável é capaz de resistir uma tensão compressiva de cerca de  $170 \text{ N/mm}^2$  antes de fraturar (Tabela 2). O meio do fêmur tem uma área transversal de cerca de  $3,3 \text{ cm}^2$ ; ele suportaria uma força de cerca de  $5,7 \times 10^4 \text{ N}$ !!! A área da seção transversal da tíbia não é tão grande, mas a margem de segurança é satisfatória para a maioria das atividades exceto esquiando colina abaixo.

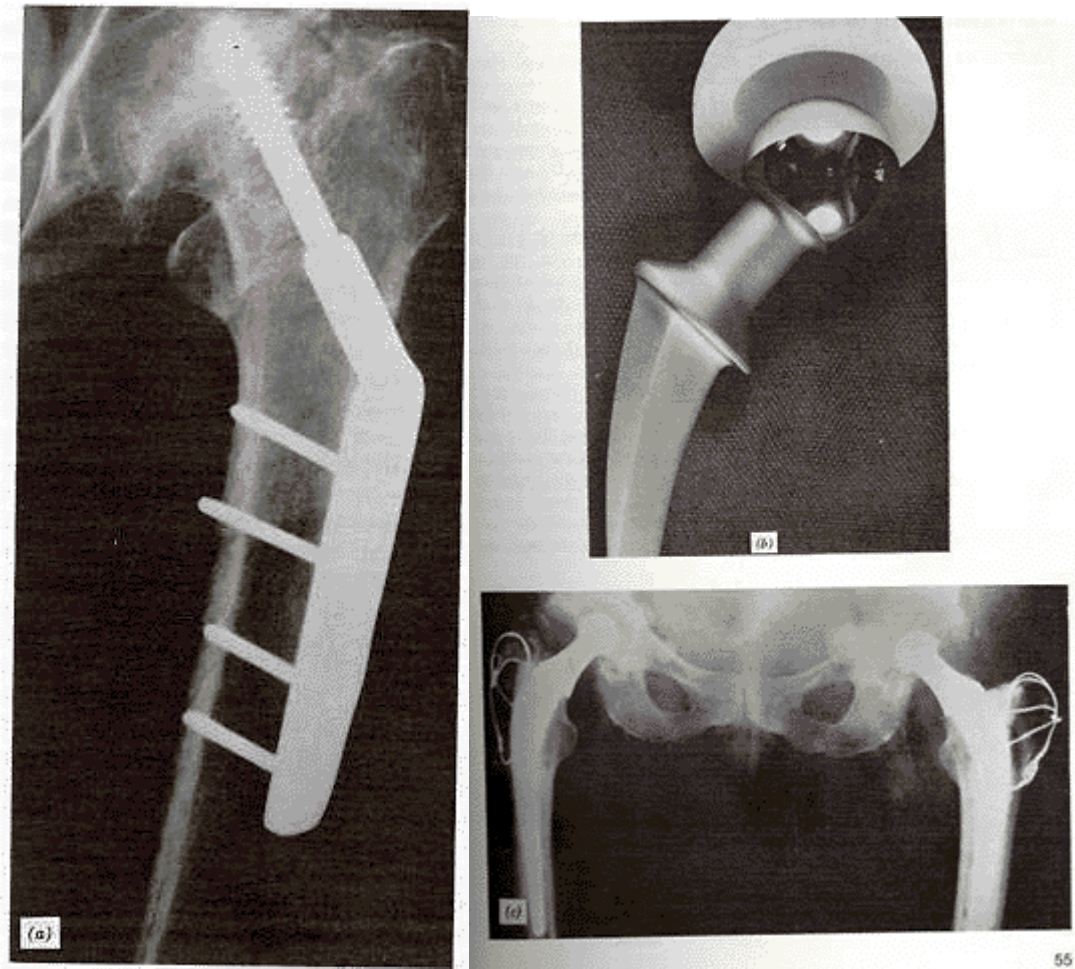
Os ossos normalmente não quebram devido a compressão, eles usualmente quebram devido ao cisalhamento (Fig. 9 a e b) ou sob tensão (Fig 9c). Uma causa comum de cisalhamento é prender o pé e torcer a perna enquanto cai. Uma fratura de cisalhamento frequentemente resulta numa fratura em espiral (Fig 9b) na qual o osso está apto a furar a pele. este tipo de fratura (composta) está mais apta a tornar-se infectada que a fratura em que o osso não é exposto (simples).



**Figura 9** - Fraturas da tíbia. (a) Um esquema de uma fratura em espiral causada pelo cisalhamento (torção), (b) Um raio de uma fratura espiral causada pelo cisalhamento e (c) um esquema de uma fratura por tensão na tíbia

impacto. Em ambos os casos caindo ou saltando uma elevação, o tempo de impacto pode ser aumentado significativamente simplesmente rolando com a queda ou salto, enquanto se espalha a variação do momento do corpo sobre um tempo maior. Um bom exemplo de rolamento com impacto é a maneira em que uma paraquedista é treinado para atingir o solo; seus tornozelos e joelhos curvam-se no impacto e seu corpo gira para baixo de modo que ele cai na sua perna, e daí sobre sua bacia, e finalmente no peito. Se ele tentar uma queda inflexível, a força gerada seria cerca de  $1.42 \times 10^5 \text{ N}$ , o que significa que cada tíbia, que tem cerca de  $3.3 \text{ cm}^2$  de área no tornozelo, sofreria uma tensão de cerca de  $215 \text{ N/mm}^2$ . Este valor excede a resistência máxima de compressão do osso em cerca de 30%. O osso, entretanto, pode resistir a uma grande força por um curto período de tempo sem se quebrar, enquanto a mesma força sobre um longo período pode fraturá-lo. Isto é, a força de curta duração desenvolveu quando você caiu ou saltou, enquanto possivelmente excedeu a resistência máxima compressiva do osso, não é tão desastroso quanto a mesma força aplicada sobre um longo período de tempo. Esta propriedade é chamada *viscoelasticidade*.

Quando um osso é fraturado, o corpo pode repará-lo rapidamente se a região de fratura é imobilizada. Mesmo numa mulher de idade avançada com osteoporose o processo de restabelecimento é efetivo. Entretanto, o grande período de confinamento na cama necessário para uma bacia fraturada o restabelecimento é muito mais lento, e é importante ter o paciente de pé o mais cedo possível. Prótese metálica de bacia, juntas, pinos, garras, e assim por diante, são freqüentemente usadas para reparar tais ossos danificados (Fig 10).



**Figura 10.** Prótese do quadril. (a) Uma junta enfraquecida do quadril pode ser reforçada por um suporte metálico preso ao fêmur. Nesta situação o colo femoral tem sido feito mais curto para reduzir o stress. (b) A junta completa do quadril pode ser trocada com materiais artificiais. (c) Um raio -X de uma dupla de juntas do quadril trocada usando próteses semelhantes à prótese mostrada na em b



Enquanto os detalhes de crescimento e reparo dos ossos não são tão bem entendidos, existe uma boa evidência que campos elétricos locais podem desempenhar o papel. Quando um osso é curvado ele gera cargas elétricas na sua superfície. Ele tem sido sugerido que este fenômeno (piezoelectricidade) pode ser estímulos físicos para o crescimento dos ossos e reparos. Experimentos com fraturas de ossos animais tem mostrado que o osso restabelece mais rápido se um potencial elétrico é aplicado através da fratura. É muito cedo para dizer se esta técnica pode ser usada com sucesso no homem.

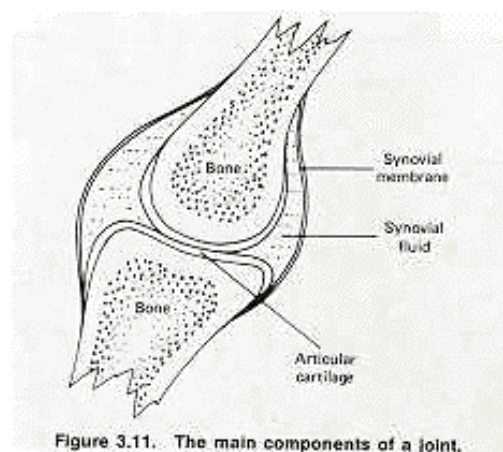
### 3. LUBRIFICAÇÃO DAS JUNTAS OSSEAS

Todos aqueles que não sofrem de artrite tem, por hipótese, suas juntas ósseas funcionando bem. Muitas pessoas não tem tanta felicidade. Uma análise de 1.000 autópsias revelaram que dois terços dos cadáveres tinham um problema de junta no joelho, e que um terço tinham problemas semelhantes no quadril. Existem duas grandes doenças que afetam as juntas - a artrite reumatóide, que resulta de uma superprodução do líquido sinovial na junta e comumente faz as mesmas incharem, e a osteoartrose, uma doença da própria junta.

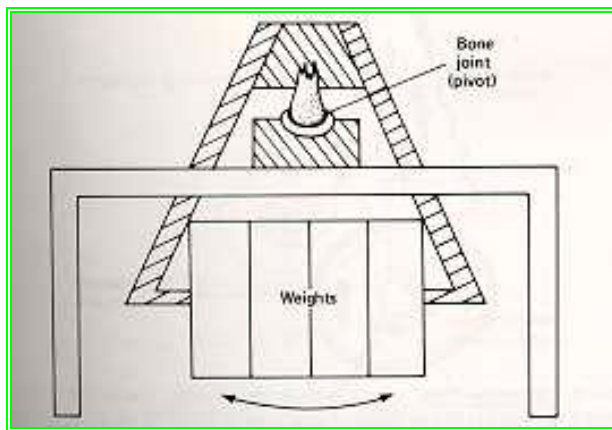
A lubrificação da junta óssea não está entendida em detalhes, mas as características essenciais estão entendidas. Os componentes principais de uma junta são mostrados na Fig. 11. A membrana sinovial encaixa-se na junta e retém o líquido sinovial lubrificante. As superfícies das juntas são as cartilagens articulares, um material liso, parecido com a borracha que está preso ao osso sólido. Uma doença que envolve o líquido sinovial, tal como a artrite reumatóide, afeta rapidamente a própria junta.

A superfície da cartilagem articular não é tão lisa como aquela de um bom mancal artificial. Tem sido sugerido que a sua aspereza desempenha um papel útil na lubrificação da junta prendendo algum líquido sinovial. Tem sido também sugerido que por causa da natureza porosa da cartilagem, outros materiais lubrificantes são prensados na junta quando ela está sob seu máximo tensão - quando ela precisa de mais lubrificação. Uma teoria é que a pressão causa linhas de lubrificação "ao introduzir" o estiramento da cartilagem na junta; o extremo de cada linha lubrificante permanece na cartilagem, e quando a pressão é reduzida, as linhas puxam de volta para os seus lugares, como faz um animal rastejante ao ser acossado. Esta *lubrificação impulsionada* é uma técnica de engenharia que não tem sido ainda capaz de adaptar-se a indústria.

**Figura 11** - Os principais componentes de uma junta



As propriedades lubrificantes de um fluido depende de sua viscosidade; óleo fino é menos viscoso e um melhor lubrificante do que o óleo grosso. A viscosidade do líquido sinovial decresce sob as grandes tensões de cisalhamento (ou cortantes) encontradas nas juntas. As boas propriedades lubrificantes do líquido sinovial são imaginadas serem devidas à presença do ácido hialurico e mucopolissacarídeos (peso molecular de ~ 500.000) que se deformam sob carregamento.



**Figura 3.12** - Arranjo para a determinação do coeficiente de atrito de uma junta. A junta é usada como o pivô num pêndulo e a diminuição da amplitude de oscilação com o tempo é medida

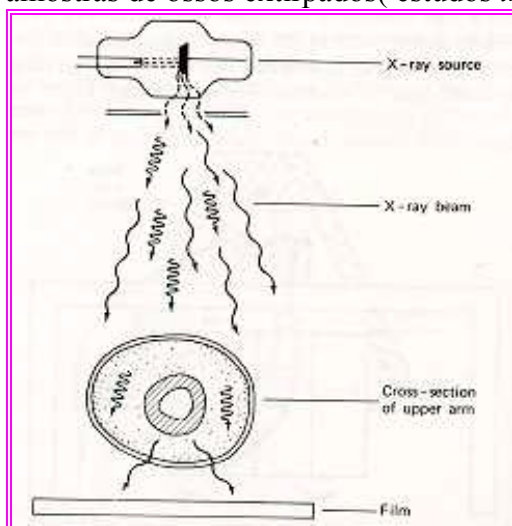
Para todas as juntas saudáveis estudadas, o coeficiente de atrito foi encontrado ser menor que 0,01, muito menos que o de uma lâmina de barbear no gelo - 0,03. (Um coeficiente de atrito de 0,01 significa que se existe uma força de 45,4 N numa junta, somente 0,454 N de força é necessário para removê-la). Quando o líquido sinovial foi removido, o coeficiente de atrito aumentou consideravelmente.

O coeficiente de atrito das juntas ósseas é difícil de ser medido sob as condições usuais de laboratório. Little, Freeman e Swanson descreveram o arranjo mostrado na Fig. 12 no livro *Lubrificantes e Desgaste das Juntas*, editado por Wright (ver bibliografia no final). Uma junta de quadril normal de um cadáver recente foi montada de ponta cabeça com pesos pesados pressionando a cabeça do fêmur na sua conexão. O peso na junta poderia ser variado para estudar os efeitos das diferentes cargas. A unidade inteira atuando como um pêndulo com a junta servindo de pivô. Da razão de decréscimo de amplitude com o tempo, o

coeficiente de atrito era calculado. O coeficiente de atrito foi encontrado ser independente da carga de 89 a 890 N e independente da magnitude das oscilações. Foi concluído que a gordura na cartilagem ajuda reduzir o coeficiente de

### 3.4 MEDIDA DE MINERAL ÓSSEO NO CORPO

O osso é um dos órgãos mais difíceis de se estudar. Com exceção dos dentes, os ossos são relativamente inacessíveis. Nesta seção descreveremos vários sistemas físicos para se estudar os ossos *in vivo* (no corpo vivo). Existem muitas outras técnicas físicas para se estudar os ossos, mas a maioria são usadas em amostras de ossos extirpados (estudos *in vivo*).



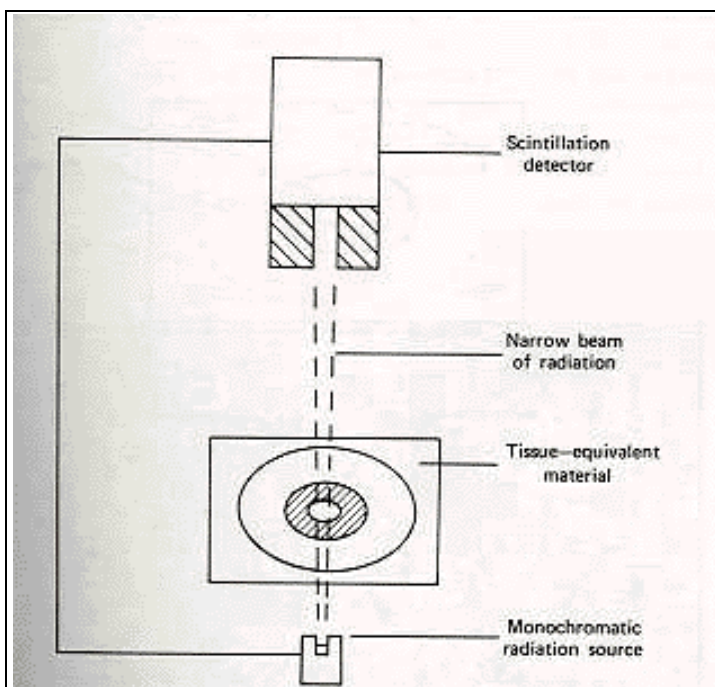
**Figura 13** - Raio - X convencional não são úteis para medidas quantitativas de minerais ósseos porque o feixe é heterogêneo, o espalhamento da imagem é desconhecida e o filme não é um detector reprodutível

Doença óssea é um dos mais comuns problemas da idade avançada. Por exemplo, cada ano cerca de 150.000 mulheres nos Estados Unidos quebram a bacia. A maioria destas mulheres são de idade avançadas e tem osteoporose. A pouco anos atrás, a osteoporose era difícil de detectar até o paciente aparecer com uma quebra de bacia ou uma vértebra esmagada. Naquele tempo era muito tarde para usar terapia preventiva.

A resistência do osso depende em grande escala da massa do osso mineral presente, e a maioria das características experimentadas na osteoporose é a massa mineral óssea mais baixa que o normal. Assim uma simples técnica para medir a massa de mineral ósseo *in vivo* com boa acurácia e precisão (reprodutibilidade) era procurada. Era esperada que uma tal técnica poderia ser usada para diagnosticar osteoporose antes que uma fratura tenha ocorrido e também avaliar vários tipos de terapia para osteoporose. Desde que a massa de mineral ósseo diminui muito lentamente, de 1 a 2% por ano, uma técnica muito precisa era necessária para mostrar as variações.

A idéia de usar uma imagem de raio - X para medir a quantidade de mineral ósseo presente é antiga; ela foi tentada primeiramente em 1901! O maior problema de se usar raio - X ordinário (Fig. 13) são (1) o feixe de raio - X usual tem muitas energias diferentes, e a absorção dos raios-X pelo cálcio varia rapidamente com a energia neste intervalo de energia; (2) O feixe relativamente grande contém muita radiação espalhada quando atinge o filme; (3) o filme é um pobre detector

para se fazer medidas quantitativas desde que é não linear com respeito a quantidade e energia dos raios-X. A revelação dos filmes podem introduzir variações adicionais.



**Figura 3.14** - Os componentes básicos usados na absormetria de fótons. Um radioisótopo que emite essencialmente uma única energia, tal como iodo 125 (27 keV) ou amerício 241 (60 keV), serve como fonte radioativa; o membro é embebido numa camada fina e uniforme de material equivalente ao tecido; e a fração transmitida do feixe estreito é detectada por um detector de cintilação

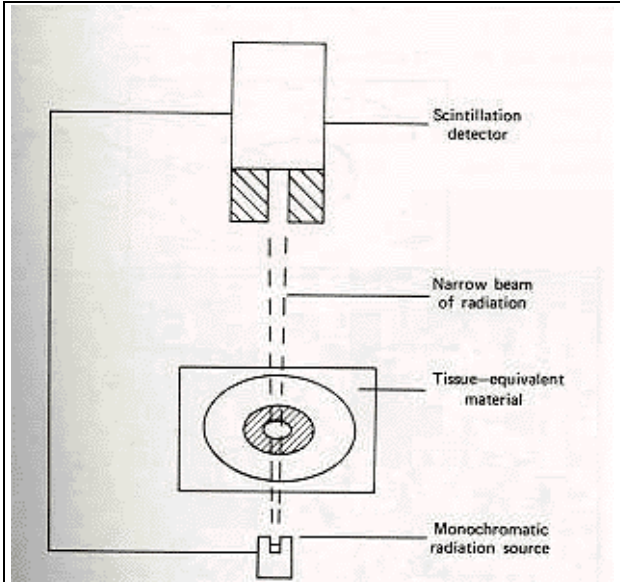
O resultado líquido destes problemas é que uma grande variação na massa de mineral ósseo (30 a 50%) deve ocorrer entre a tomada do raio - X do mesmo paciente antes que um radiologista possa estar certo de que existiu uma variação. Cada um dos problemas pode ser reduzido por métodos especiais, mas a determinação da massa de mineral ósseo por esta técnica (densimetria de filmes de raio - X) tem sido limitada a somente uns poucos laboratórios no mundo.

Uma técnica melhorada baseada nos mesmos princípios físicos foi desenvolvida por J.R. Cameron começando por volta de 1960. Os componentes básicos usados nesta técnica, chamada *absormetria de fótons* estão mostrados na Fig 3.14. Três problemas com a técnica dos raios-X foram grandemente eliminados usando (1) um raio - X monoenergético ou fonte de radiação gama, (2) um feixe estreito para minimizar o espalhamento e (3) um detector de cintilação que detecta todos os fótons e permite ser sorteados e contados individualmente. A determinação da massa de mineral ósseo posteriormente simplificada imergindo o osso a ser medido numa camada de espessura uniforme de tecido mole (ou seu

equivalente em raio - X, p. ex., água). A Fig 15 mostra um gráfico do logaritmo da intensidade transmitida do feixe ( $\log I$ ) quando ele espalha através de um osso imerso numa espessura uniforme de “tecido”. A intensidade antes do feixe entrar no osso é chamada  $I_0$ . A massa de mineral ósseo (BM) em qualquer ponto no feixe é proporcional ao  $\log (I_0/I)$  e é dada por  $BM (g/cm^3) = k \log (I_0/I)$ , onde  $k$  é uma constante que pode ser determinada experimentalmente. Este cálculo é feito eletronicamente para todos os pontos do feixe, e os resultados são integrados para dar a massa de mineral ósseo da fatia de osso em gramas por centímetro. Um moderno “scanner” clínico de osso que usa a técnica de absorção de fótons está mostrada na Fig. 16. A unidade tem uma reprodutibilidade de 1 a 2% quando usada por um operador treinado.

Uma outra técnica física para se medir mineral ósseo *in vivo* tem a vantagem do fato que quase todo o cálcio no corpo está nos ossos. Esta técnica é chamada ativação *in vivo*. O corpo todo é irradiado com nêutrons energéticos que convertem uma pequena quantidade do cálcio e alguns outros elementos em formas radioativas que emitem raios



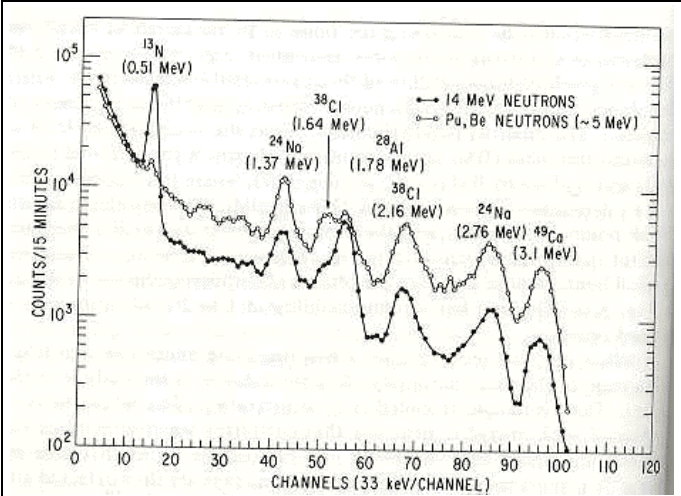


**Figura 15** - Um gráfico da intensidade transmitida do feixe quando ele atravessa o osso durante a absormetria de fótons. A intensidade é plotada numa escala logarítmica. A área hachuriada é proporcional a massa de osso mineral por unidade de comprimento.



**Figura 16** - Uma clínica moderna de scanner ósseo manufaturados po Norland Instrument Co., Fort Atkinson, Wis. O braço é mantido numa bolsa de borracha contendo água. A massa de osso mineral e largura óssea aparecem na forma digital numa unidade à esquerda

raios gama energéticos, e os raios gama emitidos então são detectados e contados. Os raios gama do cálcio radioativo podem ser identificados por sua única energia (Fig. 17), e o número deles indica a quantidade de cálcio no corpo. A quantidade de mineral ósseo é então obtida multiplicando-se por uma constante. A fonte de nêutrons e o equipamento detetor do corpo todo são caros e não práticos para a medidas clínicas rotineiras. Além disso, por causa da relativamente grande exposição a radiação é um perigo; é indesejável usar a técnica em substratos saudáveis para obter dados normais.



**Figura 17** - Um gráfico das intensidades de raios gama do corpo como uma função da energia (channels) após o corpo todo ser irradiado com 14 MeV e cerca de nêutrons de 5 MeV. Os elementos radioativos causadores os principais picos de raios gama e suas energias são dados. Note o pico à direita causado pelo cálcio radioativo (<sup>49</sup>Ca). A área sob este pico indica a quantidade de cálcio ( e assim a quantidade de osso mineral) no corpo. (Reprinted de S. H. Cohn, K.K. Shukla, C. S. Dombrowski e R. G. Fairchild, *Journal of Nuclear Medicine*, Vol. 13, No. 7, com permissão do editor)



## BIBLIOGRAFIA

- Fardon, D.F., *Osteoporosis: Your Head Start on the Prevention and Treatment of Brittle Bones*. MacMillan, New York, 1985.
- Frost, H.M., *The Laws of Bone Structure*, Thomas, Springfield, Ill., 1964.
- Fung, Y. C., N. Perrone, and M. Anliker (Eds), *Biomechanics: Its Foundations and Objectives, Symposium on the Foundations and Objectives of Biomechanics*, La Jolla, California, 1970, Prentice-Hall, Englewood Cliffs, N.J., 1972
- Hall, M. C., *The architecture of Bone*, Thomas, Springfield, Ill., 1966.
- Institute of Physical Sciences in Medicine Report 4. Osteoporosis & Bone Mineral Measurement, IPSM, York, England, 1988.
- Klopsted, P.E., and P.D.Wilson, *Human Limbs and Their Substitutes*, McGraw-Hill, New York, 1954.
- Kraus, H., "On the Mechanical Properties and Behavior of Human Compact Bone" in S.N. Levine (Ed), *Advances in Biomedical Engineering and Medical Physics*, Vol.2, Wiley-Interscience, New York, 1968, pp. 169-204.
- McIlwain, H. H. *Osteoporosis: Prevention, Management, Treatment*. John Wiley & Sons, New York, 1988
- Nordin, M. And V.H. Frankel, *Basics Biomechanics of the Musculoskeletal System*, 2<sup>nd</sup> Edition, Lea & Febiger, Philadelphia, 1989.
- Peck, W.A. Osteoporosis: The Silent Thief. AARP, Washington, D.C., 1988.
- Samachson, J. *The Armor Wish Us: The Story of Bone*. Rand McNally, Chicago, 1966.
- Wright, V. (Ed), *Lubrication and Wear in Joints, Proceedings of a Symposium organized by the Biological Engineering Society and held at The General Infirmary, Leeds*, on April 17, 1969, Lippincott, Philadelphia, 1969.
- Yamada, H., *Strength of Biological Materials*, edited by F.H.Evans, Williams and Wilkins, Baltimore, 1970.

## QUESTÕES DE REVISÃO

1. Liste as seis funções do osso no corpo.
2. Qual a porcentagem de células vivas no osso normal ?
3. O que é remodelamento ósseo?
4. Em que idade a atividade osteoclastica começa exceder a atividade osteoblastic?
5. Qual é o maior componente do osso?
6. Qual a porcentagem de cálcio no osso compacto?
7. O mineral ósseo é acreditado ser feito de que material cristalino?
8. Qual é a área superficial aproximada dos cristais minerais ósseos no corpo?
9. Quais são as duas vantagens do osso trabecular sobre o osso compacto?
10. Como o osso se compara ao granito na resistência?
11. Qual é a densidade do osso compacto?
12. Usando a informação da Fig. 3.7,
  - a. Calcule a máxima tensão num osso com uma área de seção transversal de  $4 \text{ cm}^2$  poderia resistir logo antes de fraturar.
  - b. Determine quanto um osso de 35 cm de comprimento poderia alongar-se sob esta tensão máxima.
  - c. Calcule o stress neste osso se uma força de tensão de  $10^4 \text{ N}$  fosse aplicada a ele. Quanto este osso alongaria?
13. Qual é a função do fluido sinovial?
14. Qual é o coeficiente de atrito aproximado de uma junta óssea saudável?
15. Dê três problemas envolvidos com o uso de uma imagem de raios para medir a massa de mineral ósseo *in vivo*.