

B i o f í s i c a
M é d i c a

J. J. PEDROSO DE LIMA



Coimbra • Imprensa da Universidade

Dedico este livro à Faculdade de Medicina de Coimbra que, há duas décadas atrás, mostrou que já entendia a mensagem que ele contém.

(Página deixada propositadamente em branco)

INTRODUÇÃO

Perto de quarenta anos de docência de física, sobretudo a alunos de cursos na área da biomedicina e, outros tantos anos de investigação no mesmo sector, dão-me, pelo menos, os elementos para uma análise crítica sobre o meu trabalho, neste campo.

A ligação que estabeleci entre a física e a medicina ultrapassou, aliás, a vertente docente e investigativa da medicina, pois, tive também a oportunidade de aprofundar áreas associados às componentes tecnológica e técnica, em diversos sectores das ciências da saúde. Estas experiências permitiram-me, sobretudo, assistir em condições privilegiadas à evolução do pensamento científico e do avanço tecnológico na medicina, durante um período considerável.

Em cada dia que passou, nestes anos, eu assisti à aproximação entre as duas ciências, num processo que se autocatalisa, se potencia com o uso do computador e das novas tecnologias e se reafirma, gerando ciências subsidiárias.

O ensino no curso de medicina e, em particular da física, deve situar o aluno, tanto quanto possível, na época em que vive. Não há uma medicina, como ciência, separada das suas bases científicas e das propriedades que justificam as modernas aplicações tecnológicas de apoio.

Em regra, os alunos de medicina têm expectativas de aprendizagem distantes da física. Há assim que descobrir formas de lhes transmitir a informação básica de modo aliciante e útil. Isto obriga, por parte dos docentes, à acumulação de conhecimentos interdisciplinares específicos e à sua elaboração, num processo que é demorado e difícil, sobretudo porque não existe uma cultura estabelecida para a sua implementação. A cultura existente foi mesmo, e muitas vezes ainda é, a da rejeição, num processo onde não é alheia a inexistência de formação científica em alguns dos intervenientes.

Ao longo dos anos fui elaborando uma base de dados relacionados com o ensino da física nas ciências médicas, contendo, além de conhecimento científico, as experiências noutros países, conceitos e juízos de valor provenientes das mais diversas origens, desde alunos a professores, a médicos e outros profissionais, sobre o interesse do ensino que defendemos, a oportunidade da sua existência no princípio do curso, a matéria que deve ser ministrada, as dificuldades maiores, etc. Esta informação armazenada foi permitindo uma melhoria de actuação e a sua comparação com o exterior. No presente, acreditamos que o ensino que fazemos é de bom nível, em termos absolutos e que a sua aceitação pelos alunos é boa. São certamente os alunos, futuros utilizadores daquilo que fomos capazes de lhes ensinar, a razão de ser dos esforços que temos feito, ao longo dos anos, no sentido de os aproximar, o mais possível, das bases da ciência médica.

No início, este livro destinava-se a ser um elemento de estudo dirigido especialmente aos alunos da licenciatura em medicina da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra. Com o evoluir da obra surgiu-me no espírito alargar o seu âmbito e produzir um texto cobrindo mais assuntos, de modo a poder ser um elemento de apoio ao aluno, não só durante o curso, como após a sua conclusão. Aumentaria também, assim, a possibilidade de que os médicos, de um modo geral, se interessassem por esta obra.

Apesar deste alargamento, foram mantidos, tanto quanto possível, o espírito e as características de um livro dirigido aos alunos.

O título deste trabalho, «Biofísica médica», pode suscitar confusão. O termo biofísica é intrinsecamente geral e utilizado com diversos significados que vão desde a física para médicos à física molecular das estruturas biológicas. Aqui, significa um conjunto de princípios e conceitos de física colocados, em grande parte, ao nível de um curso de medicina e com a intenção de apoiar a compreensão dos fenómenos biomédicos. A própria palavra biomédico tem uma serena ambiguidade, mas, no nosso contexto, significa o âmbito das ciências da vida numa perspectiva de interesse médico.

Em diversos locais vimos a utilização da designação «biofísica médica» para colocar estes conceitos no seu contexto mais específico. Adoptámos a ideia mas sempre acreditámos que não é o título que faz um livro.

Em termos gerais, a biofísica assenta no dogma de que a matéria viva e os seus mecanismos, obedecem a leis físicas idênticas às que foram verificadas no estudo da matéria inanimada e dos fenómenos com ela relaciona-

dos. A física explica as questões básicas da natureza, sendo ponto de partida, instrumento de interpretação e mecanismo de análise, no processo e no evoluir da ciência médica.

A presença da física confunde-se, no passado, com a da própria medicina, prevê-se, no futuro altamente reforçada e é, no presente, uma constante inevitável. Muitos dos mecanismos da vida, altamente complexos, foram explicados pelas leis da física que permitiram a interpretação de múltiplos fenómenos associados à estrutura e às funções do organismo, quer a nível macroscópico, quer microscópico. De forma pouco evidente, a física está presente também em muitas situações do diagnóstico clínico, como reforço da capacidade de associação e raciocínio, na descoberta de relações causa efeito. Em certas especialidades terapêuticas a física tem um papel decisivo. Apesar de tudo isto, a penetração dos conhecimentos físicos e a compreensão do seu interesse na medicina prática é, globalmente, um processo lento e, muitas vezes, ainda mal compreendido. A forma tradicional do ensino da medicina, com predomínio do factual, sem preocupação com a sua base científica irá persistir, até que o confronto das novas gerações de médicos com as exigências do conhecimento actual, este cada vez mais distante do que lhe foi transmitido, o denuncie.

Onde é talvez mais aparente o papel da física em medicina é nas aplicações e desenvolvimento de metodologias físicas de apoio em diagnóstico e terapêutica. São múltiplas as participações dos métodos físicos em áreas como a imagiologia, a oftalmologia, a ortopedia, a medicina dentária, a medicina nuclear, etc. A generalização do uso dos computadores em tempo real tornou possível a aplicação sistemática dos métodos da física à medicina e está associada à maioria dos seus mais recentes progressos. Por exemplo, no campo das técnicas de imagiologia médica, assistiu-se nos últimos 20 anos a um enorme desenvolvimento. A tomografia axial computadorizada (TAC), a ecografia e a ressonância magnética nuclear (RMN) tornaram possíveis os estudos anatómicos no vivo, com resolução de contraste nunca antes conseguida, particularmente em neurologia, cardiologia e oncologia. Por seu lado, a tomografia de emissão com positrões (PET) e a tomografia de emissão simples (SPECT) possibilitaram, pela primeira vez, a observação de processos bioquímicos e funcionais no vivo, permitindo determinar a relação entre os processos metabólicos e as estruturas anatómicas. O PET em particular, permite o estudo quantitativo do metabolismo local de numerosas substân-

cias e é considerado uma das técnicas de imagem para diagnóstico clínico mais poderosas da actualidade. Em numerosos sectores da medicina são evidentes os esforços levados a cabo com a intenção de ser introduzida aproximação científica, com rigor físico e matemático, em novas interpretações dos mecanismos fisiológicos e nos seus métodos de avaliação em diagnóstico.

Há um pressuposto de utilidade futura deste tipo de conhecimentos, ao serem ministrados num curso de medicina. Parece aceitável admitir que o conhecimento médico com base científica causal é mais sólido do que o conhecimento suspenso, factual. Supõe-se que o futuro médico tem maiores facilidades de raciocinar sobre os efeitos se souber as causas. Mais do que aplicar conhecimentos e métodos da física para compreender fenómenos do corpo humano, pretende mudar-se a posição do aluno, de simples observador, a participante no acto de pensar a natureza com as suas próprias leis. Não temos, porém, a prova científica, estatística, do reflexo prático, em termos de melhoria do acto médico, que a adição destes conhecimentos irá produzir. Temos, contudo, a evidência vivida de grande qualidade nos médicos que aceitam e cultivam esta atitude. Acreditamos também que uma cadeira com estas características pode ser muito ou pouco útil, conforme o modo como é entrosada nos interesses futuros dos alunos, conforme os temas escolhidos, conforme a própria atitude global de aproximação à medicina.

Parece não ser irrealista acreditar-se que os conhecimentos da física poderão ser úteis em medicina nas seguintes vertentes:

- 1) na explicação de múltiplos fenómenos associados à estrutura e às funções do organismo, quer a nível macroscópico quer microscópico,
- 2) na aplicação e desenvolvimento de metodologias físicas de apoio ao diagnóstico e terapêutica e
- 3) no reforço da capacidade de associação e raciocínio, como instrumento para a criação de ligações causa-efeito durante a prática da medicina.

Poderá ser polémica a questão do primeiro ano do curso ser a altura ideal para explicar a física de fenómenos que, com grande probabilidade, não foram ainda abordados, em pormenor, pelos alunos. Na perspectiva dos fenómenos talvez não seja, mas na perspectiva da aplicação da física, credi-

tamos que sim. À medida que se afastam dos conhecimentos básicos do curso secundário mais difícil é para os alunos do curso de medicina estudar ciências das designadas exactas. Quem já ensinou biofísica no curso de medicina, e também em mestrados das especialidades médicas, facilmente entende este ponto.

O presente trabalho é constituído por sete capítulos. O primeiro refere-se a conceitos gerais sobre biofísica de membranas. Este capítulo tem uma intenção: levar o aluno num trajecto que começa nas propriedades físicas das membranas passa pelas funções renal e pulmonar e acaba nos fenómenos bioeléctricos. Pode ser uma experiência interessante o aluno chegar à equação de Nernst-Plank e depois à de Goldman e verificar a sua proximidade com a realidade experimental. Sempre nos pareceu que as membranas biológicas constituíam um tema muito apropriado para iniciar as aulas de um curso de biofísica para médicos. De grande interesse, fácil de entender (pelo menos, no início), levantando pontes para outros capítulos, conduzindo com grande sucesso à explicação do mecanismo físico do impulso nervoso, filtração renal, etc. Não estou, mesmo assim, absolutamente seguro que seja o melhor assunto para começar, não as aulas, mas um livro de Biofísica Médica, onde não é possível recriar a dinâmica que uma aula pode oferecer. Contudo, ainda restam algumas vantagens e mantivemos a tradição.

O segundo capítulo trata das propriedades dos gases, das misturas de gases e dos contactos dos gases com os líquidos e tecidos. Algumas aplicações à respiração, onde se destaca a biofísica da função pulmonar e do alvéolo pulmonar, fazem parte deste capítulo.

O terceiro capítulo é uma introdução à biomecânica. São transmitidos os conceitos necessários para a compreensão do equilíbrio mecânico. Utilizando o modelo do corpo livre são colocados alguns exemplos de aplicação no homem. Alguns aspectos da dinâmica dos sólidos são abordados de modo elementar. Tenta-se mostrar o interesse da biomecânica com exemplos de aplicação em diversas situações simples.

O capítulo quarto aproxima os alunos da mecânica dos fluidos e dos problemas do caudal dos líquidos não newtonianos em tubos cilíndricos com comportamento elástico complexo. Apresenta-se um conjunto de aplicações à circulação sanguínea do homem. Os fenómenos de superfície e algumas aplicações com interesse médico são também considerados.

O capítulo quinto introduz conceitos elementares de física atómica e física nuclear, da acção biológica e da protecção contra radiações ionizantes, das aplicações de radionuclídeos em Medicina e da física da luz solar

O capítulo sexto incide sobre bioenergética. Alguns modelos de cinética de enzimas são também considerados.

Finalmente o capítulo sétimo trata de conceitos elementares de electricidade adaptados às aplicações médicas.

Neste trabalho os assuntos começam por ser abordados de forma elementar podendo, eventualmente, ser tratados de forma mais aprofundada mas, nesta situação, com redobradas preocupações pedagógicas.

Acreditamos que esta obra não irá deslustrar a Faculdade de Medicina de Coimbra, aquela instituição que, há vinte anos atrás, numa decisão histórica, foi capaz de integrar nos seus quadros um professor catedrático em física e entender que a abertura da escola a elementos de outras áreas era uma aposta no futuro.

Agradeço o inestimável apoio da Prof.^a Doutora Filomena R. Botelho na conclusão desta obra. Estou grato também à revisão parcial e observações que me foram feitas pelo Prof. Doutor Miguel Castelo Branco, Eng. António Luís P. de Lima, Prof. Doutor Adriano P. de Lima, Prof. Doutor João Luís M. P. de Lima, Prof.^a Doutora M. Isabel P. de Lima, Prof. Doutor Nuno David Ferreira e Eng. Francisco Cerqueira Alves.

Aos meus familiares mais directos agradeço o aceitarem conviver com a minha constante ausência.

C A P Í T U L O • I



**CONCEITOS GERAIS SOBRE BIOFÍSICA
DE MEMBRANAS**

CAPÍTULO I • CONCEITOS GERAIS SOBRE BIOFÍSICA DE MEMBRANAS

I.1 - Fenómenos de transporte

I.1.1 – Introdução

As membranas biológicas são como que as fronteiras da matéria viva. Condicionando as interações do interior das células com o exterior, as biomembranas estão associadas a muitos processos biológicos. O estudo das propriedades das membranas biológicas estabelece ligações com múltiplos processos, levando, por exemplo, à explicação do mecanismo físico do impulso nervoso, à compreensão do funcionamento do nefrónio e à interpretação dos processos de troca, na respiração pulmonar.

Nas últimas décadas, os estudos com isótopos radioactivos tiveram um papel muito importante nos avanços feitos sobre os processos de transporte através das membranas biológicas, permitindo identificar as espécies iónicas e moleculares intervenientes.

Facilmente se justifica o interesse do estudo das propriedades das membranas no homem. No corpo humano existem cerca de 10^{14} células com diâmetro médio de 10^{-5} m, aproximadamente. A área média da superfície externa de uma célula é de cerca de 3×10^{-10} m². Assim, a área total, soma da superfície externa de todas as células do corpo, é de cerca de 30 000 m²!

A área disponível de troca, nos 4×10^{10} capilares sistémicos, com raio médio da ordem de 4×10^{-6} m e comprimento médio, para troca, de 10^{-3} m é $S = 4 \times 10^{10} \times 2 \times \pi \times (4 \times 10^{-6}) \times 10^{-3} \approx 1000$ m², cerca de 450 vezes a superfície corporal de um adulto!

Outro cálculo leva-nos a concluir que, nos alvéolos pulmonares, os capilares pulmonares apresentam uma área, para a troca gasosa, superior a 100 m². Estas áreas enormes que resultam do grau de divisão que é atingido na matéria viva, com fronteiras estabelecidas por membranas, tornam realizável a execução de funções, por processos passivos, numa escala que seria impensável noutras condições.

Processos biológicos vitais dependem, assim, de trocas de matéria ocorrendo através de enormes áreas de membrana, muitas vezes dispendo de recursos energéticos próprios e com propriedades que podem ser alteradas episodicamente, por estímulos apropriados.

O motivo pelo qual iniciámos esta obra pelo estudo das biomembranas reside não só no seu directo interesse em diversos capítulos da medicina, como também no facto de, na maioria das aplicações da física à biomedicina, serem necessários, com frequência, conhecimentos nesta área. Para reforçar

ocupa o volume V_t que deverá obedecer à relação II.4. Aplicando esta expressão para duas temperaturas t e t' obtemos:

$$V_t = V_o \left(1 + \frac{t}{273}\right) \quad \text{II.7}$$

$$V'_t = V_o \left(1 + \frac{t'}{273}\right) \quad \text{II.8}$$

Subtraindo membro a membro obtém-se:

$$\Delta V = \frac{V_o}{273} \Delta t \quad \text{II.9}$$

Podemos dizer pois que, a pressão constante, a variação relativa de volume é uma função linear da variação de temperatura. Esta é uma outra forma de enunciar a lei de Charles.

Podemos ainda ver qual será a pressão a que o gás, à temperatura t , deve ser sujeito para que o volume por ele ocupado seja V_o , o volume antes do aquecimento.

Elevando **B** até se ter em **A** o mercúrio ao nível correspondente ao volume V_o (Fig. II.3-c) a pressão a que se sujeita o gás será:

$$P_t = P_o + h g \rho \quad \text{II.10}$$

Como a temperatura se manteve constante nas duas últimas experiências, podemos usar a lei de Boyle e escrever

$$P_t V_o = P_o V_t = P_o V_o \left(1 + \frac{t}{273}\right) \quad \text{II.11}$$

Dividindo por V_o e igualando primeiro e último membros da Eq. II.11 vem

$$P_t = P_o \left(1 + \frac{t}{273}\right) \quad \text{II.12}$$

$$\begin{aligned} P_t &= \frac{P_o}{273} \\ &= K'' T \end{aligned} \quad \text{II.13}$$

Usando a lei de Boyle, chegámos a uma outra forma da lei de Charles: a volume constante, a pressão a que uma dada massa de gás é sujeita, varia directamente com a temperatura absoluta.

Quando aplicadas a gases reais, as leis de Boyle e Charles só se verificam aproximadamente e, em geral, para valores de pressão pouco elevados e temperaturas não muito baixas. Dentro dos limites de pressão e temperatura em aquelas leis se verificam o comportamento de um gás diz-se ideal.

Suponhamos que, usando as condições da Fig. II.3 e mantendo a temperatura t constante se varia a posição da coluna **B**, de modo a obter-se um volume qualquer **V**, a que corresponde uma pressão **P**.

Pela lei de Boyle será

$$PV = P_t V_o = P_o V_t = P_o V_o \left(1 + \frac{t}{273}\right) \quad \text{II.14}$$

ou seja,

$$PV = \frac{P_o V_o}{273} T$$

$$PV = K_1 T \quad \text{II.15}$$

Esta expressão é uma primeira forma da equação dos gases perfeitos. A constante **K₁** depende da massa e da composição química do gás.

Condições normais - visto o volume de um gás ser tão marcadamente afectado por variações de temperatura e pressão é necessário, ao comparar diferentes volumes de gases, que eles estejam nas mesmas condições de pressão e temperatura. As condições normais de pressão e temperatura, às quais os volumes de gases são reduzidos para fins de comparação são:

Pressão - 760 mm Hg (1 atmosfera)

Temperatura - 0 °C (273 °K).

Estas condições costumam indicar-se abreviadamente por condições P.T.N..

II.4 - Lei de Avogadro

Volumes iguais de gases nas mesmas condições de pressão e temperatura contêm o mesmo número de moléculas.

Esta lei, assim como as anteriormente referidas, é verdadeira unicamente para gases ideais.

A lei de Avogadro permite obter a equação dos gases perfeitos numa forma geral.

A molécula-grama de diferentes substâncias contém o mesmo número de moléculas (Número de Avogadro = $6,0225 \times 10^{23}$ moléculas).

Da lei de Avogadro conclui-se pois que, nas mesmas condições de pressão e temperatura, moléculas-grama de diferentes gases ocupam o mesmo volume. Este volume é 22414 cm^3 nas condições P.T.N. para 1 mole de qualquer gás (1 mole de $\text{O}_2 = 32 \text{ g}$, 1 mole de $\text{H}_2 = 2,016 \text{ g}$, etc.).

Aplicando a Eq. II.15 para 1 mole de um gás nas condições P.T.N., já que $P = 760 \text{ mm Hg} = 1,0133 \times 10^6 \text{ dyn/cm}^2$, $V = 22414 \text{ cm}^3$ e $T = 273 \text{ }^\circ\text{K}$, temos que $K_1 = 8,314 \times 10^7 \text{ erg/mole } ^\circ\text{K}$.

É evidente que K_1 tem o mesmo valor para 1 mole de qualquer gás nas condições P.T.N. e designa-se por **R** ou constante dos gases.

Para 1 mole de qualquer gás tem-se pois

$$PV = RT$$

Para um número n de moles, à pressão **P**, temperatura **T** e ocupando um volume **V** a equação II.9 pode escrever-se

$$PV = nRT \qquad \text{II.16}$$

que é a equação dos gases perfeitos na forma geral.

II.4.1 - Significado da constante **R**

Suponhamos que se eleva a temperatura de 1 mole de gás de **T** $^\circ\text{K}$ a **(T+1)** $^\circ\text{K}$ fazendo variar o volume de **V** a **V'** à pressão constante **P**.

Aplicando a equação dos gases perfeitos antes e depois da variação de temperatura, temos:

$$PV = RT \quad \text{e} \quad PV' = R(T + 1) \quad \text{II.17}$$

Subtraindo a primeira expressão da segunda tem-se

$$P(V' - V) = R \quad \text{II.18}$$

O primeiro membro da Eq. II.18 representa energia ou trabalho.

Consideremos um cilindro munido de um êmbolo e contendo um volume V de gás à pressão P contrabalançada pela Força F exercida sobre a superfície S do êmbolo. Se o embolo se deslocar contra a força F , de um comprimento x , devido a um aumento de temperatura do gás, o trabalho realizado pela força F é negativo e dado por

$$W' = -Fx = -PSx \quad \text{II.19}$$

$$= -P(V' - V) \quad \text{II.20}$$

onde V' é o volume do gás após o aumento da temperatura. Como F se manteve constante, a pressão do gás após o aumento de temperatura ainda é P .

O trabalho realizado pelo gás é igual e de sinal contrário ao realizado pela força F , ou seja,

$$W = P(V' - V) \quad \text{II.21}$$

A expressão de R é idêntica à Eq. II.21. Dadas as condições usadas para deduzir a Eq. II.18 pode dizer-se que R é igual ao trabalho produzido por um mole de gás ideal, expandindo-se contra uma pressão constante como resultado de um aumento de temperatura de 1 °K.

Fica evidente que, na expressão geral $PV = nRT$ o produto PV representa a quantidade de trabalho produzida por n moles de um gás ideal na expansão contra uma pressão constante, quando a temperatura aumenta de 0 a t °K.

II.5 - A teoria cinético-molecular dos gases

Esta teoria surgiu como uma tentativa de explicação dos fenómenos observados que levaram à descoberta das leis dos gases atrás descritas. Os postulados mais importantes desta teoria são:

- 1 - Os gases são constituídos por partículas discretas, as moléculas; as moléculas de um dado gás são idênticas entre si.
- 2 - Num gás as moléculas encontram-se muito afastadas e o volume molecular total é desprezível em comparação com o volume do recipiente (se a pressão não for muito elevada).
- 3 - As moléculas estão em movimento estatístico. Deslocam-se em linha recta com velocidade que é proporcional à raiz quadrada da temperatura absoluta do gás.
- 4 - As moléculas são perfeitamente elásticas, mudando de direcção sem perda de velocidade após colisões entre si ou com as paredes dos recipientes.
- 5 - As moléculas não exercem força atractiva entre si (trata-se de uma aproximação nem sempre válida).
- 6 - A pressão do gás é o resultado de impactos das moléculas nas paredes dos recipientes.

Aplicando as leis da mecânica a gases monoatômicos e supondo que a energia interna do gás é unicamente energia cinética, devida ao movimento estatístico das moléculas (movimento de translação), é possível chegar-se às expressões das leis dos gases reais.

A teoria cinética permitiu, por exemplo, provar que a energia cinética total de 1 mole de gás é

$$\text{Energia cinética/mole} = 3/2 PV \quad \text{II.22}$$

177

Esta expressão conduz a um conceito molecular de temperatura. Vimos que experimentalmente se prova a relação

$$PV = nRT$$

Então para 1 mole podemos escrever, usando as equações II.16 e II.22

$$\text{Energia cinética/mole} = 3/2RT \quad \text{II.23}$$

A constante dos gases **R** é uma constante de proporcionalidade entre energia cinética e temperatura absoluta. A temperatura é então uma medida da energia cinética média das moléculas.

Não esqueçamos que estes conceitos se aplicam a gases ideais onde admitimos não existir energia potencial de interação entre as moléculas.

II.6 - Desvios às leis dos gases

Os gases reais só aproximadamente seguem as leis dos gases. Consideremos o caso da lei de Boyle. Vimos que a representação gráfica dos produtos **PV** em função de **P**, a temperatura constante, num gás ideal fornece uma linha recta paralela às abcissas.

A Fig. II.4 mostra algumas curvas obtidas na prática.

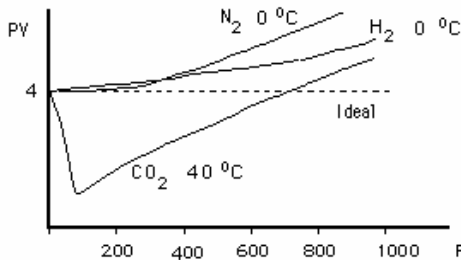


Fig. II.4 - Isotérmicas para gases reais. Desvios à lei de Boyle. Unidades no S.I.

A maioria dos gases tem um comportamento próximo ao previsto pela lei de Boyle para baixas pressões (abaixo de 10 atmosferas) mas quanto mais próximo o gás se encontra das condições que o levam à liquefacção, maior é o desvio, como se observa para o **CO₂**.

De acordo com a lei de Boyle, um gráfico da pressão em função do volume para uma certa massa de um gás deve dar uma hipérbola equilátera referida aos eixos, havendo uma destas curvas para cada valor de temperatura. As curvas P(V) com **T** como parâmetro, são chamadas isotérmicas e na Fig. II.5 mostram-se isotérmicas de um gás real.

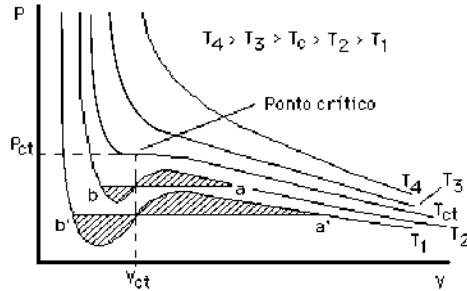


Fig II.5 - Isotérmicas de um gás real.

A curva para $T = T_4$ corresponde a um comportamento próximo do gás perfeito, de acordo com a lei de Boyle. Na segunda isotérmica, para $t = T_3$, apesar de se verifica um certo afastamento da hipérbole equilátera ideal, o gás não sofre qualquer mudança de estado para os correspondentes valores de P e V .

A curva para a temperatura T_2 representa uma situação diferente. Para pressões baixas e à temperatura constante da isotérmica, um aumento gradual de pressão conduz a uma diminuição de volume até o ponto **a** ser atingido. Neste ponto o volume decresce praticamente sem aumento da pressão, liquefazendo-se parte do gás até no ponto **b** a liquefacção é completa.

A isotérmica a partir de **b** sobe quase verticalmente pois os líquidos são praticamente incompressíveis. A isotérmica para $T = T_{ct}$ é chamada a isotérmica crítica pois marca a separação entre as isotérmicas onde não ocorre liquefacção, tais como T_3 e T_4 e isotérmicas onde ocorre liquefacção, tais como T_1 e T_2 . Nas áreas riscadas coexistem as fases líquida e gasosa.

Temperatura crítica T_{ct} é aquela acima da qual não é possível a liquefacção do gás qualquer que seja a pressão.

Pressão crítica P_{ct} é a mínima pressão necessária para a liquefacção do gás à temperatura crítica. Volume crítico é o volume ocupado pelo massa de gás em estudo à temperatura e pressão críticas. A curva a tracejado limita a região onde existe equilíbrio entre o gás e a sua fase líquida.

Um gás a uma temperatura abaixo da temperatura crítica designa-se por vapor. A pressão correspondente à linha **ab** ou **a'b'** é a pressão do vapor saturado à temperatura correspondente. A pressão do vapor saturado é a pressão máxima que pode ser exercida pelo vapor a essa temperatura e depende exclusivamente da temperatura. O vapor de água no ar atmosférico a uma dada temperatura tem geralmente uma pressão parcial menor do que a

pressão do vapor saturado para a mesma temperatura. A relação entre a pressão do ar e a pressão do vapor saturado para a mesma temperatura é, como sabemos, a humidade relativa do ar.

A transformação inversa da liquefacção é a vaporização. Quando a vaporização se efectua numa atmosfera gasosa chama-se evaporação. As moléculas do líquido abandonam a superfície líquida até a pressão parcial do vapor na atmosfera que contacta o líquido ser igual à tensão do vapor saturado ou tensão máxima do vapor à temperatura considerada. Portanto, se a atmosfera for ilimitada, a evaporação poderá ser total.

Chama-se calor latente de vaporização a uma dada temperatura, a quantidade de calor que é necessário fornecer a 1 g de líquido para o vaporizar a essa temperatura. Esta quantidade de calor é igual, em valor absoluto, ao calor latente de condensação ou liquefacção.

Da observação da figura anterior conclui-se que os desvios do comportamento ideal apresentados pelos gases reais são tanto maiores quanto mais próximos das condições críticas o gás se encontra.

Os desvios às leis dos gases, apresentados pelos gases reais, podem explicar-se com base na teoria cinética. Nesta admite-se que não existe energia potencial de interacção entre as moléculas. Existem, no entanto, forças conhecidas como forças de Van der Waals, que actuam quando as moléculas se encontram próximas.

Para pequenas distâncias entre as moléculas e a temperaturas tais que o movimento térmico não contrabalance as forças de Van der Waals, estas opõem-se ao movimento das moléculas que vão chocar contra as paredes dos recipientes ficando a pressão do gás menor do que a prevista pela lei de Boyle. Então

$$PV < RT$$

II.24

Uma outra suposição, é a do volume total ocupado pelas moléculas, ser desprezível em função do volume do recipiente. Esta hipótese é sustentável quando as moléculas se encontram muito separadas mas à medida que a pressão do gás aumenta, aquele volume vai-se tornando mais significativo. Nestas condições, o efeito do volume próprio das moléculas faz diminuir consideravelmente o espaço disponível para o movimento térmico.

O volume que se observa na prática é, portanto, superior ao considerado nas condições ideais da lei de Boyle e se esse efeito for superior ao devido às forças de Van der Waals (Eq. II.24), vem

A equação de Boyle não é válida se coexistem duas ou mais fases.

Na Fig. II.5 estão representadas as curvas P(V) para gases reais a diferentes temperaturas. Para a temperatura T_4 a curva é uma hipérbole, traduzindo a equação de Boyle-Mariotte. Para a temperatura T_{ct} (temperatura crítica) ocorre um intervalo de volumes para o qual não há variação de pressão. Isto só é possível se ocorrer liquefacção do gás, coexistindo as fases gás e líquido. A temperatura crítica é aquela acima da qual não pode ocorrer liquefacção, qualquer que seja a pressão. Pressão crítica P_{ct} é o mínimo valor para o qual ocorre liquefacção à temperatura crítica.

Mesmo com pressões muito elevadas não é possível liquefazer a maioria dos gases à temperatura ambiente. A exceção é o CO_2 .

Para liquefazer um gás é necessário arrefecê-lo até temperaturas abaixo de T_{ct} e elevar a pressão acima de P_{ct} , a pressão crítica. Alguns valores destes parâmetros são referidos no quadro II.1.

Quadro II.1 -Valores de P_{ct} e T_{ct} para alguns gases.

gás	T_{ct} (°C)	P_{ct} (atm)
He	-267,9	2,26
H ₂	-239,9	12,8
N ₂	-147,1	34
O ₂	-118,8	48
CO ₂	31,1	73
NH ₃	132,4	111,5
H ₂ O(vapor)	374,0	217,7

II.7 - A equação de Van der Waals

Esta equação foi sugerida para compensar os efeitos verificados na relação pressão-volume nos gases, de modo a tornar a equação de Boyle aplicável a gases reais. Esta equação tem a forma para n moles

$$\left(P + \frac{a n^2}{V^2}\right) (V - nb) = nRT \quad \text{II.26}$$

onde **P** é a pressão exercida no gás, **V** é o volume de gás à pressão **P** e temperatura constante e **a** e **b** são constantes para um dado gás e variam para os diferentes gases. Estas constantes têm de ser determinadas experimentalmente.

O termo $\frac{a n^2}{V^2}$ destina-se a compensar as forças de Van der Waals que tendem a diminuir a pressão observada em relação à pressão ideal. A relação n/V é o número de moles por unidade de volume.

É também tomado em consideração o volume total ocupado pelas moléculas, de valor finito, que diminui o volume do espaço disponível para os movimentos das moléculas do gás. É subtraído ao volume do gás um valor **b**, por mole, que é uma função do diâmetro esférico da molécula do gás, conhecido como diâmetro de van der Waals.

No quadro nº II.2 estão alguns valores para **a** e **b** de alguns gases. O hidrogénio e hélio apresentam valores próximos de zero. O seu comportamento é próximo do ideal, ou seja, são mínimas as interacções moleculares que apresentam no estado gasoso

Quadro nº II.2 - Valores de **a** e **b**
(equação de Van der Waals) para alguns gases

Gás	a	b
H ₂	0.244	0.027
O ₂	1.360	0.032
N ₂	1.390	0.039
CO ₂	3.592	0.043
Cl ₂	6.493	0.056
He	0.034	0.024

resistente, em torno de uma articulação que é o fulcro, em geral, uma estrutura considerada fixa. O estudo das alavancas, na sua componente física, consiste na aplicação directa de conceitos elementares, já estudados, como momentos de forças e equilíbrio. No corpo humano encontram-se todos os tipos de alavanca que, usualmente, se consideram em mecânica elementar e que são designadas pelo elemento intermédio, a potência, a resistência e o fulcro, ou ponto fixo, e chamadas respectivamente de interpotente, interfixa e interresistente. A tentativa de enquadrar nestas categorias certos movimentos pode levar a imprecisões devido à complexidade dos sistemas em estudo, com múltiplos ossos, por vezes não rigidamente ligados e numerosas ligações. Na maioria dos casos, é mais rigorosa uma análise do sistema com base no modelo do corpo livre do que a sua classificação em termos de alavanca, com as simplificações, a que, em geral, obriga.

Na Fig. III.93-b pode observar-se o músculo bicípede a ligar o braço ao antebraço. A contracção deste músculo permite a acção de levantamento do antebraço e mão. A articulação do cotovelo é o fulcro em torno do qual o antebraço e mão, a funcionar como alavanca, executa a rotação. O fulcro é considerado fixo. Calculemos a intensidade das forças requeridas para manter o conjunto antebraço e mão na posição horizontal (Fig. III.93-a). O peso do conjunto \vec{W} , que representa a resistência a vencer, é aqui normal ao antebraço e aplicado no centro de massa do antebraço mais mão.

O músculo bicípede exerce sobre o antebraço a força dirigida para cima \vec{F} , a potência, com componente normal ao antebraço, \vec{F}_N , com componente tangencial \vec{F}_T , anulada pela reacção na articulação do cotovelo. O bicípede está ligado ao antebraço à distância do cotovelo $OA \approx 4$ cm, e o centro de gravidade do antebraço mais mão, à distância $OG \approx 21$ cm.

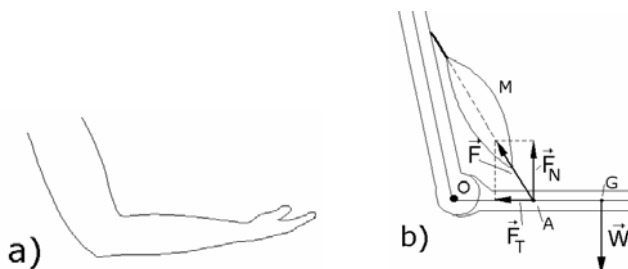


Fig. III.93 - a) Braço e antebraço+mão horizontais; b) Esquema de forças a actuar.

Considerando o sistema em equilíbrio, a equação dos momentos, calculados em relação ao fulcro, conduz-nos a

$$F_N \times l_P - W \times l_R = 0 \quad \text{III.135}$$

ou
$$\frac{W}{F_N} = \frac{l_P}{l_R}$$

onde $OA = l_P$ e $OG = l_R$.

Esta relação entre as componentes normais das forças e os inversos das respectivas distâncias ao fulcro (braços) é bem conhecida. O elemento intermédio nesta alavanca é a potência (alavanca interpotente). A relação entre a intensidade da força que produz o trabalho útil e a força aplicada é designada de vantagem mecânica do sistema³

Uma situação mais geral com o antebraço não horizontal e a presença de um peso P na mão está esquematizada de modo simplificado na Fig. III.94. A força exercida pelo músculo pode ser decomposta em duas componentes: F_N segundo a normal ao antebraço e F_T com a direcção do antebraço. O corpo com peso P tem componente P_N segundo a normal ao antebraço aplicado segundo a vertical que contém o centro de massa e a componente P_T tangencial. As forças W_T e W_N são as componentes do peso W do antebraço+mão aplicadas no centro de massa do conjunto, respectivamente segundo a direcção do antebraço e da normal. A resultante das componentes F_T , P_T e W_T segundo a direcção do antebraço é compensada pela reacção do úmero na articulação do cotovelo.

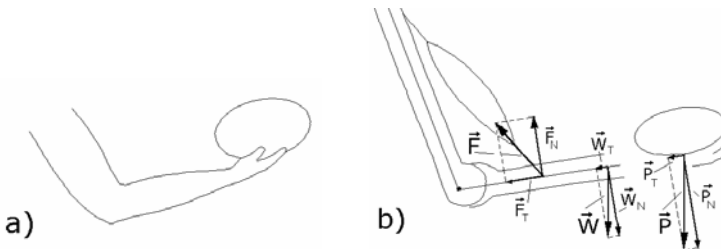


Fig. III.94 – a) Mão segurando um peso; b)Esquema de forças a actuar.

³ Na prática, a vantagem mecânica de um sistema é inferior ao valor teórico devido a perdas resultantes do atrito.

As componentes normais permitiam-nos avaliar o efeito de alavanca. A aplicação directa das equações do equilíbrio das forças e dos momentos neste problema seria mais aconselhável.

Um exemplo de alavanca interfixa é o da articulação occipito-atloideia, onde a cabeça se liga à coluna vertebral.

A Fig. III.95 a) podia servir para calcular a força muscular que é necessário exercer para a cabeça ser mantida direita num indivíduo em pé.

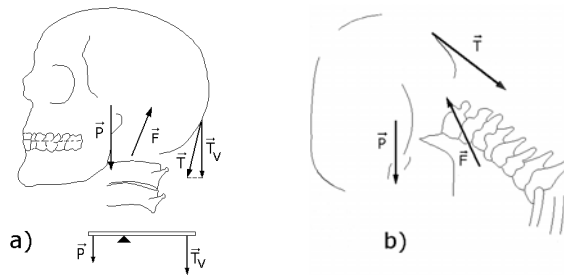


Fig. III.95 - Exemplo de alavanca interfixa: a articulação occipito-atloideia, que liga a cabeça à coluna vertebral. a) Posição normal. b) Inclinação da cabeça.

O vector \vec{P} que representa o peso da cabeça aplicado no respectivo centro de gravidade é a resistência e a componente \vec{T}_V da força muscular é a potência. A força \vec{F} actua na articulação occipito-atloideia sendo anulada por uma reacção igual e oposta. Na Fig. III.95 b) o equilíbrio entre a força do músculo extensor, o peso da cabeça e a reacção da articulação condiciona a posição de leitura com a cabeça inclinada.

Em certas circunstâncias a articulação da perna com o pé pode considerar-se como um exemplo de alavanca interresistente, rara no corpo humano (Fig. III.96 a)). O fulcro encontra-se no polegar.

O peso total de um homem na posição vertical pode ser suportado por um único pé que, além disso, é suficientemente forte para levantar todo o peso devido a uma acção do tipo alavanca. A especialização do pé que torna possível esta acção, inclui a forma do arco do pé e a posição e robustez do polegar.

Os ossos associados à acção de alavanca no pé têm dimensões e encontram-se posicionados de modo a oferecerem suporte adequado para efectuar os passos, no andar.

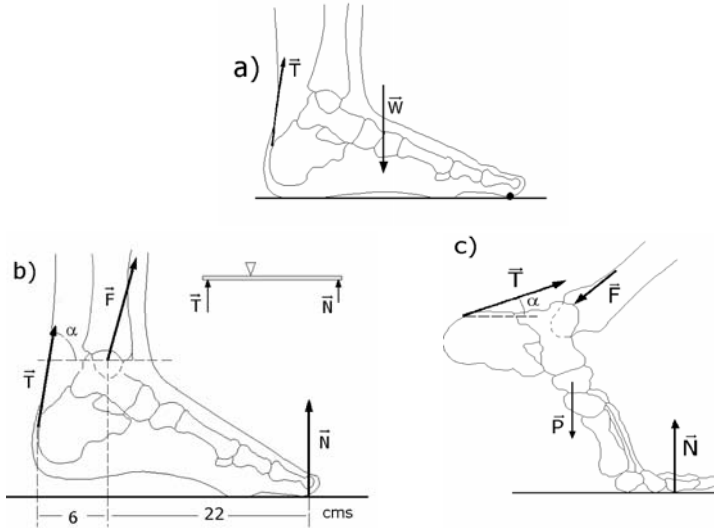


Fig. III.96 – a) Os ossos do tarso e do metatarso no arco do pé, permitem-lhe actuar como uma alavanca interresistente. b) Quando um indivíduo tem o peso assente nos dedos de um pé e produz acção muscular de levantamento (\vec{T}) a articulação do tornozelo actua como fulcro. c) Representação das forças a actuar no pé que deverão ser consideradas para uma análise com base no modelo do corpo livre.

Ao dar os passos, a sequência repetitiva dos pontos de apoio e nos quais todo o peso assenta no pé são o calcanhar, o bordo lateral do pé, a bola do pé e o polegar. No fim de cada passo o polegar suporta o peso e transmite a força propulsora. Os ossos do metatarso e falange no pé, são poderosos para tornar possível esta função. Na Fig. III.96 b) \vec{N} é a reacção do solo sobre o pé, igual em módulo ao peso do indivíduo, \vec{T} a força exercida pelos gêmeos no ligamento com o calcâneo e \vec{F} a acção sobre o fémur na articulação do joelho.

No caso dos dedos assentarem no solo e ocorrer uma acção de levantamento (Fig. III.96 b)) a articulação do tornozelo pode ser escolhida como fulcro e a reacção \vec{N} como resistência. Considerando que na Fig. III.96 b) há equilíbrio, $\alpha=83^\circ$ e $N=70 \text{ Kg}$ é $T=2535,6 \text{ Newton}$.

Aplicando o modelo do corpo livre à situação do peso do corpo estar assente sobre os dedos de um pé, por exemplo, ao subir escadas, as forças a actuar no pé encontram-se na Fig. III.96 c) e no conjunto perna e pé encontram-se na Fig. III.97 a). As acções na rótula constituídas pelas forças \vec{T}_1 e \vec{T}_2 exercidas pelo ligamento patelar, pelo peso \vec{P} da rótula e pela acção do fémur \vec{F} encontram-se na Fig. III.97 b).

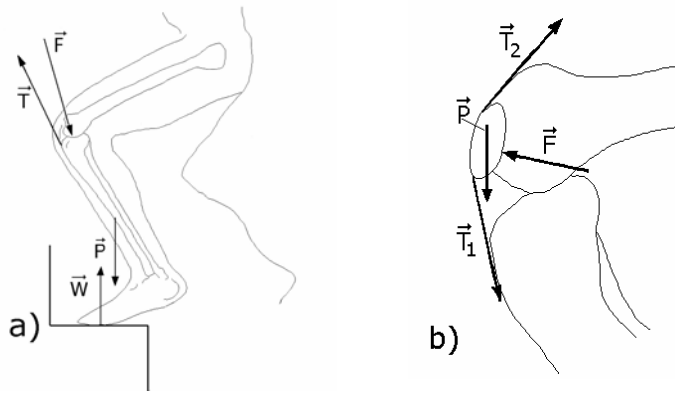


Fig. III.97 – a) Forças a actuar no conjunto perna e pé quando, ao subir escadas todo o peso do corpo assenta sobre os dedos dos pés.
b) Forças a actuar na rótula.

Quando se estende um braço lateralmente, o músculo deltóide actua como se observa na Fig. III.98. Se considerarmos o conjunto braço+ante-braço+mão como uma barra rígida o sistema comporta-se como uma alavanca interpotente com fulcro em **A** (articulação úmero-escapular). O centro de massa do sistema situa-se a uma distância da articulação de cerca de 2/5 do total da distância do ombro ao extremo da mão.

O peso \vec{W} do conjunto, cujo módulo corresponde a cerca de 5% do peso corporal total, actua no centro de massa **C**. O vector \vec{D} corresponde à acção do músculo deltóide, actua a cerca de metade da distância AC e faz um ângulo de aproximadamente 15° com a direcção mão-braço. O vector \vec{F} é a componente vertical desta força.

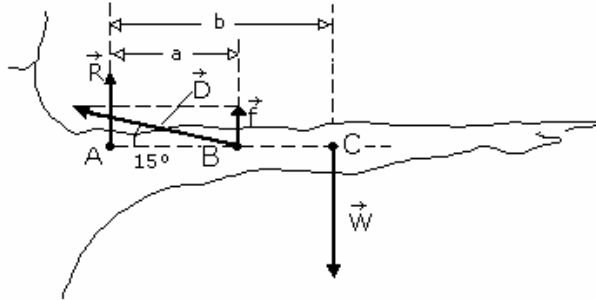


Fig. III.98 - Tronco humano com o braço esquerdo mantido esticado. A única acção muscular considerada é a do músculo deltóide inserido no ponto B.

No ponto A da alavanca actua também a reacção \vec{R} do osso do ombro sobre o úmero. O modelo físico do sistema, está representado na Fig. III.99

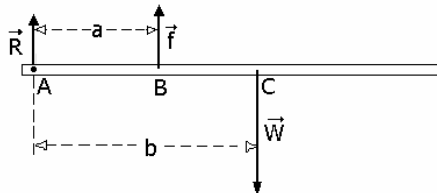


Fig.III.99 - Modelo físico do braço mantido esticado.

No equilíbrio, a equação dos momentos, considerando o ponto A como origem vem

348

$$a f - bW = 0$$

$$2 \ell W/5 - (D \sin 15) \ell/5$$

donde

$$D = 7,7 W$$

Para um homem de 80 Kg, $D = 7,7 \times 0,05 \times 80 = 30,8$ Kg.

A análise das forças em jogo nas articulações pode levar a conclusões interessantes.

Os músculos esqueléticos operam entre dois ossos ligados entre si por uma articulação. Quando o músculo (não representado na Fig.III.100) se contrai exerce forças sobre os dois ossos⁴ em que se insere, forças que se situam na mesma linha de acção, são iguais em intensidade e de sentidos opostos, ($\vec{T}_A = -\vec{T}_B$), Fig. III.100-a).

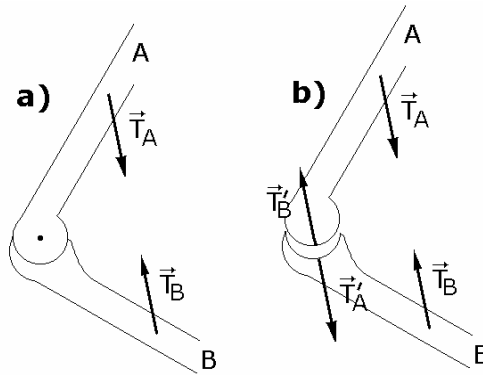


Fig. III.100 - a) O músculo exerce acções de tracção sobre os ossos e desencadeia forças de compressão entre as superfícies comuns da articulação. b) Nesta figura, com fins didácticos, separam-se os ossos, ligeiramente, para evidenciar as forças que actuam na articulação.

Por outro lado, numa situação de equilíbrio, o músculo ao exercer uma acção de tracção sobre um osso, desencadeia forças de compressão entre as superfícies comuns da articulação, Fig. III.100-b). Nesta figura, com fins didácticos, separam-se os ossos, ligeiramente, para evidenciar as forças que actuam na articulação. A força muscular de tracção, \vec{T}_A , aplicada no osso **A**, empurra-o contra o osso **B** por meio da força $\vec{T}'_A = \vec{T}_A$ através da junção. De modo semelhante a tracção muscular em **B**, \vec{T}_B , produz em **A**, a força $\vec{T}'_B = \vec{T}_B$ através da articulação. Evidentemente $\vec{T}'_A = -\vec{T}'_B$.

⁴ Considerados aqui sólidos indeformáveis.

Como se vê na Fig. III.100-b) o efeito da acção muscular é a aplicação de binários iguais e opostos nos dois ossos da articulação.

Notar porém que o estudo que acabámos de fazer considerou unicamente a força muscular e a reacção na articulação. Contudo, estão também presentes no sistema o peso dos componentes e a reacção na ligação do braço ao ombro na articulação úmero-escapular, esta sem qualquer interferência na articulação do cotovelo quando o braço se supõe imóvel. Pode também ocorrer que um peso esteja a ser sustentado na mão, ou outra acção em curso.

O equilíbrio na presença de forças externas aplicadas implica alterações nas forças compressivas a actuar na articulação.

Suponhamos que, no sistema anterior, foi aplicada a força externa \vec{F}_B que dá origem à reacção \vec{F}_A , igual e oposta, o músculo se encontra contraído e ocorre equilíbrio, Fig. III.101.

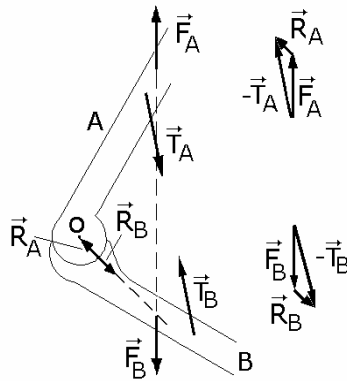


Fig. III.101 – O equilíbrio na presença de forças externas aplicadas.

O equilíbrio das forças para cada um dos ossos **A** e **B** obriga a que a soma de todas as forças aplicadas seja nula, ou seja, a força de tracção muscular é igual e oposta à soma da força externa com a reacção no fulcro,

$$\vec{F}_A + \vec{R}_A = -\vec{T}_A \quad \text{III.136}$$

e

$$\vec{F}_B + \vec{R}_B = -\vec{T}_B$$

Os vectores \vec{R}_A e \vec{R}_B são iguais e opostos. Por outro lado, as resultantes dos pares de vectores \vec{F}_A, \vec{R}_A e \vec{F}_B, \vec{R}_B respectivamente $-\vec{T}_A$ e $-\vec{T}_B$ constituem binários com as correspondentes forças de tracção muscular. Os binários aplicados aos ossos **A** e **B** têm momentos iguais e opostos.

Os princípios que estudámos para músculos intervindo somente numa articulação podem ser estendidos ao caso de músculos que intervêm em duas articulações. Esquematizamos a seguir o caso do bicípede femoral de um vertebrado com inserção no osso coxal e tíbia. Na situação de equilíbrio, as forças e os binários a actuar nos três ossos têm resultantes nulas.

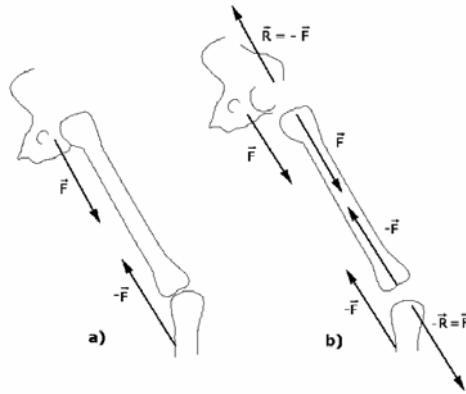


Fig. III.102 - Caso de músculos que intervêm em duas articulações. Esquema do caso do bicípede femoral de um vertebrado com inserção no osso coxal e na tíbia.

III.20.1 - Esforço na coluna vertebral

A coluna vertebral do homem é constituída por 24 vértebras (7 cervicais, 12 dorsais e 5 lombares) separadas por discos contendo fluído (Fig. III.103).

Quando uma pessoa se curva a coluna comporta-se como uma alavanca com vantagem mecânica muito pequena. Uma consequência disto é que quando nos curvamos para pegar num objecto, mesmo leve, é exercida uma força de valor elevado no disco lombo sagrado que separa a última vértebra do sacro, o osso que suporta a coluna. Quando fragilizado, devido à degeneração das suas estruturas, este disco pode deformar ou romper originando pressão nos nervos vizinhos produzindo dor, espasmos musculares e

mesmo imobilização da parte inferior da coluna. A compreensão da origem deste mal obriga ao conhecimento da anatomia e da mecânica da coluna vertebral, bem como das suas unidades funcionais

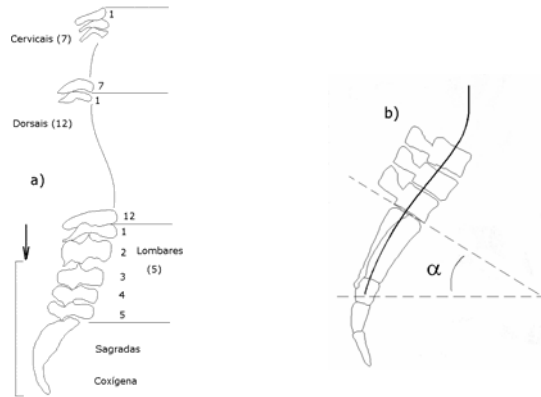


Fig. III.103 - a) Constituição da coluna vertebral humana. b) Pormenor da junção da coluna vertebral com o sacro.

Consideremos um modelo onde a coluna vertebral é considerada uma barra rígida de comprimento ℓ , apoiada no sacro, que funciona como fulcro da rotação (Fig. III.104). A força \vec{F}_1 é a reacção do sacro sobre a coluna vertebral.

A acção dos vários músculos que intervêm no movimento é representada pela força \vec{F}_2 que faz um ângulo de 12° com a direcção da coluna e está aplicada a cerca de 70% do comprimento da barra.

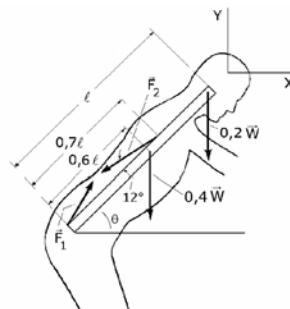


Fig. III.104 - Esquema do modelo da coluna vertebral onde esta é considerada uma barra rígida assente no sacro.

IV.9.20 - A pulsatilidade nos vasos sanguíneos

As características hemodinâmicas da circulação pulmonar, em particular a nível capilar, são altamente complexas. Um parâmetro de grande importância é a área total da parede capilar, através da qual se processam as trocas gasosas. A resistência desta parede capilar às forças da pressão transmural, é substancialmente menor do que nos capilares sistémicos. De facto, os capilares alvéolares não são finos tubos, mas lâminas de pequena curvatura, implantadas na parede alvéolar e suportadas por pilares de tecido conjuntivo. Esta estrutura constitui um sistema complacente que limita uma camada de sangue de espessura variável durante o ciclo cardíaco. As paredes dos capilares pulmonares são muito mais complacentes do que as dos capilares sistémicos, contribuindo com uma fracção importante para a complacência total do órgão. No cão, a complacência capilar pulmonar é cerca de 13% da complacência pulmonar total.

Na maior parte da rede vascular pulmonar, a pressão, o caudal e o volume são pulsáteis, sendo detectada pulsação nas artérias, capilares e mesmo vénulas.

Devido à estrutura de camada dos capilares pulmonares, é neles que se situa a grande resistência da circulação pulmonar (30 a 50%), com maior participação da porção capilar arterial. De facto, nas arteríolas e capilares arteriais ocorre uma queda de pressão de 25 a 40% do diferencial de pressão total da circulação pulmonar. Contrariamente, na circulação sistémica, a queda de pressão no leito capilar é somente de cerca de 10% (Fig. IV.115).

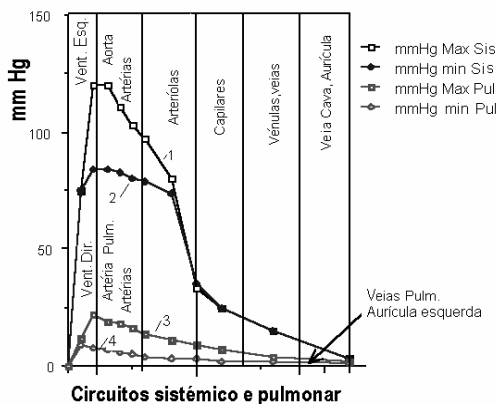


Fig. IV.115 - Valores máximos e mínimos da pressão nos territórios vasculares das circulações sistémica e pulmonar.

Durante o ciclo cardíaco, ocorrem variações de pressão de cerca de 12 mm Hg na artéria pulmonar e de 3 a 5 mm Hg nos capilares pulmonares. Por outro lado, as variações de pressão, caudal e volume, encontram-se praticamente em fase, na porção arterial da circulação pulmonar.

Na circulação sistêmica não se verifica pulsatilidade a partir das arteríolas (Fig. IV.115). Em particular, a nível dos capilares da circulação sistêmica, a pressão, velocidade média do sangue e caudal são constantes durante o ciclo cardíaco, Figs. IV.115 e IV.116.

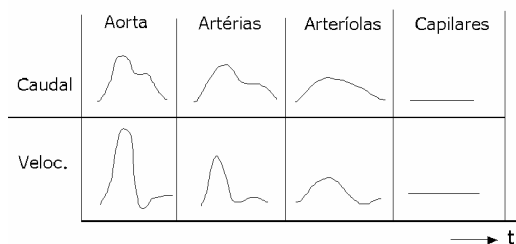


Fig. IV.116 - Valores da velocidade média do sangue e caudal em função do tempo, durante o ciclo cardíaco na circulações sistêmica.

São associáveis a estas características dos caudais sanguíneos nos capilares das circulações sistêmica e pulmonar, razões fisiológicas importantes. O interesse em ser mantida uma oxigenação constante nos órgãos, em particular naqueles responsáveis pelas funções mais nobres como o cérebro e a visão, está associado à constância do caudal sanguíneo, no primeiro caso. A agitação e conseqüente facilitação das trocas gasosas associável à pulsatilidade da circulação capilar pulmonar, no segundo.

O volume de sangue na árvore vascular pulmonar varia periodicamente durante o ciclo cardíaco, aumentando após a sístole ventricular direita. As variações do volume vascular pulmonar correlacionam-se no tempo com as variações da pressão arterial pulmonar. Estudos realizados em pulmões de cão mostraram que a elevação da pressão na artéria pulmonar, quando aumenta o caudal sanguíneo, é a principal responsável pelo aumento de volume do sangue pulmonar. Não se verifica correlação entre as variações do volume vascular pulmonar e da pressão venosa pulmonar. Por outro lado, o volume de sangue na rede vascular alvéolar correlaciona-se linearmente com a pressão na artéria pulmonar, sendo pouco influenciado pela pressão na veia pulmonar.

As variações locais de volume de sangue pulmonar podem ser consequência de deformação complacente das paredes vasculares, bem como da mobilização ou colapso de pequenos vasos sanguíneos.

As variações locais do volume sanguíneo, que ocorrem nos vasos pulmonares, durante o ciclo cardíaco, podem ser evidenciadas após marcação radioactiva do sangue.

IV.9.21 - Dedução da fórmula de Poiseuille

Num tubo cilíndrico de raio R , percorrido por um líquido com caudal em regime laminar, Fig. IV.117, é conhecida a expressão da velocidade do líquido à distância r

$$v_r = \frac{\Delta P R^2}{4 \eta l} \left(1 - \frac{r^2}{R^2}\right) = \frac{\Delta P}{4 \eta l} (R^2 - r^2)$$

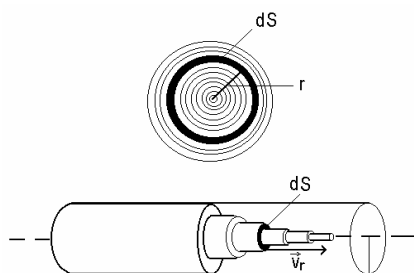


Fig. IV.117 – Distribuição das velocidades do líquido com caudal em regime laminar num tubo cilíndrico.

Recordando que a área da coroa circular elementar à distância r , compreendida entre os raios r e $r+dr$ é $dS = d(\pi r^2) = 2\pi r dr$, podemos dizer que o volume de líquido que, por segundo, passa através de uma secção recta do tubo entre as distâncias r e $r+dr$ é $v_r dS$, ou seja, a parcela dF do caudal total que corresponde à área dS é $v_r dS$, que podemos escrever

$$dF = v_r dS = \frac{\Delta P}{4 \eta l} (R^2 - r^2) 2 \pi r dr \quad \text{IV.180}$$

Numa primeira aproximação, o caudal através do tubo F , é a soma de todos os dF quando r varia de 0 a R , ou seja,

$$F \approx \sum_{r=0}^R v_r 2 \pi r dr \quad \text{IV.181}$$

O resultado rigoroso será obtido se considerarmos o limite deste somatório quando $dr \rightarrow 0$, ou seja,

$$\begin{aligned} F &= 2\pi \int_0^R v_r r dr = \frac{\pi \Delta P}{2 \eta l} \int_0^R (R^2 - r^2) r dr = \\ &= \frac{\pi \Delta P R^4}{8 \eta l} \end{aligned} \quad \text{IV.182}$$

que é a conhecida fórmula de Poiseuille.

IV.9.22 - Área efectiva da válvula aórtica

Designando por $P_1 - P_A$ a diferença de pressão entre o ventrículo esquerdo e um ponto qualquer da aorta⁷, num dado instante, V o volume de sangue no ventrículo esquerdo neste instante, v a velocidade do sangue nesse ponto e nesse instante, ρ a massa específica do sangue, e supondo ainda desprezível a velocidade do sangue no ventrículo comparada com v , podemos escrever

$$\Delta P = P_1 - P_A = \frac{1}{2} \rho v^2 \quad \text{IV.183}$$

Por outro lado, se não houver shunts intracardíacos ou outras patologias que originem movimentos anormais de sangue, pode escrever-se

$$\frac{dV}{dt} = Sv \quad \text{IV.184}$$

⁷ Antes de ocorrerem ramificações.

onde S é a área da secção onde a velocidade do sangue é v . Então, combinando as Eqs. IV.183 e IV.184 temos

$$S = \left[\frac{\rho}{2 \Delta P} \right]^{1/2} \frac{dV}{dt} \quad \text{IV.185}$$

A Eq. IV.185 pode ser utilizada para o cálculo da área efectiva de uma válvula aórtica. Os valores instantâneos podem, com algum erro, ser substituídos pelos valores médios correspondentes a intervalos finitos. É necessário conhecer o caudal e a pressão em pontos próximos da válvula, a jusante.

IV.9.23 - Teoria das medidas com «strain gauges»

Como vimos na secção IV.9.11, para ser efectuada a medição da pressão sanguínea, é introduzida no vaso a cânula de comunicação com a câmara que contém líquido e que contacta a membrana. A diferença de pressão entre o interior do vaso e a pressão a que se encontra o líquido da câmara, vai originar movimento do líquido, alterando a situação de equilíbrio da membrana elástica. No caso de uma artéria as próprias flutuações na pressão arterial vão ser traduzidas pelo movimento de um pequeno volume de líquido V a sair e a entrar no sistema. Neste caso, podemos supor que a frente do líquido se desloca da distância x , dado por $x=V/\pi R^2$, onde R é o raio interior da agulha. O movimento do diafragma, originado pelo movimento do fluido é registado para, após conveniente calibração, determinar o valor da pressão arterial. Devido à diferença entre as áreas das secções rectas da agulha e da câmara, a velocidade e a aceleração do líquido são muito superiores na agulha. Também o deslocamento da membrana é muito menor do que x mas proporcional a este. Assim, as forças inerciais e viscosas associadas ao fluido na câmara são muito menores do que as correspondentes forças na agulha, considerando-se desprezíveis. Por outro lado, no sistema, a única deformação elástica com interesse considerar é a do diafragma. Deste modo, os três únicos parâmetros a determinar o comportamento do sistema são a massa de fluido na agulha, as forças viscosas presentes no deslocamento do líquido da agulha e a elasticidade do diafragma. A Fig. IV.118 é um modelo do sistema, onde p é a pressão a medir, M a massa efectiva do líquido no cateter, k a constante elástica efectiva da membrana,

C o coeficiente de viscosidade efectiva do líquido e **x** o deslocamento linear da massa de líquido. Vamos tentar analisar a resposta do sistema quando é aplicada uma pressão **P_a** sobre o líquido na agulha.

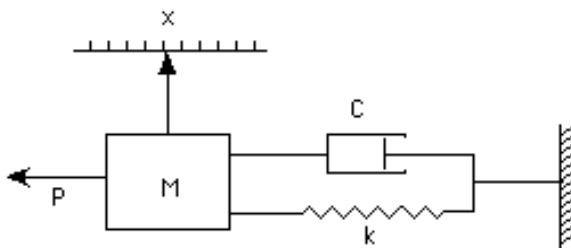


Fig. IV.118 - Modelo do sistema. **p** - pressão a medir, **M** - massa efectiva do líquido no cateter, **k** - constante elástica da membrana, **C** - coeficiente de viscosidade e **x** - deslocamento da massa de líquido.

O balanço das forças aplicadas na massa **M** encontra-se representado, em esquema, na Fig. IV.119. A força de pressão aplicada **F_a** é compensada pela soma das forças de inércia **F_i**, força elástica da mola **F_e** e força de fricção do líquido no cateter **F_v**.

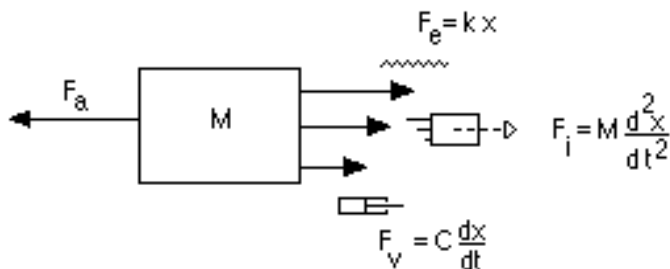


Fig. IV.119 - Forças a actuar na massa **M** de líquido na agulha: **F_a**-força de pressão aplicada, **F_i**-força de inércia, **F_e**-força elástica da mola e **F_v**-força de fricção do líquido no cateter.

Podemos escrever, para o sistema em estudo

$$F_a = F_i + F_e + F_v$$

E substituindo os valores das forças

$$p \pi R^2 = (\rho L \pi R^2) \frac{d^2x}{dt^2} + (8\eta L \pi) \frac{dx}{dt} + (E \pi^2 R^4) x \quad \text{IV.187}$$

onde x , $\frac{dx}{dt}$ e $\frac{d^2x}{dt^2}$ são o deslocamento, a velocidade linear e a aceleração do volume de líquido em movimento no cateter, p é a pressão que se pretende medir, L é o comprimento da agulha, ρ e η são respectivamente a massa específica e viscosidade do líquido e E a inclinação $\Delta p/\Delta V$ da curva $p(V)$ da câmara com a membrana elástica. O coeficiente da aceleração é a massa de líquido em movimento no tubo, o coeficiente da velocidade resulta directamente da fórmula de Poiseuille e o coeficiente de x a partir da própria definição de E . Outra forma da Eq. IV.187 é

$$p = M \frac{d^2x}{dt^2} + C \frac{dx}{dt} + K x \quad \text{IV.188}$$

onde $M = \rho L$, $C = 8\eta L/R^2$ e $K = E \pi R^2$ são respectivamente a massa efectiva, o coeficiente de viscosidade efectiva e a constante elástica efectiva da mola.

Se o parâmetro que nos interessa é o valor médio de x , ou termo constante da pressão, então os termos dinâmicos $\frac{d^2x}{dt^2}$ e $\frac{dx}{dt}$ poderão considerar-se nulos e a Eq. IV.188 reduz-se a $p = Kx$.

Quando a componente variável da pressão é considerada a Eq. IV.188 tem de ser aplicada completa. Nestas condições e dependendo dos parâmetros do sistema, várias possibilidades podem acontecer para a função $x(t)$.

A solução geral da Eq. IV.188 é a soma de dois termos: a solução complementar ou transitória e a solução particular. Esta, tem a ver com a acção específica do processo, por exemplo uma força instantânea F_a , ou uma acção sinusoidal forçada e corresponde a uma solução para o estado estacionário.

Uma solução particular da Eq. IV.188 é, obviamente, $x = p/K$.

A solução complementar é a solução da equação diferencial

$$M \frac{d^2x}{dt^2} + C \frac{dx}{dt} + K x = 0 \quad \text{IV.189}$$

A solução da Eq. IV.189 descreve a resposta transitória, ou seja, a resposta do sistema se, no instante $t=0$ e para um dado espaço inicial é aplicada uma velocidade inicial e se estuda, em seguida, o movimento produzido (caso semelhante ao do movimento de uma mola após ter sido esticada e largada).

A Eq. IV.189 é uma equação linear, homogénea completa que podemos escrever na mesma forma que a Eq. III.131, que vimos no Capítulo III, com constantes relacionadas com o problema presente, ou seja

$$\frac{d^2x}{dt^2} + 2\xi\omega_0 \frac{dx}{dt} + \omega_0^2 x = 0 \quad \text{IV.190}$$

com

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{K}{M}} \quad \text{e} \quad \xi = \frac{1}{2} \frac{C}{\sqrt{KM}} \quad \text{IV.191}$$

e onde se demonstra que ω_0 é a frequência natural (não forçada) do sistema e ξ um factor de amortecimento.

A solução da Eq. IV.190 quando $\xi < 1$ é oscilatória amortecida.

Se $\xi \geq 1$ a solução da Eq. IV.190 mostra que o sistema retoma a posição de equilíbrio sem oscilações. O movimento é amortecido e tenderá para o equilíbrio, sem alterar o sentido, tanto mais lentamente quanto maior for ξ .

Facilmente se entende que, se pretendemos medir, com rigor, a pressão p , não interessam oscilações, nem que o valor que se quer medir só esteja disponível depois de um grande tempo de aproximação, devido a um grande amortecimento, o que interessa é o mais rápido amortecimento possível e ausência de oscilações.

No sistema que estudámos, os parâmetros mecânicos escolhidos terão que satisfazer estas condições para os resultados serem otimizados.

IV.9.24 - Modelos da circulação sanguínea em vasos elásticos

Em 1899 um fisiologista alemão, Otto Frank, com base na observação da expansão das artérias na sístole, propôs a teoria da «windkessel» (câmara de ar) para a circulação arterial. De facto, este modelo não é senão a suposição de que as artérias, no seu conjunto, se comportam como uma câmara complacente cujo volume é proporcional à pressão transmural nela existente.

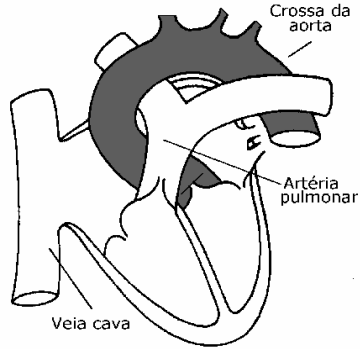


Fig. IV.120 - Os grandes vasos arteriais da circulação sistêmica, no seu conjunto, (parcialmente representadas a escuro), comportam-se essencialmente como uma câmara complacente.

Neste modelo a microcirculação é uma simples resistência e a diferença de pressão através desta é proporcional ao caudal que a percorre.
A relação

$$P_a = R_H F \quad \text{IV.192}$$

onde P_a é a pressão arterial e F o caudal permite a definição de resistência periférica total R_H . A pressão venosa é considerada desprezável.

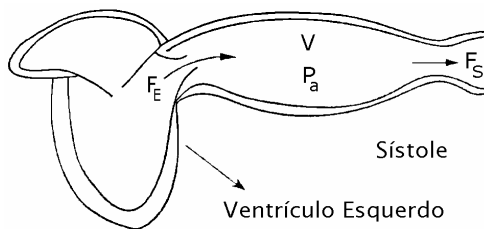


Fig. IV.121 - Neste modelo considera-se que as artérias, no seu conjunto, se comportam como uma câmara complacente cujo volume é proporcional à pressão transmural nela existente.

O volume da «câmara arterial» está relacionado com a pressão arterial por

$$P_a = V/C \quad \text{IV.193}$$

onde C é a complacência arterial. Esta relação é uma grosseira simplificação mesmo para uma única artéria. Finalmente, a variação de volume por unidade de tempo na câmara é igual à diferença entre o caudal de entrada, vindo do coração e o de saída para os capilares venosos, para um dado instante, ou seja,

$$\frac{dV}{dt} = F_E - F_S \quad \text{IV.194}$$

com F_E o caudal de entrada e F_S o caudal de saída. Para a diástole, quando $F_E = 0$, temos, das equações acima

$$\frac{dP_a}{dt} + \frac{P_a}{R_H C} = 0 \quad \text{IV.195}$$

e, por integração

$$P_a \propto e^{-t/R_H C} \quad \text{IV.196}$$

Este decréscimo exponencial é verificado, com aproximação, na prática.

Contudo, no início da sístole, quando o caudal de entrada F_E é grande, a teoria prevê que a derivada da pressão em ordem ao tempo é proporcional ao caudal, enquanto que experimentalmente se mostra que é a pressão (em relação ao fim da diástole) que é proporcional ao caudal

$$(P_a - P_{fd}) \propto F_E \quad \text{IV.197}$$

Esta falha mostra que o modelo da «windkessel» não é adequado para descrever o fenómeno em termos dinâmicos mesmo para a circulação central.

A ideia é simples e atraente mas ignora factos cruciais, tais como a propagação da pressão ao longo dos vasos como uma onda.

IV.9.25 - Propagação de uma onda pulsatória nos vasos sanguíneos. O pulso.

Consideremos uma porção de um vaso de parede elástica limitada por duas secções rectas de abcissas x e $x+dx$, marcadas a partir de uma origem arbitrária escolhida no eixo (Fig. IV.122). Admitiremos, além disto, que o vaso é homogéneo em todo o seu comprimento, ou seja, que tem por unidade

ÍNDICE GERAL

.4 – Potencial de acção	82	
.5 – Sinapses.....	95	
.6 – Receptores	96	
.7 – Membranas carregadas electricamente.....	97	
.8 – Dupla camada eléctrica	98	
.9 – Potencial criado por uma dupla camada num ponto P exterior	99	
.10 – Potencial criado por fibras durante o período de despolarização	101	
.11 – Medidas com perfusão do axónio. Curvas de potencial de acção	108	
.12 – Modelos eléctricos da membrana	110	
.13 – Experiências com o método do «voltage clamp»	113	
.14 – Características eléctricas do axónio.....	120	
I.3 – Aplicações		
I.3.1 – Electrocardiografia.....	124	
.2 – Troca de calor por contracorrente nos membros superiores. Trocas distribuídas	137	
.3 – O nefrónio	142	
.4 – Transporte de Na ⁺ e H ₂ O ao longo dos tubos renais	146	
.5 – Trabalho do rim na excreção de uma mole.....	149	
APÊNDICES		
I.4.1 – Segunda lei de Fick.	153	
.2 – Consequências da 2. ^a Lei de Fick.....	154	
.3 – Difusão facilitada	156	
.4 – Difusão por troca.....	159	
.5 – Integração da equação de Nernst-Planck.....	161	
.6 – Modelo eléctrico da propagação dos impulsos no axónio	164	
CAPÍTULO II - GASES		167
II.1 – Introdução	169	
II.2 – Lei de Boyle.....	169	
II.3 – Lei de Charles	171	
II.4 – Lei de Avogadro	175	
.1 – Significado da constante R	175	
II.5 – A teoria cinetico-molecular dos gases.....	177	
II.6 – Desvios às leis dos gases.....	178	
II.7 – A equação de Van der Waals	181	
II.8 – Difusão dos gases.....	183	
II.9 – Lei de Dalton das pressões parciais	184	

ÍNDICE GERAL

II.10 – Solubilidade dos gases nos líquidos	188	
II.11 – Lei de Henry	189	
II.12 – Elementos de física do aparelho respiratório	191	
II.13 – As trocas e o transporte de gases no organismo	194	
II.14 – Forças e pressões actuando no tórax e pulmões	197	
.1 – Forças elásticas	199	
.2 – Forças não elásticas	204	
.3 – Frequência respiratória e energia dispendida na respiração	206	
II.15 – Física do alvéolo pulmonar	209	
II.16 – Capacidade de difusão de um gás	220	
II.17 – Difusão através da parede de um capilar pulmonar	222	
II.18 – Tubo colapsável ideal	225	
II.19 – Difusão dos gases nas vias respiratórias	228	
II.20 – Modelo mecânico avançado do transporte gasoso na respiração	229	
CAPÍTULO III - CONCEITOS ELEMENTARES DE MECÂNICA E BIOMECÂNICA ..		235
III.1 – Conceitos elementares de mecânica	237	
.1 – 1.ª Lei de Newton	237	
.2 – 2.ª Lei de Newton	237	
.3 – 3.ª Lei de Newton	239	
.4 – Regra do paralelogramo para a adição de forças	239	
.5 – Princípio da transmissibilidade	243	
.6 – Lei de Newton da gravitação	245	
III.2 – Momento de uma força em relação a um ponto	246	
III.3 – Produto vectorial	249	
.1 – Representação do momento por produto vectorial	250	
III.4 – Produto vectorial e momento em termos de componentes rectangulares ..	253	
III.5 – Produto escala.....	255	
III.6 – Produto triplo composto	256	
III.7 – Momento de uma força em relação a um eixo	258	
III.8 – Binários	261	
.1 – Sistemas de forças equivalentes	263	
.2 – Soma de binários	264	
.3 – Representação de binários por vectores	265	
III.9 – Substituição de uma força aplicada num ponto de um sólido rígido por uma força igual, aplicada noutra ponto, mais um binário	266	
III.10 – Redução de qualquer sistema de forças aplicadas num sólido indeformável a uma força e a um binário	267	

ÍNDICE GERAL

III.11 – Equilíbrio	268
III.12 – Atrito entre sólidos.	284
III.13 – Fundamentos de dinâmica do ponto e de sistemas de pontos	291
.1 – Momento linear (ou quantidade de movimento) de um sistema de pontos materiais	291
.2 – Momento cinético	294
III.14 – Centro de massa de um sistema de pontos materiais	296
.1 – Centro de massa de um corpo plano homogêneo com a forma de um triângulo retângulo OAB de área S.	299
.2 – Centro de massa de corpos homogêneos com a forma de um triângulo equilátero ou isósceles	301
.3 – Centro de massa do corpo humano	302
III.15 – Momento de inércia	304
.1 – Movimento de um ponto em relação a um sistema de referência	304
.2 – Movimento de um ponto conhecida a trajectória	305
III.16 – Deformações	310
.1 – Deformações elásticas nos sólidos	310
.2 – Deformação relativa (strain)	316
.3 – Deformação diferencial	317
.4 – Tipos de deformação	318
.5 – Reacção à supressão instantânea da tensão	319
III.17 – Classificação reológica dos materiais	320
.1 – Sólidos indeformáveis (Sólidos de Euclides)	320
.2 – Sólidos dotados de elasticidade linear (Sólidos de Hooke)	321
.3 – Corpos plásticos	321
.4 – Corpos viscosos	322
a) Caso ideal	322
b) Líquidos viscosos	322
5 – Corpos viscoelásticos	323
.1 – Sólidos de Voigt	324
a) Curvas de fluência	324
b) Curvas de relaxação	325
c) Curvas de tensão-deformação	326
.2 – Fluidos de Maxwell	326
a) Curva de fluência	327
b) Curva de relaxação	327
c) Curva tensão-deformação	328
.3 – Corpos plastoviscoelásticos (corpos de Bingham)	329

ÍNDICE GERAL

a) Curvas de fluência	329
b) Curva tensão-velocidade de deformação	330
III.18 – Modelos físicos da deformação	330
.1 – Elasticidade	330
.2 – Viscoelasticidade	333
.3 – Corpo de Bingham	334
III.19 – Movimentos harmónicos	334
.1 – Oscilações harmónicas	335
.2 – Amortecimento	338
.3 – Oscilações forçadas. Ressonância	341
III.20 – Os movimentos do corpo humano	342
.1 – Esforço na coluna vertebral	351
III.21 – Músculos	355
.1 – Trabalho produzido pela contracção muscular	355
CAPÍTULO IV - BIOFÍSICA DOS FLUIDOS	359
IV.1 - Propriedades dos fluidos	361
IV.1.1 – Introdução	361
.2 – A agregação da matéria	361
IV.2 – Revisão de conhecimentos de hidrostática	366
.1 – Pressão no interior de um líquido	366
.2 – Princípio fundamental da hidrostática	368
.3 – Princípio de Arquimedes	371
IV.3 – Fenómenos de superfície	372
.1 – Tensão superficial de um líquido	372
.2 – Tensão superficial de soluções aquosas. Substâncias tensio-activas	376
.3 – Interfaces líquido-ar curvas. Fórmula de Laplace	377
.4 – Tubos capilares	383
.5 – Capilaridade entre lâminas	386
.6 – Capilares isolados	387
IV.4 – Interfaces entre líquidos	388
.1 – Energia de coesão	388
.2 – Superfície de separação entre dois líquidos não miscíveis	389
.3 – Superfície de separação entre líquidos e sólidos	392
IV.5 – Fundamentos de dinâmica de fluidos	395
.1 – Viscosidade	395
.2 – Caudal em regime laminar através de tubos cilíndricos	399
.3 – Energia mecânica dos líquidos. Líquidos ideais	401

ÍNDICE GERAL

.4 – Energia cinética	401
.5 – Energia potencial gravitacional	402
.6 – Energia potencial devida à pressão	403
IV.6.1 – Conservação da massa	404
.2 – Equação da continuidade	405
.3 – Conservação da energia	408
.4 – Teorema de Bernoulli	410
.5 – Fórmula de Poiseuille	412
.6 – Resistência hemodinâmica de labirintos vasculares complexos	419
.7 – Viscosidade e tensão tangencial no regime laminar. Caso do sangue	421
.8 – Alteração do regime do caudal dos líquidos	427
IV.7 – Aplicações da fórmula de Laplace	434
.1 – Desequilíbrio entre duas gotas do mesmo líquido mas de raios diferentes	434
.2 – Formação de gotas	435
.3 – Mecanismo das embolias capilares gasosas	437
.4 – Generalização da fórmula de Laplace para o caso de paredes elásticas espessas	439
.5 – Tensões nas paredes da crossa da aorta e do coração	441
.6 – Tensões na córnea	444
.7 – Biomecânica dos vasos elásticos	448
IV.8 – Complacência de um vaso elástico	456
.1 – Complacências vasculares sistêmicas equivalentes arterial e venosa	458
IV.9 – Aspectos físicos da circulação sanguínea	459
.1 – Trabalho cardíaco	463
.2 – Utilização de cateteres na medição de pressões	467
.3 – O esfigmomanómetro	471
.4 – Colchão de água	474
.5 – Teste de Queckensted	474
.6 – Lei de Stokes	475
.7 – Pressão do soro num sistema	477
.8 – Perfis dos caudais no transporte dos gases na respiração	477
.9 – Equilíbrio num tubo elástico	480
.10 – Energia armazenada nos materiais elásticos	481
.11 – Medição da pressão intravascular através da deformação de membranas	483
.12 – Medição do caudal sanguíneo	485
.13 – Variação da pressão em tubos por acção de estrangulamentos	488

ÍNDICE GERAL

.1 – Variação da pressão por acção de estrangulamentos em sistemas em paralelo	492
.14 – Impedância dos vasos sanguíneos	493
APÊNDICES	
.15 – Complacência de um vaso elástico	502
.16 – Inertância de um líquido	505
.17 – Regime transitório	507
.18 – Os acontecimentos do ciclo cardíaco	508
.19 – As bombas possíveis dos sistemas hidrodinâmicos	511
.20 – A pulsatilidade nos vasos sanguíneos	513
.21 – Dedução da fórmula de Poiseuille	515
.22 – Área efectiva da válvula aórtica	516
.23 – Teoria das medidas com strain gauges	517
.24 – Modelos da circulação sanguínea em vasos elásticos	520
.25 – Propagação de uma onda pulsatória nos vasos sanguíneo. O pulso	522
.26 – A conservação da quantidade de movimento e a circulação pulmonar humana	530
CAPÍTULO V - PRINCÍPIOS BÁSICOS DE FÍSICA ATÓMICA, FÍSICA DA RADIOLOGIA, FÍSICA E MEDICINA NUCLEARES, FÍSICA DAS RADIAÇÕES IONIZANTES E FÍSICA DA LUZ SOLAR.....	
533	
V.1 – Conceitos sobre as estruturas atómica e molecular	535
.1 – Considerações gerais	535
.2 – Preenchimento das camadas	542
V.2 – Estrutura electrónica e química dos elementos	542
.1 – Posição da tabela periódica	542
.2 – Ligação iónica	544
.3 – Ligação covalente	545
.4 – Covalência dativa.....	547
.5 – Ligação metálica	555
.6 – Ligações fracas	555
V.3 – Princípios básicos de física da radiologia	556
.1 – Generalidades	556
V.4 – Princípios básicos de física nuclear	564
.1 – Núcleo	564
.2 – Defeito de massa	571
.3 – Unidade de massa atómica	573

ÍNDICE GERAL

.4 – Modelos nucleares	573
.5 – Radioactividade	574
.6 – Espectros de energia das partículas β	581
.7 – Emissores β puros	583
.8 – Captura K ou captura de um electrão	584
.9 – Conversão interna	586
.10 – Isomeria nuclear.....	586
V.5.1 – Lei da desintegração radioactiva	587
.2 – Período de um radionuclídeo	589
.3 – Vida média	591
.4 – Unidade de velocidade de desintegração	591
V.6.1 – Interação das radiações com a matéria	592
.2 – Partículas carregadas	593
.3 – Ionização	593
.4 – Interação das partículas β com o núcleo	594
.5 – Interação com os electrões orbitais dos átomos do absorvente	595
.6 – Interação da radiação γ com a matéria	596
V.7 – Utilização dos radioisótopos em biomedicina	601
.1 – Como fontes de radiação	603
.2 – Como traçadores	603
.3 – Esquema geral do método dos traçadores	607
V.8 – Localização compartimental e mecanismos de transporte	607
.1 – Trocas iónicas	609
.2 – Fagocitose e pinocitose	610
.3 – Retenção nos capilares	611
.4 – Incorporação metabólica	611
.5 – Deposição e transporte de aerossóis	612
.6 – Radiofármacos gasosos	613
.7 – Receptores	613
.8 – Mecanismos imunológicos	614
V.9 – Radioisótopos <i>in vivo</i> e <i>in vitro</i>	614
V.9.1 – Câmara de raios gama e Tc^{99m}	615
.2 – Outros radionuclídeos com aplicação clínica	618
.3 – Progressos nas imagens da medicina nuclear	620
.4 – Aplicações dos radioisótopos em diagnóstico	622
.5 – Aplicações terapêuticas dos radioisótopos	627
V.10 – Análise compartimental	629
.1 – Modelos de um único compartimento	630

ÍNDICE GERAL

.2 – Modelos de dois compartimentos	633	
a. Sistema aberto de dois compartimentos em série.....	633	
b. Sistema mamilar aberto de dois compartimentos	635	
.3 – Clarificação	636	
V.11 – Traçadores, volumes e caudais em sistemas de distribuição	637	
.1 – Função de resposta de um cateter	642	
.2 – O princípio de Stewart-Hamilton	644	
.3 – Cálculo de volumes	645	
.4 – Sistemas de distribuição em série e o integral de convolução	647	
.5 – Formas diferentes de injeção	650	
.6 – Determinação do caudal	652	
.7 – Regeneração da função frequência dos tempos de trânsito por desconvolução	653	
.8 – Sistemas de distribuição em paralelo	655	
V.12 – Aspectos químicos e biológicos da acção das radiações	656	
V.13 – Grandezas e unidades usadas em dosimetria das radiações	657	
V.14 – Efeitos biológicos das radiações	659	
V.15 – Características fundamentais dos efeitos biológicos das radiações	660	
V.16 – Utilização terapêutica dos radionuclídeos	664	
V.17 – Doses em órgãos resultantes de irradiação por partículas β	667	
.1 – Decaimento e eliminação biológica	667	
.2 – Actividade acumulada \tilde{A}	670	
.3 – Fixação instantânea sem excreção	671	
.4 – Fixação instantânea e excreção biológica	672	
.5 – Fixação não instantânea	673	
.6 – Energia libertada num órgão pela emissão β	675	
.7 – Sobrevivência celular sob radiação ionizante	675	
V.18 – Física da radiação solar.....	682	
APÊNDICES		
V.19.1 – Energética da emissão de partículas β e da captura electrónica	697	
.2 – Cálculo da dosimetria interna pelo método da fracção absorvida	698	
.3 – Datação com C^{14}	702	
CAPÍTULO VI - BIOENERGÉTICA		705
VI.1 – Introdução	707	
VI.2 – Sistemas termodinâmicos	707	

ÍNDICE GERAL

VI.3 – 1ª Lei de Termodinâmica	708
VI.4 – Processo reversível	713
VI.5 – Trabalho máximo num processo isotérmico	714
VI.6 – 2ª Lei da Termodinâmica	718
VI.7 – 3ª Lei da Termodinâmica	723
VI.8 – Luz solar em bioenergética	725
VI.9 – Elementos sobre cinética de enzimas	728
.1 – Catálise e energia de activação	728
.2 – Conceitos básicos	730
.3 – Tratamento para o estado estacionário	733
.4 – Inibição	738
.5 – Inibição competitiva	738
.6 – Inibição não competitiva	742
.7 – Cálculo do K_I	744
.8 – Gráfico da relação da velocidade de reacção em função de $[I]$	749
.9 – Significado molecular da inibição	751
CAPÍTULO VII - BASES DA ELECTRICIDADE	753
VII.1 – Electrostática	755
VII.1.1 – Introdução	755
.2 – Quantidade de electricidade ou carga eléctrica	755
.3 – Lei de Coulomb	756
.4 – Unidades	757
.5 – Definição de campo eléctrico	759
.6 – Unidade de campo eléctrico	760
.7 – Campo de distribuições de cargas	760
.9 – Trabalho e potencial num campo eléctrico	763
.10 – Algumas considerações	767
.11 – Corpos condutores	767
VII.2.1 – Corrente eléctrica	769
.2 – Densidade de corrente eléctrica	770
.3 – Lei de Ohm aplicada a condutores filiformes	770
.4 – Efeito de Joule. Lei de Joule	772
.5 – Existência de campo electromotor	772
.6 – Leis de Kirchoff	776
.7 – Condensadores	778
.8 – Carga e descarga de um condensador através de uma resistência	781
VII.3 – Corrente alterna	785

ÍNDICE GERAL

.1 – O modelo vectorial da corrente alterna	786
.2 – Potência num circuito de corrente alterna	797
VII.4 – Diatermia / Electrocoagulação	801
VII.5 – Dipolos eléctricos	802
.1 – Potencial criado por um dipolo eléctrico num ponto P	803
.2 – Acção de campos eléctricos sobre dipolos	808
VII.6 – Dipolos moleculares	809
.1 – Dipolos permanentes	810
.2 – Dipolos induzidos	811
.3 – Dipolos instantâneos	812
.4 – Polarização dos dieléctricos	814
VII.7 – Eléctrodos	815
.1 – Potenciais metal-solução	815
.2 – Pilhas com eléctrodos de metais diferentes	819
.3 – Pilhas de concentração	820
.4 – Eléctrodos de Ag /AgCl	822
.5 – Medição dos potenciais de re pousa nas células	823
.6 – Classificação dos eléctrodos	825
.7 – Comportamento dos eléctrodos durante a passagem da corrente. Polarização	826
VII.8 – Ângulo sólido	828
.1 – Ângulo sólido de um cone elementar	830
BIBLIOGRAFIA	833
ÍNDICE DE ASSUNTOS	837