

BIOFÍSICA MÉDICA

3ª EDIÇÃO

J. J. PEDROSO DE LIMA

IMPRESA DA
UNIVERSIDADE
DE COIMBRA
COIMBRA
UNIVERSITY
PRESS

Versão integral disponível em digitalis.uc.pt



E N S I N O



EDIÇÃO

Imprensa da Universidade de Coimbra
Email: imprensa@uc.pt
URL: http://www.uc.pt/imprensa_uc
Vendas online: <http://livrariadaimprensa.uc.pt>

COORDENAÇÃO EDITORIAL

Imprensa da Universidade de Coimbra

CONCEÇÃO GRÁFICA

António Barros

INFOGRAFIA

J. J. Pedroso de Lima

INFOGRAFIA DA CAPA

Mickael Silva

EXECUÇÃO GRÁFICA

Gráfica de Coimbra

ISBN

978-989-26-0653-8

ISBN DIGITAL

978-989-26-0654-5

DOI

<http://dx.doi.org/10.14195/978-989-26-0654-5>

DEPÓSITO LEGAL

373056/14

© MARÇO 2014, IMPRENSA DA UNIVERSIDADE DE COIMBRA

Versão integral disponível em digitalis.uc.pt

BIOFÍSICA MÉDICA

3ª EDIÇÃO

J. J. PEDROSO DE LIMA

IMPRESA DA
UNIVERSIDADE
DE COIMBRA

COIMBRA
UNIVERSITY
PRESS

Versão integral disponível em digitalis.uc.pt

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

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 formos 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 relacionados. 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 as relação entre os processos metabólicos e as estruturas anatómicas. O PET em particular, permite o estudo quantitativo do metabolismo local de numerosas substâncias 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

c) 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, acreditamos 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 da 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

Suponhamos que o desnível entre as superfícies livres do mercúrio em **A** e **B** é h_1 e que nestas condições o volume ocupado pelo gás é V_1 .

A pressão exercida sobre o gás é

$$P_1 = P_0 + h_1 \rho g \quad \text{II.2}$$

onde P_0 é a pressão atmosférica, ρ a massa específica do mercúrio e g a aceleração da gravidade.

Para outros desníveis h_2, h_3, \dots entre as superfícies livres em **A** e **B** corresponderiam volumes de gás V_2, V_3, \dots e pressões P_2, P_3, \dots , respectivamente.

Se a temperatura foi mantida constante durante a experiência, a relação

$$P_1 V_1 = P_2 V_2 = P_3 V_3 = \dots \quad \text{II.3}$$

verifica-se com bom grau de aproximação.

Como, por definição, a massa específica de uma dada massa de gás varia inversamente com o volume ocupado pelo gás, podemos enunciar a lei de Boyle numa outra forma: a temperatura constante, a massa específica de um gás é directamente proporcional à pressão exercida sobre o gás.

A maneira mais usual de exprimir graficamente a lei de Boyle é colocando produtos PV em ordenada e P em abcissas. Quando a lei se verifica, obtém-se uma recta paralela às abcissas, Fig. II.2.b). Dado que a temperatura se mantém constante, a curva é uma isotérmica. Num gráfico $P(V)$ as isotérmicas de Boyle são hipérboles equiláteras referidas aos eixos, Fig. II.2.a).

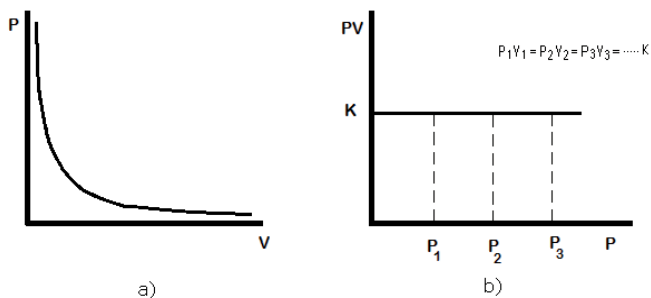


Fig. II.2 - Isotérmicas para gás ideal (lei de Boyle). a) Representação $P(V)$ e b) Representação $PV(P)$.

II.3 - Lei de Charles

Se a pressão se mantiver constante, uma certa massa de gás aumenta de $1/273$ do seu volume a $0\text{ }^{\circ}\text{C}$ por cada grau centígrado que a temperatura aumenta, ou seja,

$$V = V_0 \left(1 + \frac{t}{273} \right) \quad \text{II.4}$$

onde V é o volume a t graus centígrados e V_0 o volume a $0\text{ }^{\circ}\text{C}$.

Fazendo um gráfico de V em função de t obtém-se uma linha recta que intercepta o eixo das temperaturas (ponto para o qual $V = 0$) para $t = -273\text{ }^{\circ}\text{C}$. No caso ideal de se terem gases à temperatura de $-273\text{ }^{\circ}\text{C}$, se a lei de Charles ainda fosse aplicável, o volume por eles ocupado deveria ser nulo. A temperatura de $-273\text{ }^{\circ}\text{C}$ corresponde ao zero absoluto, ou seja, o zero da escala de temperatura absolutas (escala Kelvin) e é a mais baixa temperatura que, teoricamente, poderá ser atingida. A variação de temperatura correspondente a um grau Kelvin é igual à correspondente a um grau centígrado e a conversão de temperaturas entre as duas escalas obtém-se pela relação simples

$$T = t + 273 \quad \text{II.5}$$

onde T significa temperatura em graus Kelvin e t temperatura em graus centígrados.

A equação II.4 pode então escrever-se na forma

$$V = K' T \quad \text{II.6}$$

onde K' é uma constante.

A lei de Charles pode pois enunciar-se de modo diferente:

O volume de uma dada massa de gás, a pressão constante, é directamente proporcional à temperatura absoluta a que o gás se encontra.

A lei de Charles podia verificar-se utilizando o dispositivo representado na Fig. II.3

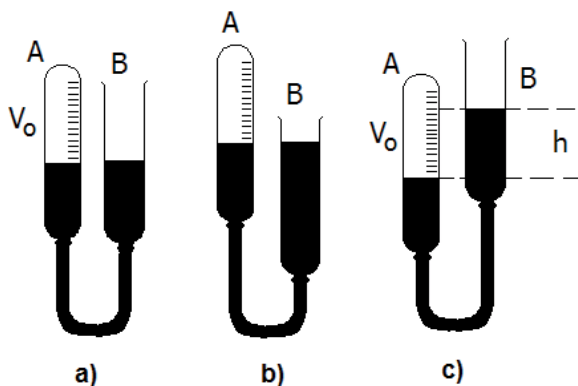


Fig. II.3 - Dispositivo para verificação da lei de Charles.

Uma massa de gás m ocupa o volume V_0 no recipiente A (Fig. II.3-a), à temperatura de $0\text{ }^\circ\text{C}$ sob a pressão P_0 , que na figura é a pressão atmosférica, visto o mercúrio ter o mesmo nível nos dois recipientes A e B. Aqueçamos o gás, elevando a sua temperatura de $t\text{ }^\circ\text{C}$. Para manter constante a pressão, teremos de baixar B até se ter o mercúrio ao mesmo nível nos dois ramos (Fig. II.3-b). O gás, agora à temperatura t , é sujeito à mesma pressão, ocupa o volume V_t que deverá obedecer à relação II.4. Aplicando esta expressão para duas temperaturas t e t' obtemos:

$$V_t = V_0 \left(1 + \frac{t}{273} \right) \quad \text{II.7}$$

$$V_{t'} = V_0 \left(1 + \frac{t'}{273} \right) \quad \text{II.8}$$

Subtraindo membro a membro obtém-se:

$$\Delta V = \frac{V_0}{273} \Delta t \quad \text{II.9}$$

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

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

$$P_t = \frac{P_o}{273}$$

$$= K" T \quad \text{II.13}$$

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 K_1 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 cm³ nas condições P.T.N. para 1 mole de qualquer gás (1 mole de O₂ = 32 g, 1 mole de H₂ = 2,016 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 **K₁** 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

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

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 $T \text{ }^\circ\text{K}$ a $(T+1) \text{ }^\circ\text{K}$ 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:

$$178 \quad PV = RT \quad \text{e} \quad PV' = R(T + 1) \quad \text{II.17}$$

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 êmbolo 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 $t^\circ\text{K}$.

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 monoatómicos 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

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

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

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

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 interacção entre as moléculas.

II.6 - Desvios às leis dos gases

Os gases reais só aproximadamente seguem as leis dos gases. Consi-

deremos 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.

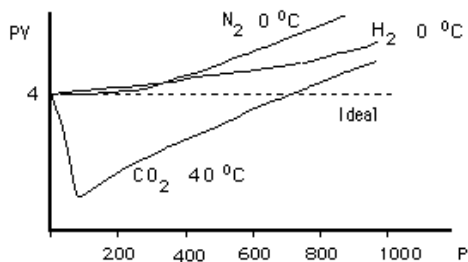


Fig. II.4 - Isotérmicas para gases reais. Desvios à lei de Boyle. Unidades no S.I.

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 CO_2 .

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.

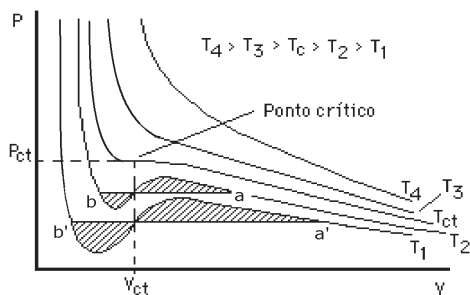


Fig II.5 - Isotérmicas de um gás real.

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 pela 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 vapo-

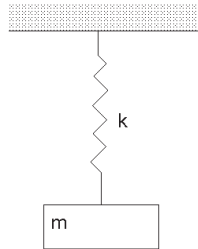


Fig. III.88 - Massa suspensa de uma mola perfeitamente elástica de constante k.

As forças a actuar na massa **m** são o seu próprio peso mg e a força elástica $k(\delta + x)$

A aplicação da lei de Newton (da dinâmica) ao sistema leva à equação

$$m \frac{d^2x}{dt^2} = -k(\delta + x) + mg \quad \text{III.129}$$

Como $k\delta = mg$ vem $\frac{d^2x}{dt^2} = -\frac{k}{m}x$ que é a Eq. III.127.

III.19.2 - Amortecimento

O estudo que fizemos deste movimento oscilatório corresponde a uma idealização da situação real. O movimento do correspondente sistema real não pode ser representado pela equação de um movimento oscilatório de amplitude constante pois sabemos que ocorreria um gradual enfraquecimento do movimento que acabaria por se extinguir.

Este amortecimento resulta do facto de existirem forças de atrito que, em primeira aproximação são proporcionais à velocidade do móvel. Estas forças não foram consideradas nos casos anteriormente estudadas.

Tomando em conta a força elástica da mola $f_1 = -kx$ e a força de atrito $f_2 = -h \frac{dx}{dt}$, temos

$$a = \frac{f}{m} = \frac{f_1 + f_2}{m}$$

ou

$$\frac{d^2x}{dt^2} = \frac{-kx - h \frac{dx}{dt}}{m} \quad \text{III.130}$$

A constante **h** é a característica do sistema e será tanto maior quanto maior for o atrito exercido sobre a massa **m**.

Podemos dar a forma seguinte à Eq. III.130

$$\frac{d^2x}{dt^2} + 2\xi\omega_0 \frac{dx}{dt} + \omega_0^2 x = 0 \quad \text{III.131}$$

onde,

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{k}{m}} \quad \text{e} \quad \xi = \frac{1}{2} \frac{h}{\sqrt{km}} \quad \text{III.132}$$

A solução da Eq. III.131 quando $\xi < 1$ tem a forma

$$x = A e^{-\xi\omega_0 t} \cos(\omega t + \varphi) \quad \text{III.133}$$

Esta equação corresponde ao produto de uma senoide de frequência angular ω_0 por uma função exponencial decrescente, que tende para zero quando **t** aumenta. A constante ω_0 é a frequência angular do movimento não amortecido e ξ a constante que, para um dado sistema com frequência própria ω_0 , caracteriza o amortecimento.

Quando ξ é pequeno ($\xi \ll 1$) o amortecimento é pequeno e o movimento oscilatório decresce lentamente como na Fig. III.89 (a cheio) de acordo com o termo exponencial (a tracejado). Quando ξ é próximo da unidade a amplitude das oscilações é amortecida rapidamente.

Se $\xi \geq 1$ a Eq. III.133 já não é utilizável. O sistema retoma a posição de equilíbrio sem oscilações.

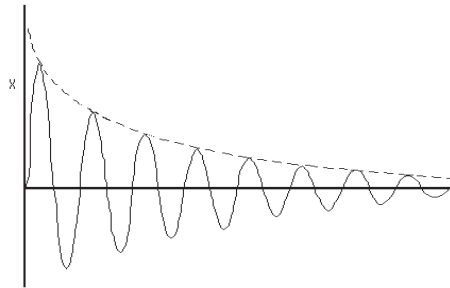


Fig. III.89 - Movimento harmónico amortecido com $\xi < 1$.

Para valores de ξ superiores à unidade obtém-se uma função $x(t)$ com uma representação gráfica do tipo da Fig. III.90. O movimento é amortecido e tenderá para o equilíbrio, sem alterar o sentido, tanto mais lentamente quanto maior for ξ .

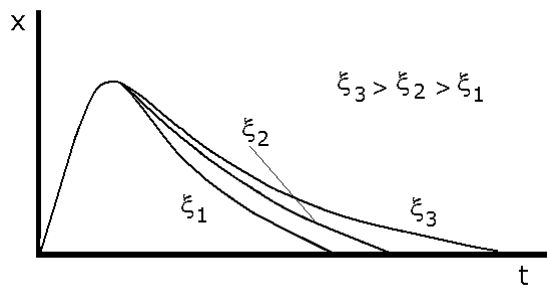


Fig. III.90 - Amortecimento com $\xi > 1$.

Uma aplicação do que dissemos encontra-se nos aparelhos de medida analógicos onde existe uma agulha indicadora, com certa massa, ligada a um ponto fixo por uma mola recuperadora constituindo um sistema oscilatório. Se o amortecimento for muito pequeno quando a agulha se afasta da posição de equilíbrio, durante uma medição, ficará a oscilar em torno da nova posição de equilíbrio demorando a parar.

Se ξ for muito superior ao valor crítico ($\xi \geq 1$) a agulha não oscila mas demora muito tempo a chegar à nova posição de equilíbrio. As melhores

condições para se obter uma resposta rápida são aquelas em que o amortecimento é próximo de $\xi = 1$. Cumprida esta condição a Eq. III.133 mostra-nos ainda que o equilíbrio será alcançado mais rapidamente se ω_0 , a frequência natural for grande.

Um modelo físico que simule o movimento harmónico amortecido encontra-se na Fig III.91.

Em paralelo com a mola elástica encontra-se um amortecedor que simula as forças de fricção em jogo. A resultante das forças a actuar na massa m é dada pela equação

$$m \frac{d^2x}{dt^2} = -k(\delta+x) + mg - h \frac{dx}{dt}$$

ou

$$\frac{d^2x}{dt^2} = -\frac{k}{m} x - \frac{h}{m} \frac{dx}{dt}, \text{ equivalente à Eq. III.131.}$$

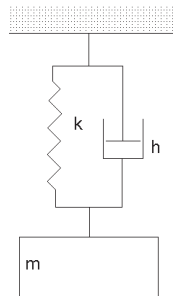


Fig. III.91 - Modelo físico que simula o movimento harmónico amortecido.

III.19.3 - Oscilações forçadas. Ressonância

Suponhamos que um dado sistema oscilatório com frequência própria (ou natural) ω_0 é feito oscilar sob a acção de uma força externa variável e com variação sinusoidal $F = R_m \sin \omega_f t$.

Notemos que a frequência angular ω é diferente de ω_0 . A equação do sistema é agora

$$\frac{d^2x}{dt^2} + 2 \xi \omega_0 \frac{dx}{dt} + \omega_0^2 x = (R_m/m) \sin \omega_f t \quad \text{III.134}$$

A solução desta equação mostra que a frequência da oscilação é ω_f , a frequência da força aplicada. A resolução desta equação ultrapassa o âmbito das nossas lições mas convém reter que o movimento não é amortecido embora existam forças resistivas de atrito. Embora haja perdas de calor por atrito estas são compensadas através de trabalho realizado pela força externa de modo que a amplitude do movimento não diminui com o tempo. Há uma transferência contínua de energia do sistema que origina a força $R_m \sin \omega_f t$ para o sistema oscilatório.

As condições em que se verifica tal transferência de energia dependem do valor do amortecimento ξ e de relação que existe entre a frequência própria do sistema ω_0 e a frequência do sistema forçante ω_f .

São pois os valores de ξ e ω_f que determinam a amplitude de oscilação. Na figura seguinte são representadas em abcissas os valores de ω_f , frequência da força, e em ordenadas as amplitudes dos movimentos resultantes, para diversos valores de ξ .

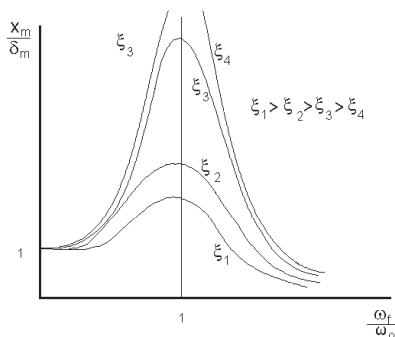


Fig. III.92 - Para diversos valores de ξ são representados em ordenadas os valores dos factores de amplificação x_m/δ_m dos movimentos resultantes, em função de ω_f/ω_0 .

Para qualquer valor do amortecimento ξ a amplitude é máxima quando $\omega_f = \omega_0$ ou seja quando a frequência do sistema forçante coincide com a frequência própria do sistema oscilante. A amplitude correspondente a uma dada frequência é tanto maior quanto menor for ξ .

III.20 – Os movimentos do corpo humano

Os seres humanos executam os mais diversos tipos de movimentos para executar tarefas, para se deslocarem, para se defenderem, etc. Estes movimentos são, na maioria dos casos, acompanhados por acção muscular voluntária e com a participação de outros sistemas. O homem desenvolveu máquinas que se destinam a transformar uma força, noutra ou noutras, com linhas de acção ou intensidade mais apropriadas para a execução de determinadas tarefas. As alavancas constituem um tipo destas máquinas com as quais se pretende aumentar a intensidade de uma força estrategicamente aplicada. Nos vertebrados existem sistemas constituídos por ossos, músculos e articulações que desempenham funções que se assemelham às das alavancas. Os ossos representam as partes rígidas destas alavancas. Os músculos desenvolvem, em geral, as forças que irão produzir a potência útil. Esta é capaz de desencadear movimento ou, simplesmente, criar equilíbrio com o elemento ou força 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. São classificadas em relação ao elemento intermédio (potência, resistência e fulcro, ou ponto fixo) e chamadas respectivamente de interpotente, interfixa ou 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 bicépede 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.

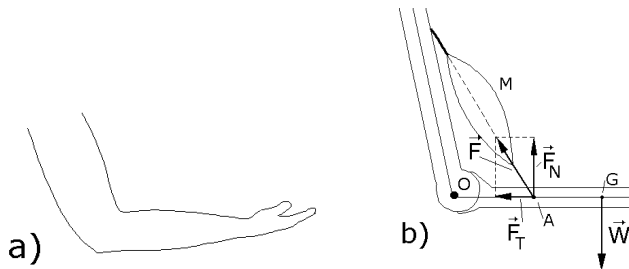


Fig. III.93 - a) Braço e antebraço+mão horizontais; b) Esquema de forças a actuar.

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

$$F_N \times \ell_P - W \times \ell_R = 0 \quad \text{III.135}$$

ou
$$\frac{W}{F_N} = \frac{\ell_P}{\ell_R}$$

onde $OA = \ell_P$ e $OG = \ell_R$.

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 sistema⁴.

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 ante-

⁴ Na prática, a vantagem mecânica de um sistema é inferior ao valor teórico devido a perdas resultantes do atrito.

braço. O corpo com peso P tem componente P_N segundo a normal ao antebraço aplicado segundo a vertical que contem 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.

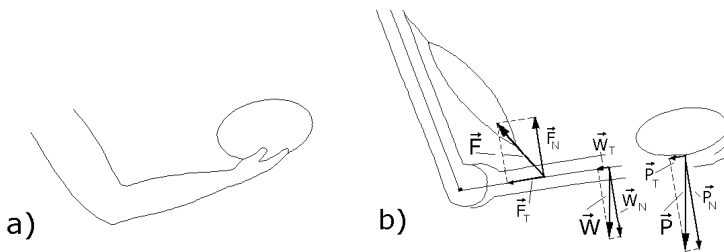


Fig. III.94 – a) Mão segurando um peso; b) Esquema de forças a actuar.

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.

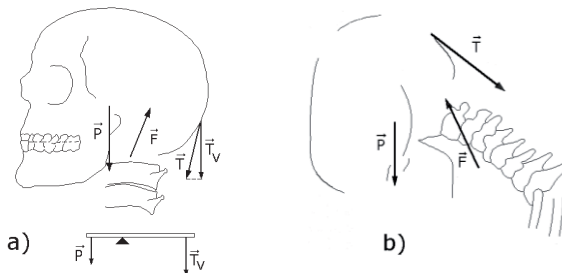


Fig. III.95 - Exemplo de alavanca interfixa: a articulação occipito-atloideia, que liga a cabeça à coluna vertebral. a) Posição normal. b) Inclinação da cabeça.

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.

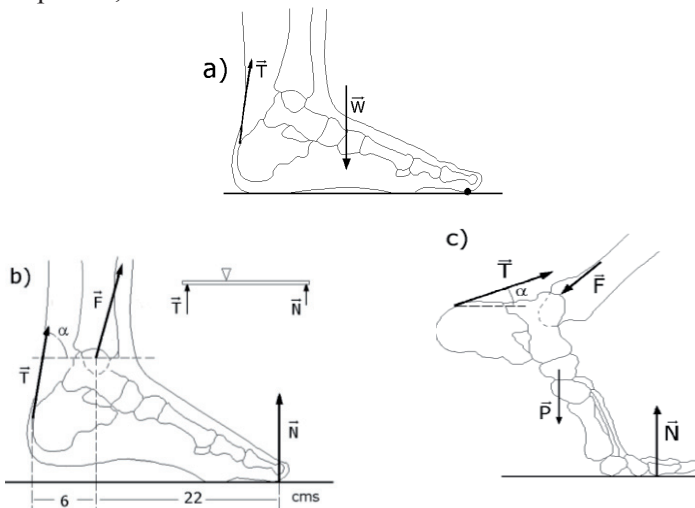


Fig. III.96 – a) Os ossos do tarso e do metatarso no arco do pé, permitem-lhe actuar como uma alavanca interresistente. b) Quando um indivíduo tem o peso assente nos dedos de um pés e produz acção muscular de levantamento (\vec{T}) a articulação do tornozelo actua como fulcro. c) Representação das forças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

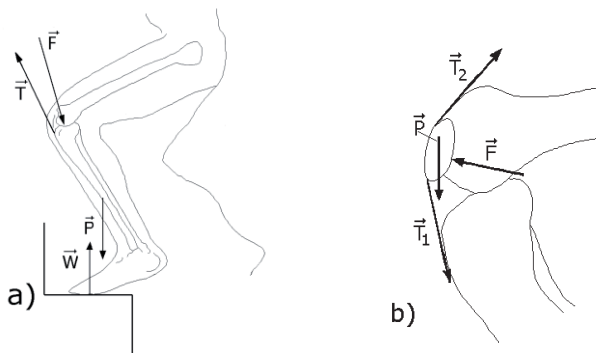


Fig. III.97 – a) Forças a actuar no conjunto perna e pé quando, ao subir escadas todo o peso do corpo assenta sobre os dedos dos pés.
 b) Forças a actuar na rótula.

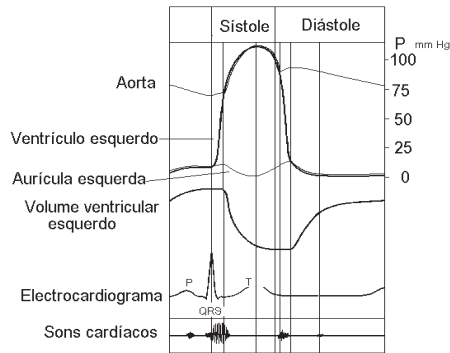


Fig. IV.113 - Acontecimento importantes ao ciclo cardíaco

Nos centésimos de segundo que seguem, nenhuma variação aparente ocorre, mas a pressão intraventricular continua a subir, como resultado do aumento de tensão do músculo ventricular.

Quando a pressão intraventricular excede a pressão aórtica, a válvula aórtica é forçada a abrir e o sangue começa a ser ejetado para a aorta. Este ponto marca o fim da contração isométrica e o início da fase de ejeção.

Como indica a curva de variação do volume cardíaco, o sangue é ejetado rapidamente no início e depois mais lentamente. A expulsão do sangue ventricular termina quando o ventrículo começa a relaxar-se. Nesta altura termina a sístole ventricular e inicia-se a diástole. Nos instantes iniciais desta fase o sangue tende a circular da aorta para o ventrículo, originando o encerramento da válvula aórtica.

A vibração produzida pelo encerramento desta válvula origina um som - o 2º som cardíaco.

As válvulas da cavidade ventricular permanecem fechadas cerca de 0,08 segundos, durante os quais a tensão do músculo ventricular diminui gradualmente sem variações do volume, ao prosseguir o relaxamento muscular. Esta fase é a fase de relaxamento isométrico. Quando a pressão na cavidade ventricular desce abaixo da pressão na aurícula, a válvula auriculo-ventricular abre, permitindo a entrada de sangue no ventrículo. Inicialmente, a entrada é rápida devido à quantidade de sangue acumulada na aurícula durante a precedente sístole.

Esta, é a fase inicial rápida, da diástole, caracterizada pelo grande fluxo entre a aurícula e o ventrículo. Nesta fase produz-se o 3º som cardíaco, que é atribuído às vibrações produzidas pela entrada de sangue na câmara.

Após a fase inicial rápida o fluxo de entrada de sangue no ventrículo diminui até um valor que corresponde, aproximadamente, ao fluxo de retorno sanguíneo ao coração. Esta fase é conhecida como diástase.

A diástase prolonga-se por um período de 200-300 ms e caracteriza-se por uma subida lenta dos volumes e pressão na aurícula e ventrículo, visto a pressão venosa exceder a pressão dentro das câmaras e a válvula aurículo-ventricular se encontrar aberta.

Não se registam potenciais no ECG, neste período. A onda **P** do ECG ocorre no fim desta fase.

A aurícula contrai-se, esvaziando o seu conteúdo no ventrículo.

Próximo do instante em que a contracção auricular atinge o seu máximo. O ventrículo inicia a sua contracção, começando um novo ciclo.

Após o início da sístole, fecham-se as válvulas aurículo-ventriculares, abertas devido à corrente de sangue.

Nos indivíduos normais, fenómenos idênticos da contracção e relaxamento sucedem-se simultaneamente nas metades esquerda e direita do coração.

A pressão aórtica varia periodicamente, devido à corrente intermitente de sangue enviada pelo coração.

Durante a ejeção ventricular o sangue entra na aorta em grande quantidade pelo que a pressão sobe durante a fase inicial da sístole e depois mais lentamente quando a ejeção diminui.

A pressão aórtica decresce rapidamente durante a protodiástole (fase de preenchimento rápido), apresenta um pico imediatamente após as válvulas se fecharem e depois volta a decrescer, lenta e constantemente.

IV.9.20 - As bombas possíveis dos sistemas hidrodinâmicos

A geração de força motriz nos sistemas hidrodinâmicos produzindo movimento de fluidos, aumento de pressão e deformação de componentes elásticos é produzida por bombas que podem ser de vários tipos:

Bomba tipo A - Este tipo de bomba tem acção de aspiração e de ejeção produzindo uma determinada corrente de líquido (fonte de corrente). É uma bomba que utiliza energia para o enchimento activo à entrada e também para o esvaziamento, à saída. A corrente de líquido produzida só depende de parâmetros da bomba, ou seja, o volume de ejeção e o número de ciclos executados por unidade de tempo (frequência de batimento). Um exemplo deste tipo é a bomba de êmbolo, que depende energia para aspirar um certo volume

de líquido e depois o ejecta sob pressão. Não é invulgar o coração ser enquadrado, erradamente, neste tipo de bomba Fig. IV.114.

Bomba tipo B - Este tipo de bomba tem acção de aspiração e de ejeção mas, em vez de produzir uma determinada corrente gera um gradiente pressão entre entrada e saída (fonte de pressão). A corrente à saída desta bomba depende não só de factores intrínsecos da bomba (potência e frequência), bem como de factores extrínsecos tais como pressão e impedância do sistema a ser alimentado. As bombas centrífugas pertencem a esta categoria.

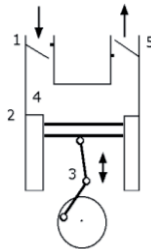


Fig. IV.114 - Bomba tipo A. É despendida energia primeiro para aspirar um certo volume de líquido e depois para o ejectar sob pressão. 1- Válvula de entrada que encerra quando a pressão na câmara 4 é superior à pressão a montante. 2, 3 sistema de êmbolo e excêntrico para aspiração e ejeção. 4 – câmara. 5 - Válvula de saída que encerra quando a pressão a jusante é superior à pressão na câmara 4.

Bomba tipo C: Este tipo de bomba só desenvolve acção de ejeção não executa aspiração sendo, portanto, o seu enchimento passivo. Só ocorre dispêndio de energia no esvaziamento do líquido, que preenche a câmara de ejeção. Exemplos de órgãos que se comportam como bombas deste tipo são a bexiga e o coração

Não é criada qualquer acção de sucção ou pressão negativa sobre os ureteres ou rim para o preenchimento da bexiga. Do mesmo modo, no coração, não é desenvolvida qualquer pressão negativa nas aurículas, durante a diástole, para retirar sangue da circulação. A função destas bombas depende de factores externos. No caso da bexiga, por exemplo, o caudal total não vai depender do número de micções ou do seu volume individual, mas sim da função renal.

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).

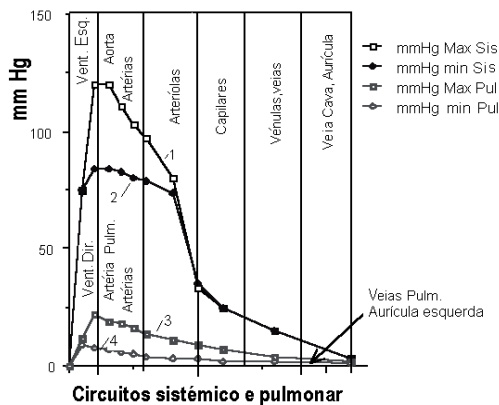


Fig. IV.115 - Valores máximos e mínimos da pressão nos territórios vasculares das circulações sistémica e pulmonar.

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

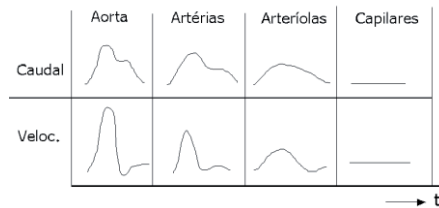


Fig. IV.116 - Valores da velocidade média do sangue e caudal em função do tempo, durante o ciclo cardíaco na circulações sistémica.

São associáveis a estas características dos caudais sanguíneos nos capilares das circulações sistémica 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

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

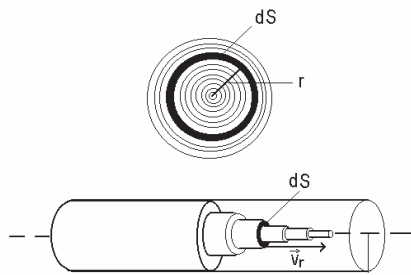


Fig. IV.117 – Distribuição das velocidades do líquido com caudal em regime laminar num tubo cilíndrico.

526

Recordando que a área da coroa circular elemental 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

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

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,

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

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 aorta¹, 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

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

¹ 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 efectivo 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.

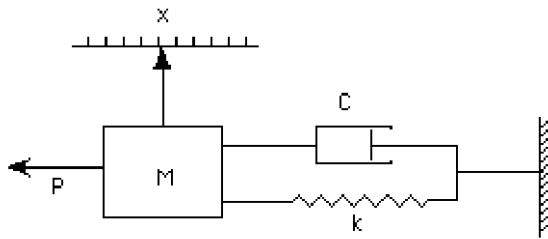


Fig. IV.118 - Modelo do sistema. p - pressão a medir, M - massa efectiva do líquido no cateter, k - constante elástica da membrana, C - coeficiente de viscosidade e x - deslocamento da massa de líquido.

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 .

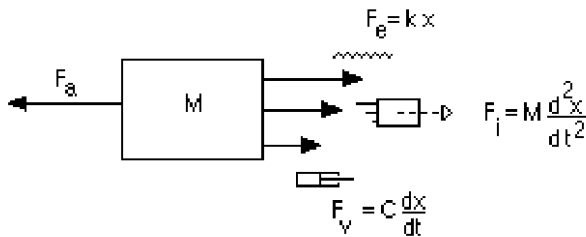


Fig. IV.119 - Forças a actuar na massa M de líquido na agulha: F_a -força de pressão aplicada, F_i -força de inércia, F_e -força elástica da mola e F_v -força de fricção do líquido no cateter.

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 efectivo 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

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

ÍNDICE

INTRODUÇÃO	5
------------------	---

Capítulo I

I - Conceitos Gerais sobre Biofísica de Membranas

I.1 - Fenómenos de Transporte	13
I.1.1 – Introdução	13
.2 - Transporte de moléculas e iões	14
.3 - Corrente molecular através de membranas homogéneas	21
.4 - Corrente molecular através de membranas porosas	24
.5 - Outra perspectiva sobre o comportamento das membranas	26
.6 - Corrente de soluto com corrente de água	29
.7 - As forças de difusão	31
.8 - Corrente de água e pressão osmótica	32
.9 - Obtenção da 1ª Lei de Fick a partir de F_D	36
.10 - Corrente e potencial eléctricos devidos à difusão de iões	38
.11 - Relação entre mobilidade molecular e eléctrica	40
.12 - Densidade de corrente eléctrica iónica em campos eléctricos	41
.13 - Equação de Nernst-Planck	43
.14 - Potencial electroquímico	44
.15 - Propriedades coligativas	45
.16 - Osmose	50
.17 - Equação de Van't Hoff para electrólitos	52
.18 - Medição da pressão osmótica	54
.19 - Aplicações	56
.20 - Fenómeno de Starling	60
.21 – Ultrafiltração	63
.22 - Equação de Gibbs-Donnan. Equilíbrio e potencial de Donnan	64
I.2 - Fenómenos bioeléctricos	71
I.2.1 - Potenciais de repouso nas membranas	71
.2 - Modelo do campo eléctrico constante	74
.3 - Breves notas sobre a estrutura e função das membranas celulares	81
.4 - Potencial de acção	84
.5 - Sinapses	96
.6 - Receptores	97

.7 - Membranas carregadas electricamente	99
.8 - Dupla camada eléctrica	99
.9 - Potencial criado por uma dupla camada num ponto P exterior.....	101
.10 - Potencial criado por fibras durante o período de despolarização	103
.11 - Medidas com perfusão do axónio. Curvas de potencial de acção.....	110
.12 - Modelos eléctricos da membrana.....	112
.13 - Experiências com o método do "voltage clamp"	115
.14 - Características eléctricas do axónio.....	122
I.3 - Aplicações	
I.3.1 - Electrocardiografia.....	126
.2 - Troca de calor por contracorrente nos membros superiores. Trocas distribuídas.....	139
.3 - O nefrónio	144
.4 - Transporte de Na^+ e H_2O ao longo dos tubos renais.....	148
.5 - Trabalho do rim na excreção de uma mole	151

APÊNDICES

I.4.1 - Segunda equação de Fick	155
.2 - Consequências da 2ª Lei de Fick	156
.3 - Difusão facilitada	158
.4 - Difusão por troca	161
.5 - Integração da equação de Nernst-Planck	163
.6 - Modelo eléctrico da propagação dos impulsos no axónio	166

Capítulo II

II - Gases

II.1 - Introdução	171
II.2 - Lei de Boyle.....	172
II.3 - Lei de Charles	174
II.4 - Lei de Avogadro.....	177
.1 - Significado da constante R	178
II.5 - A teoria cinético-molecular dos gases.....	179
II.6 - Desvios às leis dos gases.....	180
II.7 - A equação de Van der Waals	184
II.8 - Difusão dos gases.....	185
II.9 - Lei de Dalton das pressões parciais	187
II.10 - Solubilidade dos gases nos líquidos.....	191
II.11 - Lei de Henry.....	191
II.12 - Elementos de física do aparelho respiratório	194
II.13 - As trocas e o transporte de gases no organismo.....	197
II.14 - Forças e pressões actuando no tórax e pulmões.....	200
.1 - Forças elásticas	202
.2 - Forças não elásticas.....	207
.3 - Frequência respiratória e energia dispendida na respiração.....	209
II.15 - Física do alvéolo pulmonar.....	212
II.16 - Capacidade de difusão de um gás	224

II.17 - Difusão através da parede de um capilar pulmonar	226
II.18 - Tubo colapsável ideal.....	229
II.19 - Difusão dos gases nas vias respiratórias	232
II.20 – Modelo mecânico avançado do transporte gasoso na respiração	233

Capítulo III

III - Conceitos elementares de mecânica e biomecânica

III.1 - Conceitos elementares de mecânica	241
.1 - 1ª Lei de Newton.....	241
.2 - 2ª Lei de Newton.....	241
.3 - 3ª Lei de Newton.....	243
.4 - Regra do paralelogramo para a adição de forças	243
.5 - Princípio da transmissibilidade	248
.6 - Lei de Newton da gravitação	249
III.2 - Momento de uma força em relação a um ponto	250
III.3 - Produto vectorial.....	253
.1 - Representação do momento por produto vectorial	254
III.4 - Produto vectorial e momento em termos de componentes rectangulares.....	258
III.5 - Produto escalar	260
III.6 - Produto triplo composto	262
III.7 - Momento de uma força em relação a um eixo.....	263
III.8 – Binários.....	266
.1 - Sistemas de forças equivalentes.....	268
.2 - Soma de binários.....	269
.3 - Representação de binários por vectores.....	271
III.9 - Substituição de uma força aplicada num ponto de um sólido rígido por uma força igual, aplicada noutro ponto, mais um binário	272
III.10 - Redução de qualquer sistema de forças aplicadas num sólido indeformável a uma força e a um binário	272
III.11 - Equilíbrio	273
III.12 - Atrito entre sólidos.....	291
III.13 - Fundamentos de dinâmica do ponto e de sistemas de pontos.....	299
.1 - Momento linear (ou quantidade de movimento) de um sistema de pontos materiais	299
.2 - Momento cinético	302
III.14 - Centro de massa de um sistema de pontos materiais.....	304
.1 - Centro de massa de um corpo plano homogéneo com a forma de um triângulo rectângulo OAB de área S.	306
.2 - Centro de massa de corpos homogéneos com a forma de um triângulo equilátero ou isósceles	308
.3 - Centro de massa do corpo humano.	309
III.15 - Momento de inércia	311
.1 - Movimento de um ponto em relação a um sistema de referência	312
.2 - Movimento de um ponto conhecida a trajectória.....	313
III.16 – Deformações	318
.1 - Deformações elásticas nos sólidos.....	318

.2 - Deformação relativa (strain)	325
.3 - Deformação diferencial	326
.4 - Tipos de deformação	327
.5 - Reacção à supressão instantânea da tensão	328
III.17 - Classificação reológica dos materiais	329
.1 - Sólidos indeformáveis (Sólidos de Euclides)	329
.2 - Sólidos dotados de elasticidade linear (Sólidos de Hooke)	329
.3 - Corpos plásticos	330
.4 - Corpos viscosos	331
a) Caso ideal	331
b) Líquidos viscosos	331
.5 - Corpos viscoelásticos	332
.1 - Sólidos de Voigt	332
a) Curvas de fluência	333
b) Curvas de relaxação	334
c) Curvas de tensão-deformação	335
.2 - Fluidos de Maxwell	335
a) Curva de fluência	335
b) Curva de relaxação	336
c) Curva tensão-deformação	337
.3 - Corpos plastoviscoelásticos (corpos de Bingham)	337
a) Curvas de fluência	338
b) Curva tensão-velocidade de deformação	339
III.18 - Modelos físicos da deformação	339
.1 - Elasticidade	339
.2 - Viscoelasticidade	342
.3 - Modelo físico do Corpo de Bingham	343
III.19 - Movimentos harmónicos	343
.1 - Oscilações harmónicas	344
.2 - Amortecimento	347
.3 - Oscilações forçadas. Ressonância	350
III.20 - Os movimentos do corpo humano	352
.1 - Esforço na coluna vertebral	361
III.21 - Músculos	365
.1 - Trabalho produzido pela contracção muscular	366

Capítulo IV

IV - Biofísica dos Fluidos

IV.1 - Propriedades dos fluidos	371
.1 - Introdução	371
.2 - A agregação da matéria	371
IV.2 - Revisão de conhecimentos de hidrostática	376
.1 - Pressão no interior de um líquido	376
.2 - Princípio fundamental da hidrostática	378
.3 - Princípio de Arquimedes	381
IV.3 - Fenómenos de superfície	382

.1 - Tensão superficial de um líquido	382
.2 - Tensão superficial de soluções aquosas. Substâncias tensio-activas.....	386
.3 - Interfaces líquido-ar curvas. Fórmula de Laplace.....	387
.4 - Tubos capilares.....	393
.5 - Capilaridade entre lâminas.....	396
.6 - Capilares isolados	397
IV.4 - Interfaces entre líquidos.....	398
.1 - Energia de coesão.....	398
.2 - Superfície de separação entre dois líquidos não miscíveis	399
.3 - Superfície de separação entre líquidos e sólidos.....	402
IV.5 - Fundamentos de dinâmica de fluidos.....	405
.1 - Viscosidade	405
.2 - Caudal em regime laminar através de tubos cilíndricos	409
.3 - Energia mecânica dos líquidos. Líquidos ideais	411
.4 - Energia cinética.....	411
.5 - Energia potencial gravitacional.....	412
.6 - Energia potencial devida à pressão	413
IV.6.1 - Conservação da massa	414
.2 - Equação da continuidade	415
.3 - Conservação da energia	418
.4 - Teorema de Bernoulli.....	420
.5 - Fórmula de Poiseuille	422
.6 - Resistência hemodinâmica de labirintos vasculares complexos.....	429
.7 - Viscosidade e tensão tangencial no regime laminar. Caso do sangue.....	431
.8 - Alteração do regime do caudal dos líquidos	437
IV.7 - Aplicações da fórmula de Laplace	444
.1 - Desequilíbrio entre duas gotas do mesmo líquido mas de raios diferentes ..	444
.2 - Formação de gotas	445
.3 - Mecanismo das embolias capilares gasosas.....	447
.4 - Generalização da fórmula de Laplace para o caso de paredes elásticas espessas	449
.5 - Tensões nas paredes da crossa da aorta e do coração	451
.6 - Tensão na córnea.....	454
.7 - Biomecânica dos vasos elásticos	455
IV.8 - Complacência de um vaso elástico	466
.1 - Complacências vasculares sistémicas equivalentes arterial e venosa.....	468
IV.9 - Aspectos físicos da circulação sanguínea	469
.1 - Trabalho cardíaco.....	473
.2 - Utilização de cateteres na medição directa da pressão.....	477
.3 - O esfigmomanómetro.....	481
.4 - Colchão de água.....	484
.5 - Teste de Queckensted.....	485
.6 - Lei de Stokes.....	485
.7 - Pressão do soro num sistema	487
.8 - Perfis dos caudais no transporte dos gases na respiração	488
.9 - Equilíbrio num tubo elástico.....	490

.10 - Energia armazenada nos materiais elásticos	492
.11 - Medição da pressão intravascular através da deformação de membranas.....	493
.12 - Medição do caudal sanguíneo	495
.13 - Variação da pressão em tubos por acção de estrangulamentos	498
.1 - Variação da pressão por acção de estrangulamentos em sistemas em paralelo	503
.14 - Impedância dos vasos sanguíneos.....	503
Apêndices	
.15 - Complacência de um vaso elástico	513
.16 - Inertância de um líquido	516
.17 - Regime transitório.....	518
.18 - Os acontecimentos do ciclo cardíaco	519
.19 - As bombas possíveis dos sistemas hidrodinâmicos	522
.20 - A pulsatilidade nos vasos sanguíneos	524
.21 - Dedução da fórmula de Poiseuille	526
.22 - Área efectiva da válvula aórtica.....	527
.23 - Teoria das medidas com "strain gauges"	528
.24 - Modelos da circulação sanguínea em vasos elásticos.....	531
.25 - Propagação de uma onda pulsatória nos vasos sanguíneos. O pulso	533
.26 - A conservação da quantidade de movimento e a circulação pulmonar humana.....	541
.27 - A fonação e os princípios da aerodinâmica.....	542

Capítulo V

Princípios básicos de física atómica, física da radiologia, física e medicina nucleares, física das radiações ionizantes e física da luz solar

V.1 - Conceitos sobre as estruturas atómica e molecular	547
V.1.1 - Considerações gerais	547
.2 - Preenchimento das camadas	554
V.2 - Estrutura electrónica e química dos elementos	555
V.2.1 - Posição na tabela periódica	555
.2 - Ligação iónica.....	556
.3 - Ligação covalente	557
.4 - Covalência dativa.....	559
.5 - Ligação metálica	567
.6 - Ligações fracas.....	568
V.3 - Princípios básicos de física da radiologia	568
.1 - Generalidades	568
V.4 - Princípios básicos de Física Nuclear.....	577
V.4.1 - Núcleo	577
.2 - Defeito de massa	583
.3 - Unidade de massa atómica.....	586
.4 - Modelos nucleares	586
.5 - Radioactividade.....	587
.6 - Espectros de energia das partículas β	594

.7 - Emissores β puros	596
.8 - Captura K ou captura de um electrão.....	597
.9 - Conversão interna	599
.10 - Isomeria nuclear.....	599
V.5.1 - Lei da desintegração radioactiva	600
.2 - Período de um radionuclídeo	602
.3 - Vida média	604
.4 - Unidade de velocidade de desintegração	604
V.6.1 - Interação das radiações com a matéria.....	605
.2- Partículas carregadas.....	606
.3 - Ionização.....	606
.4 - Interação das partículas β com o núcleo	607
.5 - Interação com os electrões orbitais dos átomos do absorvente.....	608
.6 - Interação da radiação γ com a matéria.....	609
V.7 - Utilização dos radioisótopos em biomedicina.....	614
.1 - Como fontes de radiação.....	616
.2 - Como traçadores	616
.3 - Esquema geral do método dos traçadores.....	620
V.8 - Localização compartimental e mecanismos de transporte	620
.1 - Trocas iónicas.....	622
.2 - Fagocitose e pinocitose.....	623
.3 - Retenção nos capilares.....	624
.4 - Incorporação metabólica.....	624
.5 - Deposição e transporte de aerossóis	625
.6 - Radiofármacos gasosos.....	626
.7 - Receptores	626
.8 - Mecanismos imunológicos.....	627
V.9 - Radioisótopos in vivo e in vitro	627
.1 - Câmara de raios gama e Tc^{99m}	628
.2 - Outros radionuclídeos com aplicação clínica.....	631
.3 - Progressos nas imagens da medicina nuclear	633
.4 - Aplicações dos radioisótopos em diagnóstico.....	635
.5 - Aplicações terapêuticas dos radioisótopos.....	640
V.10 - Análise compartimental.....	642
.1 - Modelos de um único compartimento.....	644
.2 - Modelos de dois compartimentos	647
a). Sistema aberto de dois compartimentos em série.....	647
b). Sistema mamilar aberto de dois compartimentos.....	648
.3 - Clarificação.....	650
V.11 - Traçadores, volumes e caudais em sistemas de distribuição	650
.1 - Função de resposta de um cateter	656
.2 - O princípio de Stewart-Hamilton.....	658
.3 - Cálculo de volumes.....	659
.4 - Sistemas de distribuição em série e o integral de convolução	661
.5 - Formas diferentes de injeção.....	664
.6 - Determinação do caudal.....	666

.7 - Regeneração da função frequência dos tempos de trânsito por desconvolução.....	667
.8 - Sistemas de distribuição em paralelo.....	669
V.12 - Aspectos químicos e biológicos da acção das radiações.....	670
V.13 - Grandezas e unidades usadas em dosimetria das radiações.....	671
V.14 - Efeitos biológicos das radiações.....	673
V.15 - Características fundamentais dos efeitos biológicos das radiações.....	674
V.16 - Utilização terapêutica dos radionuclídeos.....	678
V.17 - Doses em órgãos resultantes de irradiação por partículas β	682
.1 - Decaimento e eliminação biológica.....	682
.2 - Actividade acumulada \bar{A}	684
.3 - Fixação instantânea sem excreção.....	685
.4 - Fixação instantânea e excreção biológica.....	686
.5 - Fixação não instantânea.....	687
.6 - Energia libertada num órgão pela emissão β	689
.7 - Sobrevivência celular sob radiação ionizante.....	690
.8 - Efeitos não dirigidos, complementares da acção directa da radiação ionizante, para baixas doses.....	700
V.18 - Física da radiação solar.....	702
Apêndices	
V.19.1 - Energética da emissão de partículas β e da captura electrónica.....	718
.2 - Cálculo da dosimetria interna pelo método da fracção absorvida.....	719
.3 - Datação com C^{14}	723

Capítulo VI

Bioenergética

VI.1 - Introdução.....	727
VI.2 - Sistemas termodinâmicos.....	727
VI.3 - 1ª Lei de Termodinâmica.....	728
VI.4 - Processo reversível.....	733
VI.5 - Trabalho máximo num processo isotérmico.....	734
VI.6 - 2ª Lei da Termodinâmica.....	738
VI.7 - 3ª Lei da Termodinâmica.....	743
VI.8 - Luz solar em bioenergética.....	745
VI.9 - Elementos sobre cinética de enzimas.....	748
.1 - Catálise e energia de activação.....	748
.2 - Conceitos básicos.....	750
.3 - Tratamento para o estado estacionário.....	753
.4 - Inibição.....	758
.5 - Inibição competitiva.....	758
.6 - Inibição não competitiva.....	762
.7 - Cálculo do K_I	764
.8 - Gráfico da relação da velocidade de reacção em função de $[I]$	769
.9 - Significado molecular da inibição.....	771

Capítulo VII

Bases da electricidade

VII.1 - Electrostática	
.1 - Introdução	775
.2 - Quantidade de electricidade ou carga eléctrica	775
.3 - Lei de Coulomb	776
.4 - Unidades	778
.5 - Definição de campo eléctrico	779
.6 - Unidade de campo eléctrico	780
.7 - Campo de distribuições de cargas	780
.8 - Linhas de campo de um campo eléctrico	782
.9 - Trabalho e potencial num campo eléctrico	784
.10 - Algumas considerações	787
.11 - Corpos condutores	788
VII.2.1 - Corrente eléctrica	789
.2 - Densidade de corrente eléctrica	790
.3 - Lei de Ohm aplicada a condutores filiformes	791
.4 - Efeito de Joule. Lei de Joule	792
.5 - Existência de campo electromotor	793
.6 - Leis de Kirchoff	796
.7 - Condensadores	799
.8 - Carga e descarga de um condensador através de uma resistência	802
VII.3 - Corrente alterna	806
.1 - O modelo vectorial da corrente alterna	807
.2 - Potência num circuito de corrente alterna	818
VII.4 - Diatermia com correntes eléctricas / Electrocoagulação	822
VII.5 - Dipolos eléctricos	823
.1 - Potencial criado por um dipolo eléctrico num ponto P	824
.2 - Acção de campos eléctricos sobre dipolos	828
VII.6 - Dipolos moleculares	829
.1 - Dipolos permanentes	830
.2 - Dipolos induzidos	832
.3 - Dipolos instantâneos	833
.4 - Polarização dos dieléctricos	835
VII.7 - Eléctrodos	836
.1 - Potenciais metal-solução	836
.2 - Pilhas com eléctrodos de metais diferentes	840
.3 - Pilhas de concentração	841
.4 - Eléctrodos de Ag/AgCl	843
.5 - Medição dos potenciais de repouso nas células	844
.6 - Classificação dos eléctrodos	846
.7 - Comportamento dos eléctrodos durante a passagem da corrente. Polarização	847
VII.8 - Ângulo sólido	849
.1 - Ângulo sólido de um cone elementar	851
Bibliografia	853