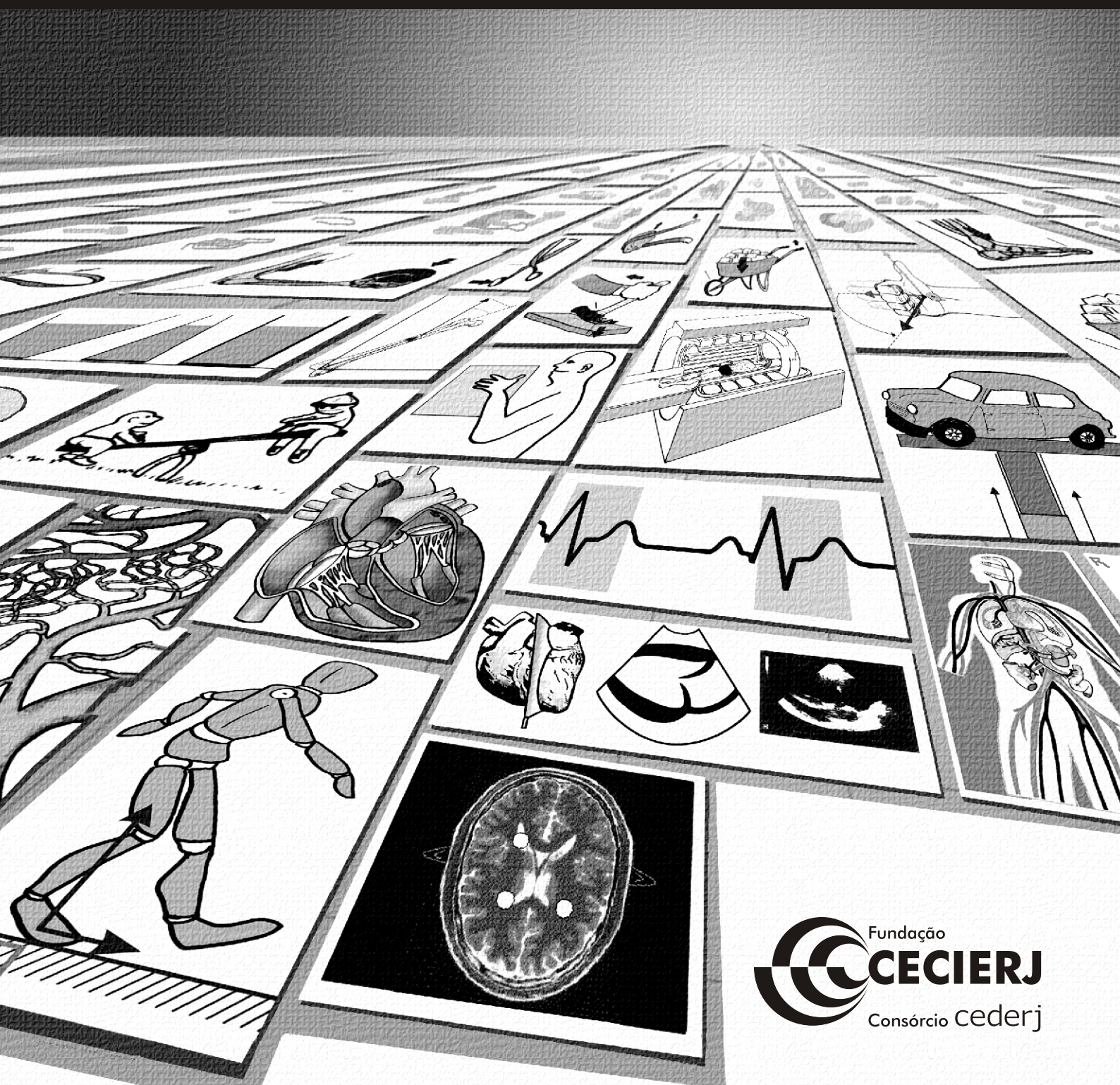


Módulos 2 e 3

Gilberto Weissmüller
Nice Maria Americano Costa Pinto
Paulo Mascarello Bisch

Volume 2
2ª edição

Biofísica





Fundação

CECIERJ

Consórcio **cederj**

Centro de Educação Superior a Distância do Estado do Rio de Janeiro

Biofísica

Volume 2 - Módulos 2 e 3
2ª edição

Gilberto Weissmüller

Nice Maria Americano Costa Pinto

Paulo Mascarello Bisch



SECRETARIA DE
CIÊNCIA E TECNOLOGIA

Ministério
da Educação



Apoio:



Fundação Cecierj / Consórcio Cederj

Rua Visconde de Niterói, 1364 – Mangueira – Rio de Janeiro, RJ – CEP 20943-001

Tel.: (21) 2334-1569 Fax: (21) 2568-0725

Presidente

Masako Oya Masuda

Vice-presidente

Mirian Crapez

Coordenação do Curso de Biologia

UENF - Milton Kanashiro

UFRJ - Ricardo Iglesias Rios

UERJ - Celly Saba

Material Didático

ELABORAÇÃO DE CONTEÚDO

Gilberto Weissmüller

Nice Maria Americano Costa Pinto

Paulo Mascarello Bisch

COORDENAÇÃO DE DESENVOLVIMENTO INSTRUCIONAL

Cristine Costa Barreto

DESENVOLVIMENTO INSTRUCIONAL E REVISÃO

Anna Carolina da Matta Machado

José Meyohas

Marta Abdala

COORDENAÇÃO DE AVALIAÇÃO DO MATERIAL DIDÁTICO

Débora Barreiros

AVALIAÇÃO DO MATERIAL DIDÁTICO

Letícia Calhau

Departamento de Produção

EDITORA

Tereza Queiroz

REVISÃO TIPOGRÁFICA

Cristina Freixinho

Elaine Bayma

Marcus Knupp

COORDENAÇÃO DE PRODUÇÃO

Jorge Moura

PROGRAMAÇÃO VISUAL

Bruno Gomes

Renata Borges

ILUSTRAÇÃO

Clara Gomes

Fernando Torelly

CAPA

Fernando Romeiro

PRODUÇÃO GRÁFICA

Oséias Ferraz

Patricia Seabra

Copyright © 2006, Fundação Cecierj / Consórcio Cederj

Nenhuma parte deste material poderá ser reproduzida, transmitida e gravada, por qualquer meio eletrônico, mecânico, por fotocópia e outros, sem a prévia autorização, por escrito, da Fundação.

W433b

Weissmüller, Gilberto.

Biofísica. v. 2 / Gilberto Weissmüller; Nice Maria Americano Costa Pinto; Paulo Mascarello Bisch. – 2. ed. – Rio de Janeiro: Fundação CECIERJ, 2010.

184p.; 19 x 26,5 cm.

ISBN: 978-85-7648-484-4

1. Radiações. 2. Sistemas biológicos. I. Pinto, Nice Maria Americano Costa. II. Bisch, Paulo Mascarello. III. Título.

CDD: 571.4

Governo do Estado do Rio de Janeiro

Governador
Sérgio Cabral Filho

Secretário de Estado de Ciência e Tecnologia
Alexandre Cardoso

Universidades Consorciadas

**UENF - UNIVERSIDADE ESTADUAL DO
NORTE FLUMINENSE DARCY RIBEIRO**
Reitor: Almy Junior Cordeiro de Carvalho

**UERJ - UNIVERSIDADE DO ESTADO DO
RIO DE JANEIRO**
Reitor: Ricardo Vieiralses

UFF - UNIVERSIDADE FEDERAL FLUMINENSE
Reitor: Roberto de Souza Salles

**UFRJ - UNIVERSIDADE FEDERAL DO
RIO DE JANEIRO**
Reitor: Aloísio Teixeira

**UFRRJ - UNIVERSIDADE FEDERAL RURAL
DO RIO DE JANEIRO**
Reitor: Ricardo Motta Miranda

**UNIRIO - UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESTADO
DO RIO DE JANEIRO**
Reitora: Malvina Tania Tuttman

SUMÁRIO

Aula 11 – Radiações não-ionizantes _____	7
<i>Gilberto Weissmüller</i>	
Aula 12 – Princípios de Hidrodinâmica _____	33
<i>Gilberto Weissmüller / Nice Maria Americano Costa Pinto / Paulo Mascarello Bisch</i>	
Aula 13 – Biomecânica _____	55
<i>Gilberto Weissmüller / Nice Maria Americano Costa Pinto / Paulo Mascarello Bisch</i>	
Aula 14 – Biofísica do sistema circulatório _____	77
<i>Nice Maria Americano Costa Pinto</i>	
Aula 15 – Biofísica do sistema respiratório _____	111
<i>Nice Maria Americano Costa Pinto</i>	
Aula 16 – Biofísica da visão _____	131
<i>Gilberto Weissmüller / Nice Maria Americano Costa Pinto / Paulo Mascarello Bisch</i>	
Aula 17 – Biofísica da fonoaudição _____	155
<i>Gilberto Weissmüller / Nice Maria Americano Costa Pinto / Paulo Mascarello Bisch</i>	
Referências _____	181

Radiações não-ionizantes

Meta da aula

Descrever a interação das radiações não-ionizantes com a matéria e apresentar suas principais aplicações nas Biociências.

Após o estudo do conteúdo desta aula, você deverá ser capaz de:

- descrever os efeitos nocivos das radiações eletromagnéticas não-ionizantes e explicar a dificuldade de experimentos nesta área;
- identificar propriedades de um composto a partir de seu espectro de absorção;
- identificar os conceitos fundamentais que permitem compreender a ressonância magnética nuclear e suas diversas aplicações;
- citar aplicações das radiações não-ionizantes.

Pré-requisitos

Para um melhor aproveitamento dos conceitos abordados nesta aula, lembre o uso que você já fez da espectrofotometria para o estudo da cinética enzimática: Aulas 22 e 23 da disciplina Bioquímica I.

INTRODUÇÃO

As radiações eletromagnéticas com comprimentos de onda maiores que 100nm (ou energia menor do que 12eV) não possuem energia suficiente para produzir íons ao interagir com a matéria e são, portanto, chamadas radiações não-ionizantes. Estas radiações compreendem as radiações ultravioleta (100-400nm), luz visível (400-760nm), infravermelho (760-10⁶nm), microondas e radiofrequências (300Hz a 300GHz) e radiações de frequência muito baixa (0-300Hz). Apesar de não serem capazes de provocar a emissão de elétrons dos átomos e moléculas, as radiações não-ionizantes interagem fortemente com a matéria e podem causar a excitação dos orbitais atômicos e moleculares ou, ainda, provocar o surgimento de correntes elétricas nas células ou tecidos, as quais levam ao aquecimento ou a outras alterações bioquímicas e fisiológicas nos organismos.

As radiações não-ionizantes provêm de inúmeras e variadas fontes. A radiação ultravioleta é produzida, por exemplo, pelo sol, por descargas elétricas (tais como os raios) e por lâmpadas especiais de aplicação médica ou industrial, como as lâmpadas para bronzamento artificial. Raios infravermelhos são produzidos por quaisquer corpos aquecidos. As conhecidas lâmpadas incandescentes produzem muito mais energia na forma de raios infravermelhos do que na faixa do visível e, portanto, são muito mais ineficientes que as lâmpadas fluorescentes. Microondas e ondas de rádio são utilizadas em telecomunicações, comunicação com satélites, radares, telefones, emissoras de televisão, entre outras aplicações. Finalmente, ondas de muito baixa frequência são geradas, por exemplo, pela rede elétrica à nossa volta (60Hz), linhas de transmissão de alta voltagem, máquinas elétricas, como motores e aparelhos eletrodomésticos.

Nesta aula, estudaremos não apenas os efeitos danosos e benéficos destas radiações, mas também suas diversas aplicações, por exemplo, na identificação de substâncias e elucidação da estrutura de macromoléculas.



O calor que percebemos ao aproximarmos as mãos por baixo de uma lâmpada incandescente não é provocado pela absorção da luz visível, mas pela radiação infravermelha. Ao aproximarmos as mãos por cima da mesma lâmpada, percebemos também o calor proveniente do ar aquecido, que sobe por convecção.

EFEITOS BIOLÓGICOS

Os efeitos das radiações sobre os organismos vivos podem ser classificados como efeitos térmicos (aumento da temperatura nos tecidos) ou não-térmicos, além disso, os efeitos dependem da capacidade de penetração de cada faixa de frequência nos tecidos. As radiações ultravioleta, visível e infravermelho têm baixo poder de penetração e interagem basicamente com a superfície dos tecidos; nos seres humanos, com a pele e os olhos. O visível e o infravermelho provocam principalmente efeitos térmicos, e o ultravioleta, efeitos térmicos e fotoquímicos, já que excita os orbitais moleculares, o que pode provocar reações químicas, quebra ou mudanças conformacionais nas moléculas (que você estudou na Aula 7).

O ultravioleta é subdividido em faixas:

- UV-A: 315-400nm – a luz negra, freqüentemente usada em clubes noturnos, fica na faixa 345-400nm; a faixa 315-345nm é usada para bronzeamento (algumas lâmpadas também produzem UV-B). Esta faixa não é muito prejudicial, porém a superexposição pode ser danosa à pele e aos olhos.

- UV-B: 280-315nm – pequenas doses são necessárias para a produção de vitamina D na pele, mas a exposição prolongada ao UV-B é prejudicial, sendo a maior responsável pelas queimaduras solares.

- UV-C: 200-280nm – a exposição ao UV-C é perigosa. Utilizado, por exemplo, como germicida, o UV-C danifica o DNA, impedindo a replicação celular. Radiação UV de comprimento de onda menor que 240nm produz ozônio (O_3), o qual, por ser altamente oxidante, também pode ser utilizado como germicida.

- Ultravioleta distante – comprimentos de onda entre 100 e 200nm. Esta faixa é praticamente tão danosa aos organismos vivos quanto os raios X.

O estudo de danos devidos à exposição a campos de microondas, radiofrequências e frequências muito baixas é também importante, pois nesta faixa de frequência encontramos um grande número de fontes ao nosso redor. Os equipamentos mais comuns são: fornos de microondas (2,45GHz), telefones celulares (850MHz), transmissores de rádio (500kHz-200MHz) e TV (300MHz), aparelhos de ressonância magnética (2-30MHz), linhas de transmissão de alta tensão (60Hz) etc.

Em 1979, foi publicado um estudo que associava linhas de transmissão de alta tensão a uma maior incidência de câncer infantil e, desde então, os riscos à saúde ligados às radiações eletromagnéticas são amplamente discutidos. Mais tarde, este trabalho foi questionado e, ainda hoje, os estudos nessa área, tanto os de laboratório como os epidemiológicos, permanecem controversos e existem poucos resultados já universalmente aceitos. Estudos com pequenos mamíferos, utilizando potência (intensidade) maior àquela que estamos normalmente expostos, mostram alterações nos sistemas imunológico, nervoso e cardiovascular. Certamente, os efeitos danosos são menores, ou nulos, para intensidades menores e, portanto, estes estudos não levam necessariamente à conclusão de que as radiações eletromagnéticas às quais estamos cotidianamente expostos são prejudiciais à saúde.

Os efeitos térmicos têm sido estudados há muitas décadas, e os resultados da absorção dos campos eletromagnéticos por diferentes tipos de tecidos são relativamente bem conhecidos. Ao contrário das radiações de comprimento de onda menores, as microondas e radiofrequências não são somente absorvidas pela pele, pois possuem maior poder de penetração. Uma vez que os sensores de temperatura do corpo humano estão localizados apenas na pele, efeitos prejudiciais aos tecidos podem ocorrer devido a aquecimentos excessivos em regiões mais profundas, sem serem percebidos.

Entre os efeitos térmicos mais importantes, está a catarata, que é a opacidade da lente dos olhos, e geralmente é irreversível. O aumento da temperatura torna a albumina presente na clara do ovo leitosa e opaca. O mesmo pode ocorrer com a lente: o aquecimento causa o depósito de proteínas tornando-a opaca. Diversos estudos predizem aquecimento no olho pelo uso de telefone celular e outros aparelhos transmissores, cuja potência, e antenas próximas do olho, resultam em aquecimento nem sempre desprezíveis.



Os estudos sobre os riscos do uso de aparelhos celulares também são controversos. Existem muitos interesses econômicos envolvidos e, assim como vários cientistas acusam as empresas de nunca terem provado que o nível de radiação produzido pelos aparelhos é inofensivo, as empresas alegam que esses cientistas nunca provaram que estes mesmos níveis de radiação são nocivos. Entretanto, percebemos que há uma crescente preocupação com o uso seguro da telefonia móvel.

Desde 2000, todos os telefones vendidos nos Estados Unidos têm de vir com uma tarja vermelha alertando os consumidores: “Esse produto emite radiação eletromagnética e pode fazer mal à saúde”. Também instruções para o uso seguro dos aparelhos estão sendo introduzidas nos manuais. Lembre que as radiações emitidas pelos celulares podem interferir com instrumentos eletrônicos sensíveis, portanto, nunca use celulares em aeronaves e próximo a equipamentos médico-hospitalares por exemplo. Observe os principais cuidados que o consumidor deve ter com os celulares para se proteger dos efeitos das radiações:

- Escolher aquele que possui o menor nível de radiação. Os vendedores podem não ter tais informações, mas a empresa oferece um código do aparelho e ao digitá-lo no aparelho surge a informação sobre o nível de potência (ou intensidade de radiação).
- Também é aconselhável adquirir aparelhos que tenham antena extensível e sempre puxá-la completamente, pois, caso contrário, o celular trabalha com uma potência maior da qual deveria.
- Não falar ao celular dentro de automóveis (isso consta no manual de vários modelos). Tal restrição não está atribuída apenas ao risco de possíveis acidentes de trânsito, pois o carro é uma estrutura metálica e a radiação do celular não consegue sair deste espaço com facilidade. Então, o celular trabalha com uma potência muito maior do que seria recomendável à saúde. Uma boa solução é a instalação de um *kít* viva-voz.

Apesar dos efeitos potencialmente danosos discutidos até aqui, as radiações eletromagnéticas não-ionizantes apresentam inúmeros usos benéficos em aplicações clínicas ou mesmo nas ciências básicas e aplicadas. Discutiremos a seguir diversas técnicas com aplicações clínicas, tais como a fototerapia, e, em seguida, algumas técnicas de uso bastante abrangente, tais como a espectrofotometria e a ressonância magnética nuclear, as quais têm uso tanto em pesquisa básica como na medicina moderna.



ATIVIDADE

1.a. Identifique os riscos associados às radiações não-ionizantes.

1.b. Por que os estudos com pequenos mamíferos, que usam radiofrequências com alta potência, não são conclusivos quanto ao efeito destas radiações às quais estamos expostos?

RESPOSTA COMENTADA

1.a. Os efeitos são classificados em térmicos e não-térmicos. Os efeitos térmicos podem causar danos secundários, tais como morte celular ou catarata. Os efeitos não-térmicos são controversos, mas supõe-se que possam incluir alterações nos sistemas imunológico, nervoso e cardiovascular.

1.b. A primeira crítica é o modelo animal; nós somos diferentes de pequenos mamíferos. Além disso, em sistemas complexos como os organismos vivos, os efeitos, em geral, não obedecem a uma relação proporcional simples com a intensidade de um estímulo ou dose. Uma estímulo pequeno pode ter um efeito totalmente diverso, não previsível a partir do efeito de um estímulo grande. Um exemplo trivial: a ingestão excessiva de água pode ser fatal, o que não nos permite dizer que pequenas doses farão um pequeno dano. Estudos com doses baixas de radiação, que provocarão efeitos somente a longo prazo, são difíceis de realizar, pois exigiriam o monitoramento de cobaias por décadas.

APLICAÇÕES DAS RADIAÇÕES NÃO-IONIZANTES

Fototerapia

A fototerapia consiste na exposição à luz, utilizando-se diferentes faixas de comprimentos de onda, intensidades e tempos de exposição, dependendo da aplicação específica. A fototerapia tem se mostrado eficaz no tratamento de inúmeros distúrbios, tais como:

1. Acne. A luz azul visível na faixa próxima a 440nm ativa algumas moléculas (porfirinas) na bactéria causadora da acne. A forma ativa das moléculas é prejudicial ou mesmo letal às bactérias. Como poucas porfirinas são encontradas naturalmente na pele, a técnica é relativa-

mente segura e pode alcançar uma redução de até 99,9% no número de bactérias nos poros.

2. Icterícia neonatal. A icterícia pode ser identificada pela coloração amarelada da pele e do branco dos olhos. Ela é causada pelo excesso de substância chamada bilirrubina no sangue. A maioria das crianças com icterícia neonatal pode ser tratada com fototerapia. A bilirrubina livre é quebrada quando exposta à luz, ajudando o processo natural que ocorre no fígado.

3. Distúrbios do sono. Fototerapia realizada através de luz brilhante durante um período determinados, tem indicação em alguns distúrbios do sono, especialmente naqueles em que ocorre alteração de fase (hora de iniciar/terminar o sono) relacionadas ao **RITMO CIRCADIANO**.

4. Câncer. Estudos recentes mostram a eficácia de uma nova técnica fototerápica chamada fototerapia dinâmica no combate de alguns tipos de câncer. A fototerapia dinâmica alia a aplicação de *laser* à administração de uma substância sensível à luz do raio. A substância percorre o corpo e é eliminada pelas células sadias em 36 horas. As células cancerosas retêm a substância por mais tempo. Ao ser iluminada pelo *laser*, a droga provoca uma reação química letal para as células tumorais.

5. Psoríase. A psoríase é uma dermatose crônica que se caracteriza pela rápida proliferação de camadas da pele. A exposição da pele a raios ultravioleta danifica a pele impedindo sua rápida proliferação.

Além destas aplicações diretas, temos ainda os métodos espectrométricos. Espectroscopia é um termo geral para a ciência que estuda a interação dos diferentes tipos de radiação com a matéria. Existe um grande número de técnicas espectroscópicas, mas nesta aula discutiremos apenas três exemplos importantes: espectrofotometria ultravioleta e visível, espectroscopia do infravermelho e ressonância magnética nuclear.

Espectrofotometria ultravioleta e visível

Quando um objeto colorido é iluminado com luz branca, os pigmentos neste material refletem ou transmitem somente nos comprimentos de ondas que observamos. O que acontece com os comprimentos de onda que não são refletidos ou transmitidos? Estes comprimentos de onda são absorvidos pelos pigmentos, e o que vemos é a luz branca menos a fração absorvida. Portanto, as folhas são verdes porque transmitem ou refletem o verde e absorvem na faixa do azul e na faixa do vermelho.

RITMO CIRCADIANO

Ritmo espontâneo que se manifesta, de acordo com o momento do dia, por variações periódicas das funções biológicas.

Um espectrofotômetro é um aparelho capaz de incidir luz monocromática (apenas um comprimento de onda) sobre uma amostra e de medir a intensidade de luz incidente e a intensidade de luz transmitida. Estes dois valores podem ser utilizados para determinar a absorbância de uma solução em uma faixa de comprimentos de onda. Atualmente, todos os equipamentos fornecem diretamente o valor da absorbância.

Veja na **Figura 11.1**, o espectro de absorção de uma solução de clorofila.

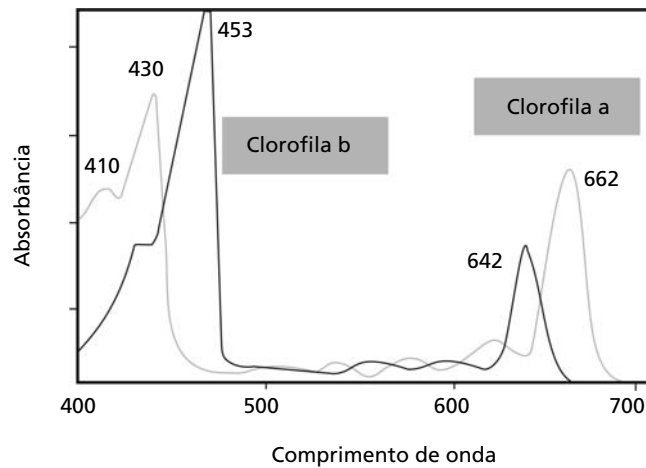


Figura 11.1: Espectro de absorção de uma solução de clorofila.

A absorbância depende da concentração da amostra e, portanto, podemos reconhecer uma grande utilidade para as medidas de absorção (espectrofotometria): a possibilidade de medirmos a concentração de uma solução.

A lei que é a base de tais medidas decorre da combinação de duas observações:

1. Quanto maior o caminho percorrido (l) pela luz através de uma solução, maior a proporção de luz que é absorvida. Mais precisamente, verifica-se que a absorbância (A) de uma solução é diretamente proporcional ao caminho percorrido.

2. Quanto maior a concentração da amostra, maior a proporção de luz que é absorvida. Novamente, verifica-se que a absorbância é diretamente proporcional à concentração (c) da substância absorvente na solução. Esta observação é válida para baixas concentrações do soluto. Quando a concentração é muito alta, ocorrem interações entre as moléculas e não existirá uma relação diretamente proporcional.

Estas duas observações experimentais podem ser combinadas em uma relação simples, conhecida como lei de Beer-Lambert:

absorbância = constante \times caminho-percorrido \times concentração
ou,

$$A = a l c$$

onde a é uma constante de proporcionalidade, chamada absortividade. A magnitude de a é claramente dependente das unidades usadas para l e c . Se l for dado em cm e c em g/L, a absortividade será expressa em $\frac{\text{L}}{\text{g cm}}$. Quando a concentração for expressa em mol/L (concentração molar, c_m), a constante será a absortividade molar (ϵ), expressa em $\frac{\text{L}}{\text{g cm}}$.

$$A = \epsilon l c_m$$

A absortividade não depende do tamanho da amostra nem de sua concentração, mas do comprimento de onda, que deve ser especificado.

Portanto, se você conhece a absortividade de uma substância, você pode facilmente calcular a sua concentração através de medidas de absorbância.

Examinando a **Figura 11.1**, você pode perceber que para muitos comprimentos de onda o valor de absorbância será muito baixo mesmo para amostras concentradas. Portanto, para que tenhamos maior sensibilidade na medida, devemos escolher um comprimento de onda que corresponda a um pico de absorção.

Existe um método alternativo para encontrarmos concentrações, o qual não requer o conhecimento do valor de absortividade. Podemos medir os valores de absorbância em um intervalo de concentrações para encontrarmos uma curva de calibração ou curva padrão.

Por exemplo, suponha que as seguintes leituras de absorbância tenham sido obtidas para as respectivas concentrações:

Tabela 11.1: Valores de absorbância para diversas concentrações

Concentração (mg/mL)	Absorbância
2,0	0,182
4,0	0,294
6,0	0,319
8,0	0,508
10,0	0,650

Com esses valores podemos construir o gráfico apresentado na **Figura 11.2**.

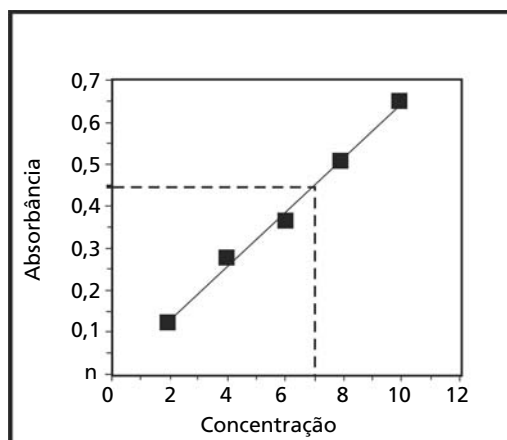


Figura 11.2: Curva padrão absorvância x concentração, que permite a determinação de concentrações desconhecidas.

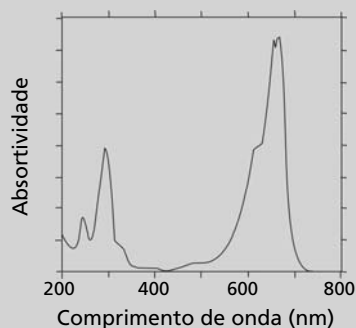
Então, de posse de uma amostra de concentração desconhecida e que desejamos determinar, podemos efetuar a leitura da absorvância e com a ajuda do gráfico, encontrar a concentração. Por exemplo, se a leitura de absorvância for de 0,45, a concentração será de 7,0mg/mL. Você já utilizou esta metodologia para estudar a cinética enzimática da fosfatase alcalina (Bioquímica I, Aulas 22 e 23).

A espectrofotometria é um método importante para todos os ramos da Biologia, Bioquímica, Biotecnologia, Ciências da Saúde e do Meio Ambiente.



ATIVIDADE

- 2.a. Examine o espectro de absorção do composto mostrado na figura a seguir e tente prever a cor da solução.
- 2.b. Para uma boa determinação de uma curva padrão deste composto, qual o comprimento de onda que você usaria?



RESPOSTA COMENTADA

2.a. A cor que percebemos de uma substância corresponde aos comprimentos de onda que não são absorvidos. O composto absorve fortemente do vermelho até aproximadamente o verde, portanto, este composto tem claramente uma coloração azul. O composto é o azul de metileno, muito usado como corante ou como anti-séptico.

2.b. Para detectarmos quantidades ínfimas deste composto em solução é mais adequado utilizarmos o comprimento de onda onde ocorre o máximo de absorção: aproximadamente 660nm. Neste comprimento de onda, o espectrofotômetro tem maior sensibilidade, pois existe uma grande variação entre a intensidade de luz incidente e a intensidade de luz transmitida.

Aplicações forenses

Diferentes comprimentos de onda são também extensivamente utilizados em aplicações forenses. Fluidos corporais como saliva, fluidos vaginais e sêmen são naturalmente fluorescentes quando iluminados com luz ultravioleta. Você certamente já assistiu a algum filme em que a cena do crime é examinada com uma luz negra ou azulada que revela os fluidos corporais como manchas brilhantes. Como o sangue absorve fortemente na faixa do azul, seus resíduos aparecem como manchas escuras quando iluminados com luz azul, mesmo após tentativas de eliminação que os tornem invisíveis quando iluminados com luz branca.

A espectroscopia do infravermelho (IR, do inglês, *infrared*) também é uma poderosa técnica com aplicações forenses e em pesquisa básica, pois permite a detecção de quantidades mínimas (traços) de substâncias químicas como drogas, venenos e explosivos.

Todos os átomos em uma molécula vibram incessantemente com uma frequência característica das ligações químicas que participam. Esta frequência cai normalmente na faixa do infravermelho e, portanto, se um fóton infravermelho atinge um grupo de átomos na sua frequência natural de oscilação, ele será provavelmente absorvido. Observe que, em contraste com a espectroscopia ultravioleta ou visível, não ocorrem transições eletrônicas, mas somente um aumento da energia vibracional das moléculas, mas o espectro pode ser obtido de forma análoga.

O espectro IR apresenta um número maior de picos estreitos, o que permite uma identificação clara das substâncias. Na **Figura 11.3** você encontra a absorbância IR da acetona em estado líquido.

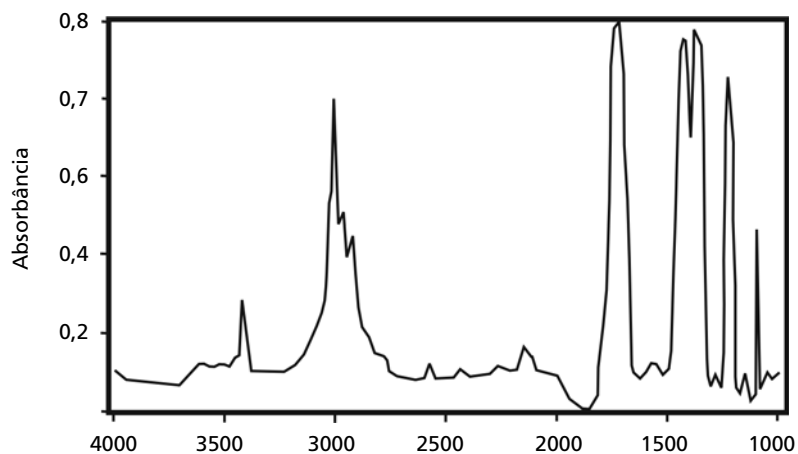


Figura 11.3: Espectro infravermelho da acetona em estado líquido.

Alguns animais, como algumas espécies de cobra, também são capazes de detectar radiação infravermelha para “ver”, na ausência total de luz visível, pequenos mamíferos de corpo quente, como os ratos. Este assunto será abordado mais à frente na aula “Biofísica da visão”.

Ressonância magnética nuclear

A ressonância magnética nuclear (RMN ou NMR, do inglês, *nuclear magnetic resonance*) está baseada na medida de absorção da radiação eletromagnética na região de rádio-frequência de cerca de 4 a 900MHz. Diferentemente das absorções no ultravioleta e visível, os núcleos dos átomos, e não os elétrons externos, estão envolvidos no processo de absorção.

O fenômeno foi observado pela primeira vez em um material sólido (cera de parafina) na Universidade de Harvard no dia 15 de dezembro de 1945, um sábado à noite. Edward Mills Purcell, Henry C. Torrey e Robert V. Pound observaram que certos átomos podiam absorver radiação eletromagnética na forma de ondas de rádio. Hoje, o NMR é uma das mais poderosas técnicas analíticas disponíveis, e tem inúmeras aplicações:

a. determinação da estrutura molecular de moléculas orgânicas sintéticas ou extraídas;

b. determinação da estrutura tridimensional de proteínas, ácidos nucleicos, carboidratos e outras macromoléculas;

c. uma vez que a estrutura tenha sido determinada, o NMR pode ser utilizado para o estudo das propriedades dinâmicas destas moléculas em solução, tais como mudanças conformacionais, difusão ou solubilidade.

d. além dos estudos espectroscópicos, o NMR pode ser utilizado para gerar imagens tomográficas (ver Aula 10, onde discutimos tomografia por raios X) de organismos vivos (tomografia NMR ou MRI, do inglês, *magnetic resonance imaging*).

e. além das imagens estruturais dos tecidos vivos, hoje é possível hoje obtermos imagens funcionais. Nos últimos anos, a Ressonância Magnética Funcional (RMF) se estabeleceu como uma das ferramentas mais poderosas, rápidas e eficazes no campo da Neurociência, permitindo o mapeamento das regiões mais ativas do cérebro, por exemplo, após ou durante determinados estímulos sensoriais.

Para que possamos compreender como o processo de absorção nuclear ocorre e como essa técnica chegou a tantas aplicações excepcionais, devemos primeiramente compreender algumas propriedades do núcleo dos átomos.

O núcleo atômico na presença de campos magnéticos

As partículas subatômicas, como os prótons, nêutrons e elétrons, comportam-se em um campo magnético externo como pequenos magnetos (ímãs, os quais apresentam um pólo sul e um pólo norte). Essa característica deve ser compreendida como mais uma propriedade das partículas, chamada spin, assim como massa e carga elétrica.

Os núcleos atômicos, compostos de nêutrons e prótons, comportam-se da mesma forma (em geral, é necessário um número ímpar de

prótons ou nêutrons, para que os ímãs elementares não se cancelem). Na **Tabela 11.2**, você encontrará alguns exemplos de núcleos magnéticos e não-magnéticos.

Tabela 11.2: Exemplos de núcleos magnéticos e não-magnéticos

Núcleos magnéticos	Núcleos não-magnéticos
hidrogênio (^1H)	carbono (^{12}C)
deutério (^2H)	oxigênio (^{16}O)
carbono (^{13}C)	

Na Aula 7, você aprendeu que o elétron de um átomo de hidrogênio circula em orbitais caracterizados por níveis quantizados de energia. Os elétrons, após uma excitação (transição para um nível de energia mais alta após a absorção de um fóton), voltam aos estados de menor energia por emissão de um fóton.

Como qualquer magneto, a agulha de uma bússola, por exemplo, um núcleo magnético tende a se orientar às linhas de um campo magnético externo. Se retirarmos a agulha de uma bússola da sua posição de equilíbrio, ela voltará ao ângulo inicial assim que for solta, de forma análoga aos elétrons retirados do seu estado de menor energia. Um núcleo magnetizado em um campo externo também absorve e emite radiação eletromagnética de forma quantizada. O núcleo do átomo de hidrogênio, por exemplo, apresenta apenas dois níveis de energia em um campo magnético externo: o nível de menor energia corresponde à orientação paralela e o nível de maior energia, à orientação antiparalela (**Figura 11.4**). Esse comportamento equivaleria à agulha da bússola poder ficar em apenas duas orientações: no sentido do campo da Terra, ou contrário a ele, mas em nenhum outro ângulo intermediário.

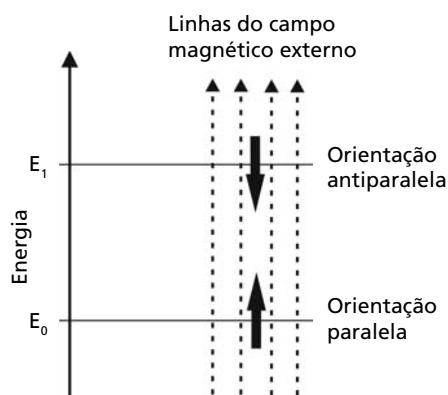


Figura 11.4: Níveis de energia de um núcleo de hidrogênio em um campo magnético externo. Orientação paralela de um magneto é definida como aquela em que a magnetização se orienta no mesmo sentido do campo externo e antiparalela é a orientação no sentido contrário.

Como nas transições eletrônicas, transições entre os níveis de energia E_0 e E_1 podem ocorrer por absorção ou emissão de radiação eletromagnética de frequência que obedeça à relação:

$$h\nu = E_1 - E_0$$

onde h é a constante de Planck.

A diferença de energia entre os dois estados, $E_1 - E_0$, é característica para cada núcleo atômico e, também, proporcional à intensidade do campo externo. Para um átomo de hidrogênio em um campo magnético intenso de 9,5T (**TESLA**), a frequência será de 400MHz (uma frequência típica de ondas de rádio). Nas mesmas condições, um núcleo do isótopo-13 do carbono, ^{13}C , absorve e emite radiação com frequência de 100MHz.

Construindo um espectrômetro RMN

Um campo magnético homogêneo e intenso pode ser conseguido com solenóides (bobinas), como o mostrado na **Figura 11.5**. No interior do solenóide colocaremos a amostra e uma antena transmissora e uma receptora, as quais são, também, pequenos solenóides que envolvem a amostra. A antena emite um breve pulso de radiofrequência, que, se absorvido pelos núcleos da amostra que estavam na orientação paralela, passarão para a orientação antiparalela (E_1). Após a emissão do pulso, a antena receptora detecta a radiação de mesma frequência emitida pelos núcleos que voltam ao estado fundamental E_0 (orientação paralela).

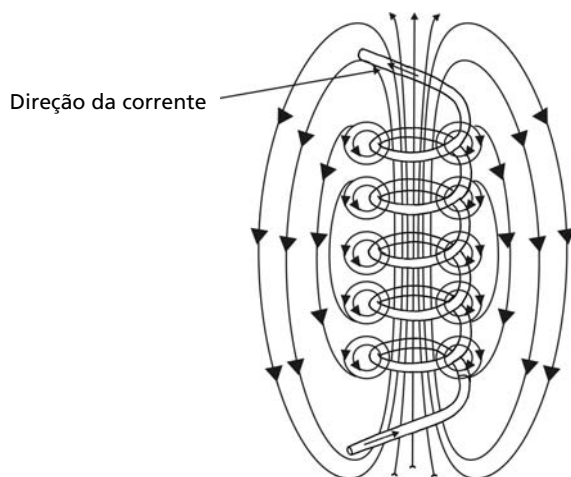


Figura 11.5: Uma bobina transportando intensa corrente elétrica gera um forte campo magnético no seu interior.

TESLA

A unidade de medida do campo magnético é o Tesla (T). O campo magnético da Terra, por exemplo, é de aproximadamente $5 \cdot 10^{-5}\text{T}$; já os ímãs comuns que você conhece geram campos de aproximadamente 1T.

Suponha que o campo externo permaneça constante, mas que a antena transmita e receba frequências em uma faixa bastante larga: 50-500MHz. Se a amostra for composta apenas por átomos de hidrogênio e carbono-13, apenas as frequências de 100 e 400MHz serão absorvidas e reemitidas para a antena. Portanto, a antena receptora detecta a emissão em apenas duas frequências, gerando o espectro de emissão com apenas dois picos mostrado na **Figura 11.6**.

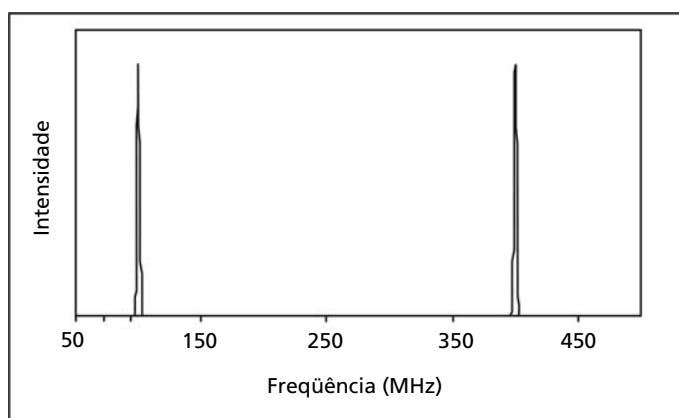


Figura 11.6: Espectro NMR de uma amostra composta por núcleos de ^{13}C e ^1H . A intensidade de radiofrequência emitida pela amostra é captada pela antena receptora, após um pulso de radiofrequência em uma faixa de 50-500MHz.

Até agora, a única utilidade para o espectrômetro (o conjunto de três bobinas) é a detecção dos diferentes átomos que compõem a amostra. O exemplo anterior é meramente didático, mas nos permite compreender um primeiro espectro NMR. A primeira aplicação importante do NMR será possível após compreendermos que átomos de hidrogênio, ligados a diferentes grupos químicos em uma molécula, podem ser diferenciados. Por exemplo, na molécula do etanol ($\text{CH}_3\text{-CH}_2\text{-OH}$), poderemos identificar três “diferentes” hidrogênios.

Deslocamento químico

A frequência de radiofrequência que é absorvida por certo núcleo é afetada pelo seu ambiente químico, isto é, pelos átomos que estão nas proximidades. Os elétrons que orbitam os núcleos dos átomos vizinhos aos núcleos dos átomos de hidrogênio geram pequenos campos mag-

néticos, que se superpõem ao campo magnético externo, modificando o campo que é percebido pelos núcleos de hidrogênio. Assim, como a radiofrequência absorvida depende da intensidade do campo magnético, átomos de hidrogênio que estejam ligados aos grupos $-\text{CH}_3$, $-\text{CH}_2-$ ou ao grupo hidroxila, $-\text{OH}$, absorverão em três frequências diferentes.

Se tomarmos como referência os átomos de hidrogênio do tetrametilsilano (TMS), $(\text{CH}_3)_4\text{Si}$, os outros núcleos de hidrogênio, ligados a diferentes grupos químicos, apresentarão diferenças na frequência de absorção, que podem ser medidas como uma variação relativa (δ) entre a frequência de absorção observada e a frequência de referência (em partes por milhão, ppm).

$$\delta = \frac{\nu - \nu_{\text{ref}}}{\nu_{\text{ref}}} 10^6$$

δ é chamado deslocamento químico e, para prótons, assume valores de 1 a 13.

Na **Figura 11.7**, você encontra o espectro NMR do etanol ($\text{CH}_3-\text{CH}_2-\text{OH}$). Os prótons (núcleos dos átomos de hidrogênio) dos diferentes grupos químicos absorvem em frequências características aos grupos químicos. Você pode perceber que o pico de absorção dos prótons do grupo metílico (CH_3-) se desdobra em três picos muito próximos. Chamamos esse desdobramento de estrutura hiperfina, o qual ocorre pela proximidade dos dois prótons do grupo metilênico ($-\text{CH}_2-$).

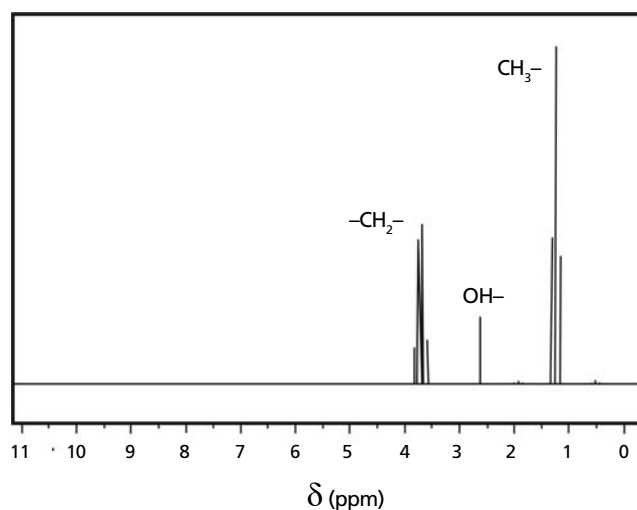


Figura 11.7: Espectro NMR do etanol.

A estrutura hiperfina associada aos prótons do grupo metílico decorre da presença dos dois prótons desse grupo metilênico. Os prótons desse grupo podem estar ambos na orientação paralela ao campo externo (**Figura 11.4**), ambos na orientação antiparalela, ou em orientações contrárias. Estas três diferentes possibilidades alteram minimamente o campo local percebido pelos três prótons do grupo metílico, levando ao surgimento de três picos muito próximos.

Portanto, além de identificarmos os grupos presentes, podemos avaliar a proximidade entre eles. A partir destas duas possibilidades que o espectro proporciona, podemos descobrir a estrutura molecular de um composto desconhecido.

Como podemos utilizar o NMR para definir a estrutura terciária de uma proteína?

O efeito da magnetização de um núcleo sobre os núcleos vizinhos, que foi discutido anteriormente, ocorre tanto para núcleos nas ligações químicas adjacentes (como entre prótons do mesmo aminoácido) como para núcleos que estejam próximos somente devido à conformação espacial da proteína (**Figura 11.8**).

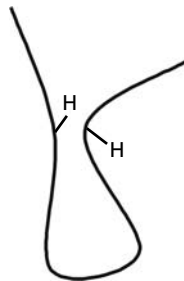


Figura 11.8: Esquema de uma proteína que apresenta dois núcleos distantes dentro da sequência primária, mas que se situam próximos devido à conformação tridimensional da proteína.

A proximidade entre os núcleos faz com que a excitação (transição da orientação paralela para a antiparalela) de um deles seja transmitida para o outro. Como consequência, quando a antena transmissora emite em uma frequência específica, que somente pode ser absorvida por um determinado núcleo, a antena receptora captará diversas outras frequências, características dos núcleos próximos. Desta forma, a estrutura tridimensional é construída como um complexo quebra-cabeça.

Como podemos utilizar a ressonância magnética nuclear para a produção de imagens?

Sabemos que diferentes tecidos têm diferentes quantidades de água, proteínas e lipídios, portanto, eles têm também diferentes quantidades de átomos de hidrogênio. Se a antena transmissora irradiar na frequência de absorção dos prótons, os tecidos com mais hidrogênios absorverão e reemitirão maior quantidade de radiação.

Pictoricamente, podemos imaginar os tecidos mais hidratados como mais brilhantes do que os menos hidratados. Entretanto, a bobina receptora não tem como diferenciar diretamente essas diferentes regiões, já que ela detecta um sinal global proveniente de todas as regiões da amostra.

Na **Figura 11.9.a**, você encontra, de forma esquemática, um tomógrafo NMR, onde podemos ver os magnetos cilíndricos que produzem o campo magnético e a posição do paciente.

A frequência de absorção e emissão depende do campo magnético, assim, se utilizarmos um campo magnético com intensidade variável no espaço (gradiente de campo), como mostrado na **Figura 11.9.b**, podemos selecionar no espectro de emissão a radiação proveniente de apenas uma fatia da amostra (em grego, *tomos* significa secção).

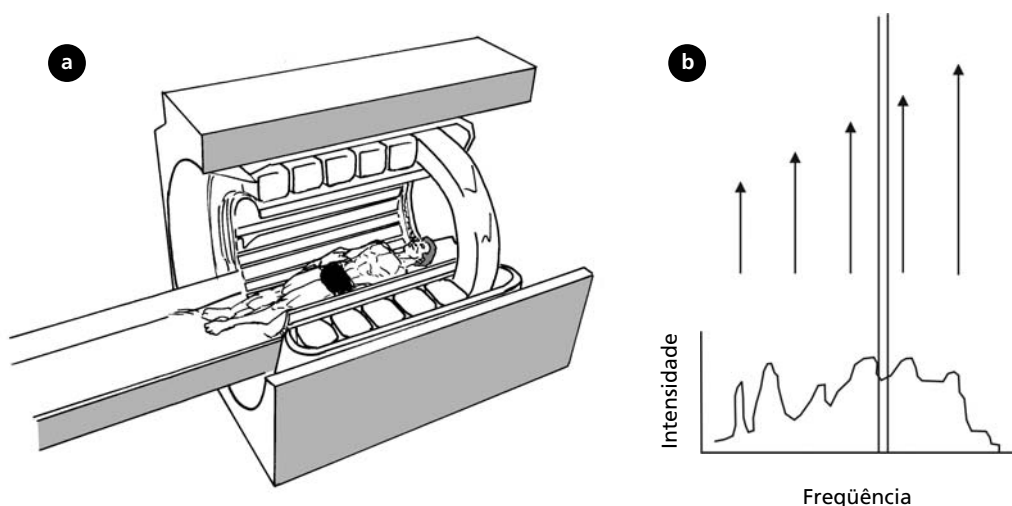


Figura 11.9: (a) Diagrama de um tomógrafo NMR, mostrando os magnetos cilíndricos que produzem o campo magnético. As bobinas transmissoras e receptoras de radiofrequência não estão representadas. (b) Um gradiente de campo magnético (setas de comprimento variável indicam campo magnético de intensidade variável) permite que, ao escolhermos um valor de frequência, selecionemos o sinal emitido por apenas uma secção transversal de uma amostra.

O próximo passo será diferenciar as diferentes regiões dentro desta secção. Um segundo gradiente de campo magnético pode agora ser aplicado no plano da secção em diferentes ângulos, como mostrado na **Figura 11.10**. Para simplificar a reconstrução da imagem, mostramos os picos do espectro que correspondem apenas aos três círculos brancos mostrados na tomografia. Observe que os picos mais intensos correspondem à soma dos sinais dos círculos que se encontram em regiões de mesmo campo magnético. Os círculos que se encontram em regiões de campo mais intenso emitem radiação em frequência maior.

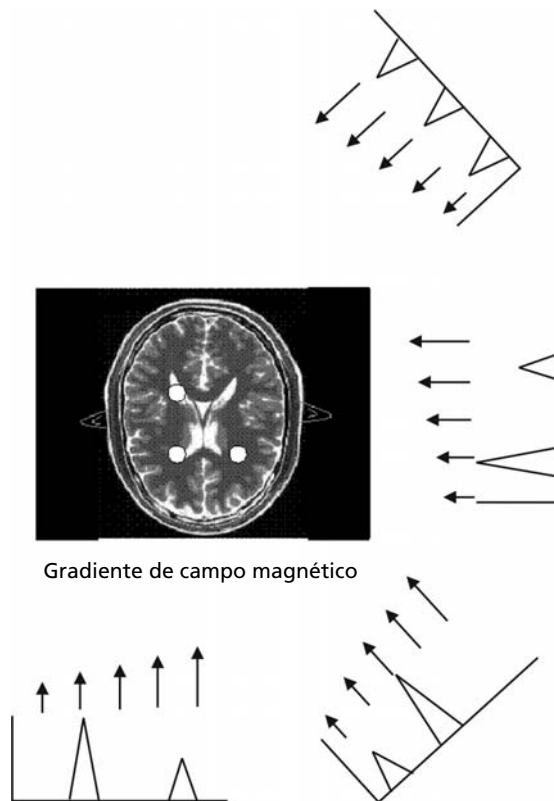


Figura 11.10: Tomografia NMR de uma seção transversal do cérebro. Nos espectros estão representados apenas os sinais provenientes dos três círculos brancos. Cada espectro foi obtido com um gradiente diferente, como indicado. Apenas de posse dos espectros, é possível reconstruir a disposição espacial dos círculos de forma única. A reconstrução da imagem completa, como apresentada, segue o mesmo princípio, mas calcula a posição, não de três, mas de milhares de pontos. Esses cálculos não seriam viáveis sem o uso de computadores.

Na Aula 10 desta disciplina você aprendeu como uma imagem tomográfica pode ser adquirida com o uso de raios X: incidimos um feixe de raios X em diversos ângulos e, ao combinarmos as diversas sombras, obtemos a imagem do interior do objeto. Com a ressonância magnética nuclear, de forma análoga, devemos captar a radiação emitida com o gradiente em diversos ângulos. Os espectros são, portanto, como as sombras obtidas com raios X, apesar de ter uma natureza diversa, e a reconstrução da imagem é análoga. Considera-se, em geral, que as imagens MRI superam em qualidade as imagens de tomografia por raios X para tecidos moles, mas ambas as técnicas estão em constante aprimoramento, em uma saudável competição.

Observando o cérebro em ação com a ressonância magnética funcional

Há mais de cem anos sabemos que a atividade neural está intimamente relacionada com mudanças locais no fluxo sanguíneo e na oxigenação do sangue. Quando as células nervosas estão ativas, elas consomem o oxigênio transportado pela hemoglobina das células vermelhas dos capilares próximos. Como resposta a esse consumo de oxigênio, rapidamente, em um intervalo de tempo de 1-5 segundos, ocorre um aumento no fluxo sanguíneo para esta região. O pico desta resposta ocorre em 4-5 segundos e cai novamente aos níveis normais. Esse fluxo aumenta a proporção da forma oxigenada em relação à forma desoxigenada da hemoglobina, além de alterar também o volume sanguíneo local.

Se pudermos detectar essa alteração na proporção das duas formas da hemoglobina em uma imagem de NMR, estaremos observando, indiretamente, a atividade neural em um cérebro vivo. Felizmente, porque as duas formas têm comportamento magnético diferente, isso é possível: diferentes proporções alteram levemente o campo magnético local, e, portanto, o contraste na imagem.

O exame de ressonância magnética funcional consiste em adquirir uma série de imagens do cérebro em períodos em que o paciente está em repouso e em períodos em que o paciente sofre um estímulo, por exemplo, em partes motoras do corpo. Posteriormente, a aplicação de técnicas de processamento de imagens permite o mapeamento das áreas do cérebro responsáveis pelo controle da região do corpo que foi estimulada.



ATIVIDADE

3. Quais são os conceitos fundamentais que permitem compreender as diversas aplicações da ressonância magnética nuclear?

This image shows a single sheet of white paper with horizontal blue or grey ruling lines. The lines are evenly spaced and run across the width of the page. There is no handwriting or other markings on the paper.**RESPOSTA COMENTADA**

Com maior ou menor nível de precisão e de detalhes, podemos enumerar:

1. Alguns átomos têm núcleos magnéticos, por exemplo, o hidrogênio, abundante em compostos orgânicos.
2. Núcleos magnéticos, quando em um campo magnético externo, podem absorver fótons de radiofrequência e passar para estados excitados. A frequência absorvida é proporcional à intensidade do campo magnético.

3. Após a excitação, estes núcleos emitem na mesma radiofrequência, que pode ser detectada por antenas próximas à amostra. A detecção da radiação emitida revela os núcleos magnéticos presentes na amostra.

4. O ambiente químico altera o campo magnético e, portanto, a frequência de absorção dos núcleos. Este fato possibilita o reconhecimento de diferentes grupos químicos em uma amostra.

5. Diferentes tecidos têm diferentes quantidades de prótons (núcleos do átomo de hidrogênio) e, portanto, emitem em diferentes intensidades (brilho). O uso de gradientes de campo magnético possibilita a localização espacial das regiões de maior ou menor brilho, o que viabiliza a aquisição de imagens.

6. Regiões ativas do cérebro apresentam diferentes concentrações de oxi- e desoxi-hemoglobina em relação àquelas em atividade basal. Como estas duas espécies químicas têm comportamento magnético diferente, as regiões ativas podem ser identificadas em uma imagem NMR. Portanto, podemos mapear regiões do cérebro associadas a diferentes estímulos.

CONCLUSÃO

Com esta aula, encerramos uma sequência de cinco aulas onde você aprendeu que raios gama, raios X, luz, radiação térmica e ondas de rádio possuem uma única natureza: são, todos, ondas eletromagnéticas, e se diferenciam somente pelo comprimento de onda. A forma diversa com que percebemos essas diferentes radiações, decorre do fato que, para diferentes comprimentos de onda, elas interagem com a matéria de forma muito diferente.

As poucas aplicações das radiações não-ionizantes mostradas nesta aula pretendem apenas oferecer alguns exemplos importantes às áreas da medicina e da pesquisa básica moderna. Em outras disciplinas, você encontrou vários outros exemplos, tais como a imunofluorescência (Grandes Temas, Aula 22 e Biologia Celular II, Aula 3), que, usando a conjugação de compostos fluorescentes a anticorpos, permite a localização precisa de moléculas nas células ou de células em tecidos.

ATIVIDADE FINAL

Cite aplicações das radiações eletromagnéticas não-ionizantes em Biociências.

This image shows a blank sheet of white paper with horizontal ruling lines. The lines are evenly spaced and run across the width of the page. There are no margins, text, or other markings on the paper.**RESPOSTA COMENTADA**

Além das aplicações que você facilmente encontra neste texto: fototerapia, aplicações forenses, determinação de concentrações por espectrofotometria e as aplicações da ressonância magnética nuclear, você poderá facilmente encontrar muitas outras aplicações na internet, jornais que apresentem uma seção científica etc. Como exemplos, podemos citar: a) as notícias sobre os porcos fluorescentes (janeiro, 2006) que serão usados para o estudo de células-tronco, pois o caminho percorrido pelas células-tronco fluorescentes pode ser facilmente monitorado após sua administração em outros animais; b) imagens obtidas no espectro infravermelho podem detectar alterações na temperatura da superfície do corpo causadas por pequenos tumores; c) nos documentários sobre as guerras recentes, você encontrará inúmeros exemplos de imagens infravermelhas utilizadas para a localização de alvos à noite.

RESUMO

As radiações não-ionizantes compreendem as radiações ultravioleta (100-400nm), luz visível (400-760nm), infravermelho (760-10⁶nm), microondas e radiofrequências (300Hz a 300GHz) e radiações de frequência muito baixa (0-300Hz). Os efeitos das radiações não-ionizantes sobre os organismos vivos podem ser classificados em efeitos térmicos e não-térmicos. Os efeitos térmicos podem ter consequências secundárias, como a morte celular ou a catarata, e os controversos efeitos não-térmicos incluem teratogenicidade e alterações no sistema imunológico, nervoso e cardiovascular. Apesar dos potenciais efeitos danosos, as radiações não-ionizantes têm inúmeras aplicações em Biociências:

- Como exemplo de aplicação clínica, podemos citar a fototerapia, a qual já é extensivamente utilizada no tratamento de diversos distúrbios, como por exemplo: acne, icterícia, distúrbios do sono, câncer e psoríase.
- Como exemplo de aplicações forenses, podemos citar a luz ultravioleta, utilizada para evidenciar fluidos corporais e a luz azul para detectar resíduos de sangue em quantidades imperceptíveis sob iluminação usual. Um outro exemplo importante é a espectrofotometria infravermelha, capaz de identificar traços de drogas, venenos etc.
- Diferentes espectrofotômetros podem ser construídos para cada faixa de comprimento de onda. Cada equipamento pode ser utilizado para as mais diversas aplicações, dependendo da amostra em questão. A espectrofotometria UV-visível pode ser utilizada para a identificação de substâncias ou na determinação de concentrações. A ressonância magnética nuclear, uma técnica moderna e poderosa, ainda em rápido desenvolvimento, tem inúmeras aplicações na área médica e na pesquisa básica: determinação da estrutura molecular de compostos orgânicos; elucidação da estrutura tridimensional de macromoléculas; produção de imagens tomográficas de organismos vivos e o mapeamento das funções cerebrais.

INFORMAÇÃO SOBRE A PRÓXIMA AULA

Na próxima aula, iniciaremos um novo assunto: o comportamento dinâmico dos fluidos.

Princípios de Hidrodinâmica

Meta da aula

Apresentar os princípios gerais que governam o comportamento dos fluidos.

Após o estudo do conteúdo desta aula, você deverá ser capaz de:

- diferenciar a grandeza pressão da grandeza força;
- explicar como varia a pressão dentro de um fluido em equilíbrio;
- aplicar a equação da continuidade para fluidos em movimento;
- aplicar a equação de Bernoulli.

Pré-requisitos

Para acompanhar esta aula é necessário que você reveja as leis de Newton estudadas na Aula 5, Módulo 3, da disciplina Introdução às Ciências Físicas.

INTRODUÇÃO

No cotidiano, estamos cercados de situações que envolvem fluidos, isto é, líquidos ou gases, em repouso ou em movimento. Se respiramos o ar, se tomamos uma ducha ou um copo de água, se falamos ou simplesmente ouvimos, em todos esses casos, experimentamos um fluxo de líquidos ou de gases. Mais que isso, poderíamos lembrar que o sistema de fornecimento de nutrientes e de oxigênio para nossas células, nosso sistema circulatório, importa em fluxo de fluido. Poderíamos também citar uma boa quantidade de situações, nas quais não podemos ignorar a presença de fluidos, ainda que em repouso. Dois exemplos bastante emblemáticos são suficientes para destacar a necessidade de estudar esses sistemas: o útero materno, dentro do qual o feto se desenvolve imerso no líquido amniótico, e o olho, constituído de duas câmaras, cada uma delas preenchida com um tipo de líquido, o humor aquoso e o humor vítreo. Nesta aula, você terá oportunidade de estudar os princípios físicos que permitem compreender o comportamento de sistemas fluidos, sintetizados pela Hidrodinâmica. A importância desse estudo para o seu curso reside, principalmente, no fato que em sistemas biológicos muitas de suas funções e processos estão vinculados ao comportamento dinâmico de sistemas fluidos.

Sem, por exemplo, conhecer a grandeza pressão e sem saber como ela varia no interior de líquido, fica impossível compreender a importância da pressão ocular para a função da visão, ou a da pressão sanguínea no sistema circulatório, ou ainda a da pressão do líquido cérebro-espinhal para o sistema linfático.

Finalmente, um argumento introdutório sobre a necessidade de dedicarmos uma aula específica para estudar o comportamento de sistemas fluidos.

Como você sabe, a matéria pode apresentar-se em três estados distintos: sólido, líquido e gasoso. O estado sólido caracteriza-se pela forte ligação entre as moléculas constituintes, o que acaba por tornar um corpo sólido rígido, muito difícil de ser deformado. Dizemos, por isso, que um sólido resiste bem a forças aplicadas tangencialmente a suas superfícies. Já um líquido caracteriza-se por ligações moleculares fracas, o que permite que ele seja facilmente deformado. Além disso, um líquido, ainda que tenha um volume definido, não apresenta uma forma definida; ele assume a forma do seu continente. Um líquido não opõe resistência a forças aplicadas tangencialmente; sob a ação de tal força, chamada força de cisalhamento, o líquido flui ou escoar. Por fim, nos gases, a interação intermolecular é praticamente inexistente; eles não têm volume definido; eles ocupam todo o volume do continente. Eles também não opõem resistência a forças de cisalhamento. É essa diferença entre sólidos e fluidos que impõe uma abordagem especial a seu comportamento dinâmico.

PRESSÃO E DENSIDADE

Pressão e densidade são duas grandezas essenciais para entender o comportamento dos fluidos.

A noção de pressão é frequentemente confundida com a de força. Embora a pressão seja definida a partir da força, elas não significam a mesma coisa. A pressão é a relação entre a intensidade de uma força aplicada e a área sobre a qual ela atua:

$$P = \frac{F}{A}$$

Para entender tal diferença, imagine um bloco, na forma de um paralelepípedo, disposto sobre uma mesa, como você vê na **Figura 12.1**. A força exercida pelo bloco sobre a mesa é a mesma, qualquer que seja a forma como você o coloca: uma força vertical, de cima para baixo, igual a seu peso, cuja intensidade é dada pelo produto da massa pela aceleração da gravidade (mg). A pressão que ele exerce sobre a mesa, contudo, dependerá de como ele for apoiado sobre ela. Se for apoiado pela face maior, a pressão que ele exerce é menor que aquela que exerceria se fosse apoiado pela menor.

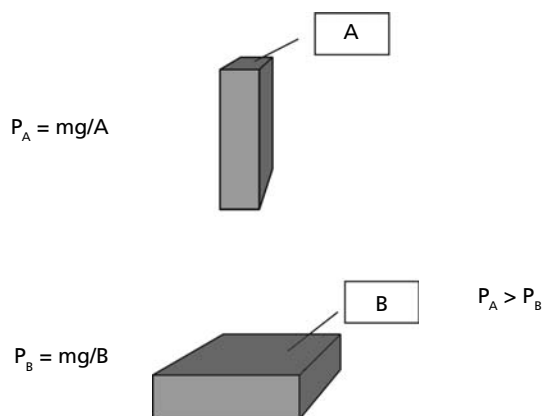


Figura 12.1: A pressão exercida por um bloco apoiado sobre uma superfície em duas situações distintas.

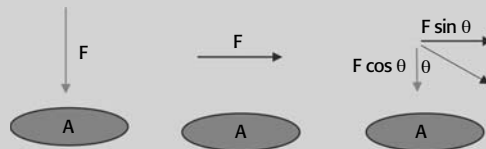
Você percebe então que a pressão é uma grandeza que nos dá informação mais sobre a forma como a força atua, do que, propriamente, sobre a intensidade dessa força. Em muitas situações, ter tal informação é bem mais importante. Em outros termos, isto significa dizer que existem situações nas quais a pressão se torna a variável mais importante de nossa observação.

Nos animais superiores, conhecemos vários sistemas em que a pressão desempenha um papel central. Em relação à saúde do homem, você, com certeza, ouve, freqüentemente, menções à grandeza pressão como parâmetro de controle para a prevenção e tratamento de doenças. A pressão sanguínea, por exemplo, serve para monitoramento da hipertensão arterial; já a pressão ocular, para o monitoramento do glaucoma e a pressão do líquido cérebro-espinhal, ou líquido, para aquele das afecções/traumatismos encéfalo-cranianos.



ATIVIDADE

1.a. Para as situações ilustradas a seguir, sabendo-se que o valor da força é F , diga quanto vale a pressão sobre a superfície de área A ;



1.b. Você pode refletir sobre a importância da pressão tomando como exemplo duas situações do cotidiano: descascar uma fruta e aplicar uma injeção. Explique por que, nestes casos, a pressão é mais importante.

[illegible]**RESPOSTA COMENTADA**

1.a. Para a primeira superfície, à esquerda da figura, a pressão vale F/A ; para a do meio, a pressão é zero e, na última, a pressão é devida à componente vertical da força. Sendo θ o ângulo que a força F faz com a direcção vertical, a pressão será $F\cos\theta/A$.

1.b. Se a faca que você usar for afiada, a área de contato com a fruta será menor e você poderá descascá-la usando uma força menor. No caso da injeção, pela mesma forma, uma agulha de ponta muito fina estará em contato com uma área pequena da pele; a força que você precisa fazer para introduzir a agulha, portanto, é menor.

A unidade de pressão no sistema MKS é o pascal (Pa); corresponde à força de 1N exercida sobre uma área de 1m².

A unidade mais conhecida, no entanto, é a atmosfera (atm), em razão da ação que o ar da atmosfera terrestre exerce ao nível do mar. Discutiremos a pressão atmosférica, mais adiante, depois que compreendermos o comportamento dos fluidos em repouso.

A densidade é uma medida da relação entre a massa e o volume de um corpo:

$$\rho = \frac{m}{V}$$

A densidade pode ser expressa em várias unidades: kg.m⁻³, no sistema MKS, g.cm⁻³, no sistema CGS, g.L⁻¹, no sistema internacional (SI).

Assim como a pressão, a densidade nos dá, antes, informação sobre como a massa se distribui no volume.

Os fluidos, diferentemente dos sólidos, não têm forma própria; caracterizam-se por assumir a forma dos seus contêineres, quando em repouso, e os contornos das vias por onde escoam. Sob tais circunstâncias, para descrever o seu comportamento, precisamos de grandezas que estejam aptas a fornecer informações em cada ponto do espaço que eles ocupam. A densidade e a pressão, mais que a massa e a força simplesmente, são grandezas apropriadas para isto.

HIDROSTÁTICA

O comportamento de líquidos, especialmente da água, e de corpos neles mergulhados, é objeto de observação e estudo desde a Antiguidade, no século III a.C. Deste contexto vem a expressão grega *eureka* que utilizamos sempre que, refletindo, com um estalo, encontramos a explicação para alguma coisa que desafia o nosso raciocínio.

Veja no box a seguir a lenda usada para relatar como Arquimedes descobriu o princípio que leva o seu nome.

O rei Hierão, conhecido como o Tirano de Siracusa, desconfiava ter sido enganado pelo ourives, a quem encomendara uma coroa de ouro maciço. Encarregou então Arquimedes de achar um jeito de verificar se efetivamente a coroa era inteiramente de ouro. Arquimedes era matemático e inventor genial, muito conhecido no século III a.C. Conta-se que Arquimedes refletia sobre o problema proposto por Hierão, enquanto tomava um banho de banheira. Ocorreu-lhe então que, ao deitar-se na banheira, a altura da água se elevava e a quantidade de água deslocada era equivalente ao volume do seu corpo. Ele achara a solução do problema! Sem se conter de felicidade, esqueceu que estava no banho, e saiu, nu, gritando *eureka, eureka* (Achei! Achei!).

Com Arquimedes, matemático e inventor grego, iniciou-se a Hidrostática; a parte da Física que estuda o comportamento dos líquidos em repouso. No seu famoso livro *Sobre os corpos flutuantes*, publicado naquele século, Arquimedes enunciou o princípio que leva o seu nome e explica por que corpos densos flutuam em líquidos, menos densos.

Segundo este princípio, todo corpo mergulhado num líquido, inteiramente ou parcialmente, sofre a ação de uma força vertical, dirigida para cima, que é igual ao peso do volume do líquido deslocado pelo corpo. Tal força recebe o nome de empuxo.

Mas a explicação da origem do empuxo, ou de por que ele surge, demorou quase dois milênios para aparecer. Nos séculos XVI e XVII, a Hidrostática se consolida como ciência, com os trabalhos do engenheiro hidráulico holandês, Simon Stevin (1548-1620), do discípulo de Galileu, Evangelista Torricelli (1608-47), e do filósofo francês, Blaise Pascal (1623-62).

Até Stevin trazer sua contribuição para a Hidrostática, em 1586, acreditava-se que a pressão exercida por um líquido sobre o fundo de seu recipiente era função do seu volume. Mais ainda, argumentava-se que, “obviamente”, para um conjunto de vasos, como os que você vê na **Figura 12.2** – de bases iguais e preenchidos até a mesma altura h com o mesmo líquido – naquele em que o volume do líquido contido fosse o maior, a força no fundo seria maior que nos dos outros, uma vez que o peso do correspondente ao volume maior seria maior.



Figura 12.2: Paradoxo hidrostático.

Stevin mostrou que a força exercida pelo líquido sobre a base era igual, não ao peso de todo o volume do líquido contido no vaso, mas apenas ao peso da coluna de líquido que se estende da base até a superfície do líquido, independente da forma que o vaso apresente. Este resultado de Stevin ficou conhecido como o paradoxo hidrostático. Em realidade, ele é um falso paradoxo. O fato de a força ser igual para vasos de volumes desiguais que têm bases iguais decorre somente do fato de a pressão exercida pelo líquido ser a mesma em todos eles. Pois a pressão exercida por um líquido em repouso, em um ponto, depende apenas da profundidade do ponto considerado, da densidade do líquido e da aceleração da gravidade. Ela não depende da massa total do líquido, nem do seu volume. Veja por quê.

Considere um vaso na forma de um paralelepípedo de altura h e base A , preenchido com um líquido de densidade ρ , como mostrado na Figura 12.3.

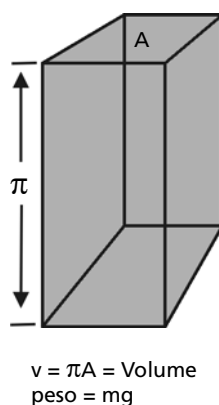


Figura 12.3: Pressão no fundo de um vaso contendo um líquido.

A pressão sobre o fundo é dada por

$$P = \frac{F}{A} = \frac{mg}{A} = \frac{\rho Vg}{A} = \frac{\rho Ahg}{A} = \rho gh$$

uma vez que a força é igual ao peso do líquido, a massa é o produto da densidade pelo volume e este, por sua vez, é o produto da área pela altura.

Este resultado foi a base para se explicar o comportamento da pressão num fluido em equilíbrio.

Se todo o fluido contido num recipiente estiver em equilíbrio é porque qualquer porção dele também está em equilíbrio. Considerando isto, tomemos então um elemento de volume situado no seu interior, de área A e altura Δz , como mostrado na **Figura 12.4**.

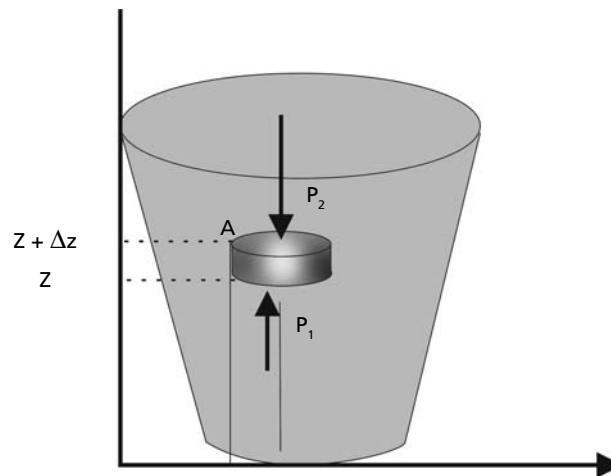


Figura 12.4

Sabemos que na face 1, situada no ponto $z=z_1$, existe uma pressão P_1 , e na face 2, situada no ponto $z_2=z_1+\Delta z$, a pressão é P_2 , diferente de P_1 . Este elemento de volume tem uma massa que é dada pelo produto da densidade do fluido pelo volume do elemento, $\rho A \Delta z$. Tal massa está sob a ação de três forças: o peso, apontando para baixo, devido à atração da Terra, e às forças devido às pressões nas faces 1 e 2. Na face 1, a força é dirigida para cima, devida à pressão que a parte inferior do líquido exerce sobre a superfície, e vale $P_1 A$. Já na face 2, a força, devido à pressão do líquido acima do elemento, é dirigida para baixo e vale $P_2 A$. Como o

elemento considerado está em equilíbrio, pela 2ª Lei de Newton, devemos ter a resultante dessas forças igual a zero, ou

$$\rho A \Delta z g + P_2 A - P_1 A = 0$$

Podemos eliminar A desta equação e mostrar que

$$P_2 - P_1 = -\rho \Delta z g$$

$$\Delta P = -\rho \Delta z g$$

$$\frac{\Delta P}{\Delta z} = -\rho g$$

Esta equação mostra que a pressão de um líquido diminui com a altura tomada a partir de um referencial. Ou, em outras palavras, que existe um gradiente de pressão em qualquer líquido situado no campo gravitacional da Terra.

Tal resultado pode ainda ser escrito, constatando que $\Delta z = z_2 - z_1$, como

$$P_2 - P_1 = -\rho g (z_2 - z_1)$$

$$P_2 = P_1 - \rho g (z_2 - z_1)$$

Você pode verificar que, se P_2 for um ponto na superfície livre de um líquido em repouso, esta última expressão leva ao resultado conhecido:

$$P = P_0 - \rho g h$$

onde P_0 é a pressão exercida pela atmosfera sobre a superfície livre do líquido.

Esses resultados explicam um outro princípio da Hidrostática, enunciado por Blaise Pascal. Segundo ele, qualquer outra pressão exercida sobre um líquido em repouso é transmitida por todo o fluido; em cada ponto do líquido a pressão hidrostática aumenta do mesmo valor daquela pressão.

Observe a última expressão obtida, onde aparece a pressão atmosférica, e verifique como nela o princípio está plenamente observado, pois, na profundidade h , a pressão está aumentada exatamente de P_0 . Ou seja, a pressão devida à camada de ar da atmosfera é transmitida para todos os pontos do líquido.

O princípio de Pascal tem muitas aplicações práticas que você conhece. Ele explica, por exemplo, como funciona o elevador hidráulico e os freios hidráulicos dos automóveis. Estes exemplos estão ilustrados na **Figura 12.5**.

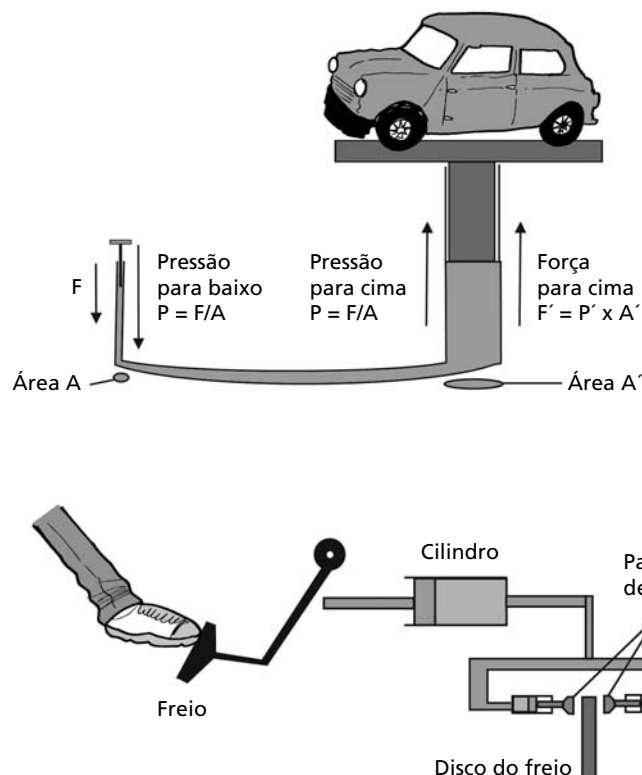


Figura 12.5: Elevador hidráulico e freios hidráulicos.

Também o princípio de Arquimedes é uma consequência da análise que acabamos de fazer. O empuxo, que é a força que equilibra o peso de um corpo, permitindo que ele flutue dentro de um líquido, é consequência da diferença de pressão que o fluido exerce sobre as partes do corpo. Nos pontos de maior profundidade, como você viu, a pressão é maior que em pontos de menor profundidade. Nestes pontos, a força é para cima. Logo, existe sobre o corpo uma força para cima maior que aquela para baixo devido à pressão.



ATIVIDADE

2. Explique o princípio de Arquimedes. Como ponto de partida de sua análise, substitua hipoteticamente o corpo que está imerso por um exatamente igual na forma e volume constituído do mesmo líquido no qual o corpo está imerso. Analise a situação de equilíbrio deste “corpo” de líquido.

RESPOSTA COMENTADA

O corpo real flutua, imerso num líquido a dada altura, porque a atração gravitacional da Terra, dirigida para baixo, seu peso, é equilibrada pelo empuxo, que, portanto, é dirigido para cima. O empuxo é a força resultante da diferença de pressões, acima e abaixo do corpo; elas não dependem do corpo mergulhado. Então, substitua o corpo real pelo hipotético de líquido. A força na parte superior aponta para baixo e, na inferior, para cima. Estas forças devidas à pressão, dadas por P_1A e P_2A , têm uma resultante que aponta para cima e é aquela que justamente equilibra a atração gravitacional da Terra sobre a massa do corpo de líquido de igual volume. Portanto, o empuxo é igual ao peso da massa do volume de líquido deslocado. Mas tal resultado nada mais é do que aquele que foi obtido anteriormente com as equações já vistas. Confira você mesmo. Veja que a resultante das forças devidas às pressões é $(P_1A - P_2A) = -\rho l A \Delta z g = -m l g$, onde ρl é a densidade e $m l$ é a massa do líquido.

A pressão atmosférica

A pressão que a camada de ar da atmosfera exerce sobre os objetos e sistemas, nela imersos e sobre a superfície da Terra foi medida experimentalmente, pela primeira vez, por Evangelista Torricelli, no século XVII. Um tubo de vidro, de cerca de 1m, contendo mercúrio, foi colocado, com sua extremidade aberta voltada para baixo, dentro de

uma cuba com mercúrio. Em lugar de escoar todo, o mercúrio no tubo estacionou a uma altura de 76cm da superfície do líquido na cuba, como mostrado na **Figura 12.6**.

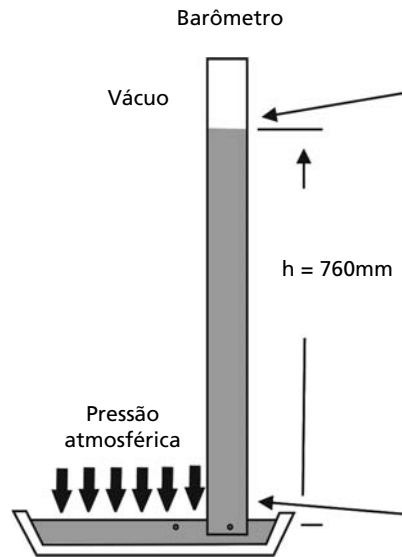


Figura 12.6: Barômetro de mercúrio.

Considerando dois pontos de mesma posição vertical da superfície do líquido na cuba, sendo um deles situado dentro do tubo, ele concluiu que a pressão atmosférica era igual à pressão exercida pela coluna de mercúrio no tubo, a qual, já se sabia, valia ρgh . A pressão atmosférica, atm, passou a ser considerada como uma unidade de medida. Ou seja, uma atm é aquela pressão que é numericamente igual ao peso de uma coluna de mercúrio de 76cm de altura e com secção transversal de área unitária.

A equivalência entre a unidade atm e outras unidades de pressão pode ser facilmente calculada, considerando-se a densidade do mercúrio, $13,6\text{gcm}^{-3}$. Entre o Pascal (Pa) e a atm a relação é dada por

$$1 \text{ atm} = \rho_{\text{Hg}} gh = \frac{13,6 \times 10^{-3} \text{ kg}}{10^{-6} \text{ m}^3} \frac{9,8 \text{ m}}{\text{s}^2} 0,76 \text{ m} = 1,1 \times 10^5 \text{ Nm}^{-2} = 1,1 \times 10^5 \text{ Pa}$$

Os resultados obtidos para a pressão em um líquido são válidos igualmente para a pressão atmosférica. Ela diminui com a altura pelas mesmas razões apontadas anteriormente.

O arranjo inventado por Torricelli é um barômetro, instrumento usado para medir a pressão na atmosfera.

Para a medida de pressão em gases confinados em reservatórios usa-se um instrumento denominado manômetro, que é constituído de tubo em U, preenchido com mercúrio, ou outro líquido de densidade conhecida. Uma extremidade do tubo é aberta, ficando em contato com a atmosfera, enquanto a outra é conectada ao reservatório, no qual se deseja medir a pressão. A medida desta pressão é feita relativamente à pressão atmosférica, sendo igual a ρgh , onde h é o desnível entre as superfícies do mercúrio nos dois ramos do tubo, como você pode ver na Figura 12.7.

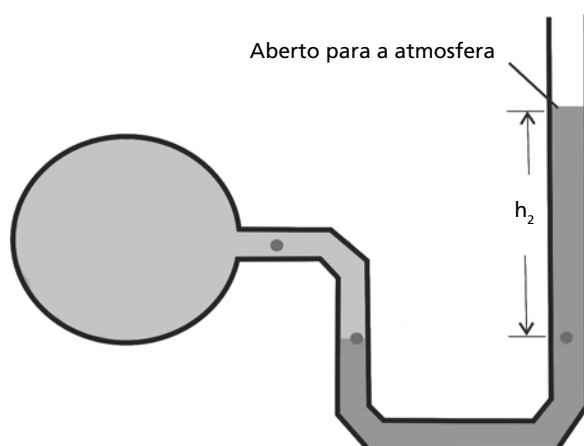


Figura 12.7: Manômetro: um tubo em 'U', contendo Hg. Uma extremidade fica em contato com a atmosfera (à direita) e a outra é acoplada ao recipiente dentro do qual se deseja medir a pressão (à esquerda). Dois pontos situados à mesma altura da base do tubo, no mercúrio, um em cada ramo, estão sujeitos à mesma pressão. No ramo esquerdo, tem-se a pressão do recipiente, P , e, no direito, $P_0 + \rho gh$; relativamente à pressão atmosférica a pressão no recipiente vale ρgh .



ATIVIDADE

3. Sabendo-se que a densidade do sangue vale $1,05 \times 10^3 \text{ kg m}^{-3}$, determine a diferença da pressão sanguínea entre a ponta da cabeça e a planta dos pés de um homem de 1,7m de altura em pé. Por que, ao se medir a pressão arterial de uma pessoa o aparelho deve estar à altura do coração?

RESPOSTA COMENTADA

Pelo que acabamos de estudar, a diferença da pressão sanguínea entre a cabeça e os pés deve ser igual a ρgh . Logo, fazendo os cálculos, $1,05 \times 10^3 \text{ kgm}^{-3} \times 9,8 \text{ ms}^{-2} \times 1,7 \text{ m}$, temos $1,7 \times 10^4 \text{ Pa}$.

Ao medir a pressão arterial, o esfigmomanômetro deve ser colocado na altura do coração para que as pressões medidas sejam próximas às da aorta. Se o colocássemos muito acima ou muito abaixo do coração, as pressões medidas seriam menores ou maiores que as da aorta, dada a altura dos correspondentes pontos em relação ao coração. Como você aprendeu, a pressão num líquido depende da altura do ponto considerado neste líquido.

HIDRODINÂMICA

Entender o comportamento dos fluidos em movimento é importante, conforme discutimos na Introdução desta aula, entretanto esta não é uma tarefa fácil. Um fluido é constituído de muitas moléculas, que executam movimentos aleatórios, colidindo freqüentemente com outras moléculas. Para acompanharmos e descrevermos o movimento de todas as suas moléculas seria necessário levar em consideração a ação entre todas elas, num tratamento estatístico. O que requer conhecimentos físicos e um tratamento matemático que estão fora do alcance desta disciplina; este não é o nosso alvo aqui.

Estamos interessados nos processos de fluxo de um fluido que ocorrem em escala macroscópica. A Hidrodinâmica se ocupa disso, ao fazer algumas aproximações e considerar a velocidade e a densidade em cada ponto do fluido, em lugar de procurar especificar a posição de cada partícula do fluido em função do tempo.

Vamos considerar que o escoamento do fluido é estacionário. Isto significa que, em qualquer ponto, a velocidade do fluido é sempre a mesma; isto é, a velocidade naquele ponto é constante, mas pode ser diferente da velocidade em outro ponto, que ali é também constante.

Vamos considerar, em segundo lugar, que o fluido é incompressível; ou seja, sua densidade é constante.

Em terceiro lugar, vamos considerar que o fluido não é viscoso. A viscosidade é análoga do atrito quando tratamos do movimento de sólidos.

Finalmente, consideraremos que o movimento do fluido é irrotacional. O que significa que, em qualquer ponto do fluido, não existe uma velocidade angular. Um fluido que escoa segundo essas características é chamado fluido ideal.

Equação da continuidade

Na **Figura 12.8**, você vê a ilustração do escoamento de um líquido ideal num canal cuja secção transversal em dois pontos distintos tem áreas distintas.

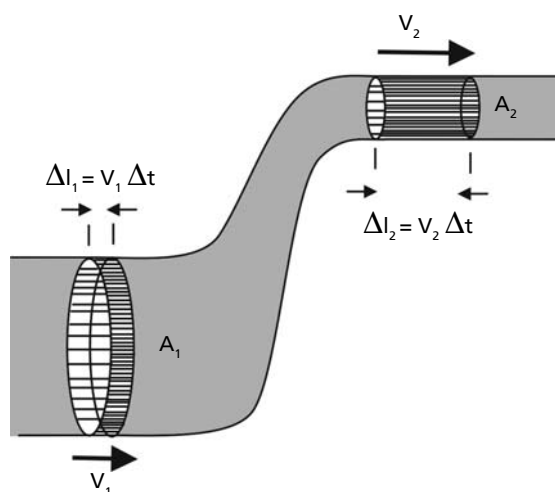


Figura 12.8: A conservação da massa no movimento de um fluido; equação da continuidade.

Foque sua atenção no volume do líquido compreendido entre as duas secções transversais indicadas. Este volume só depende da geometria e, portanto, ele é constante no tempo. Se ele é constante no tempo e o líquido que o atravessa é o mesmo, você conclui que a massa do líquido aí contida é a mesma, igual ao produto da densidade do líquido por este volume. Como se explica isso, se o líquido está em contínuo movimento? Observe que, num intervalo de tempo Δt , pela secção transversal de área A_1 , entrou no espaço considerado uma massa de líquido $\Delta m_1 = \rho \Delta x_1 A_1$. Pela secção transversal A_2 , no mesmo intervalo de tempo

Δt , saiu do mesmo espaço uma massa $\Delta m_2 = \rho \Delta x_2 A_2$. Para que a massa no interior do espaço não se altere, é necessário que a massa que entrou seja exatamente igual àquela que saiu; ou seja, $\Delta m_1 = \Delta m_2$. Isto implica que se tenha $\rho \Delta x_1 A_1 = \rho \Delta x_2 A_2$. Observe agora que Δx_1 é a distância percorrida pelo líquido, no intervalo Δt , com a velocidade v_1 , da mesma forma que Δx_2 é distância percorrida pelo líquido, no mesmo intervalo de tempo, ao sair pela secção A_2 , com velocidade v_2 . Então, $\Delta x_1 = v_1 \Delta t$ e $\Delta x_2 = v_2 \Delta t$. Conseqüentemente, temos que

$$\rho v_1 A_1 \Delta t = \rho v_2 A_2 \Delta t$$

ou

$$v_1 A_1 = v_2 A_2$$

Isto é, num escoamento estacionário, o produto da velocidade do fluido pela área da secção transversal, em cada ponto, é constante. A expressão obtida é conhecida como a equação da continuidade para fluidos. Ela é apenas uma conseqüência do princípio da conservação da massa. Ela traduz o fato de que, na ausência de fontes ou sorvedouros, a velocidade de um fluido incompressível em escoamento estacionário é inversamente proporcional à área da secção transversal do tubo.

A quantidade $\rho v A$ é chamada fluxo ou vazão. Ele é definido como a quantidade de líquido que atravessa uma secção transversal de área A por unidade de tempo ($\frac{\Delta m}{\Delta t} = \frac{\rho \Delta x A}{\Delta t} = \rho v A$).

Uma conseqüência da equação da continuidade é que, numa tubulação, onde haja um estrangulamento, o líquido flui com maior velocidade.

Embora tenhamos mostrado a equação da continuidade para um fluido incompressível, análise similar vale para a situação na qual a densidade do fluido varia de ponto para ponto. Neste caso, a expressão da equação continuidade é obtida como

$$\rho_1 v_1 A_1 = \rho_2 v_2 A_2.$$



ATIVIDADE

4. Qual seria a expressão da equação da continuidade para um líquido de densidade variável escoando por uma tubulação horizontal de mesma secção transversal? Interprete o resultado.

[illegible]

RESPOSTA COMENTADA

O caso particular de uma tubulação de secção transversal constante mostra um resultado interessante: a densidade do fluido e sua velocidade, em cada ponto, são inversamente proporcionais; isto é, $\rho_1 v_1 = \rho_2 v_2 = \text{cte}$. Isto significa que, se a densidade aumenta, a velocidade tem que diminuir. É o efeito análogo ao que você conhece no trânsito, quando mais carros procuram passar ao mesmo tempo por uma estrada engarrafada, mais a velocidade do fluxo diminui.

Equação de Bernoulli

Para obter a equação da continuidade usamos o princípio de conservação da massa para o movimento estacionário de um fluido ideal. Veja agora o que o princípio da conservação da energia nos fornecerá para um fluido em movimento num campo de força externa.

Consideremos o fluxo de um líquido ideal através de uma tubulação, como a mostrada na **Figura 12.9**, onde você constata que um trecho do tubo, de secção transversal A2, é mais elevado que o trecho de secção A1, sendo h a elevação relativa entre eles. Além disso, na **Figura 12.9**, no esquema inferior, está mostrado como a porção do fluido entre os pontos do trecho entre A1 e A2 deslocou-se no intervalo de tempo Δt .

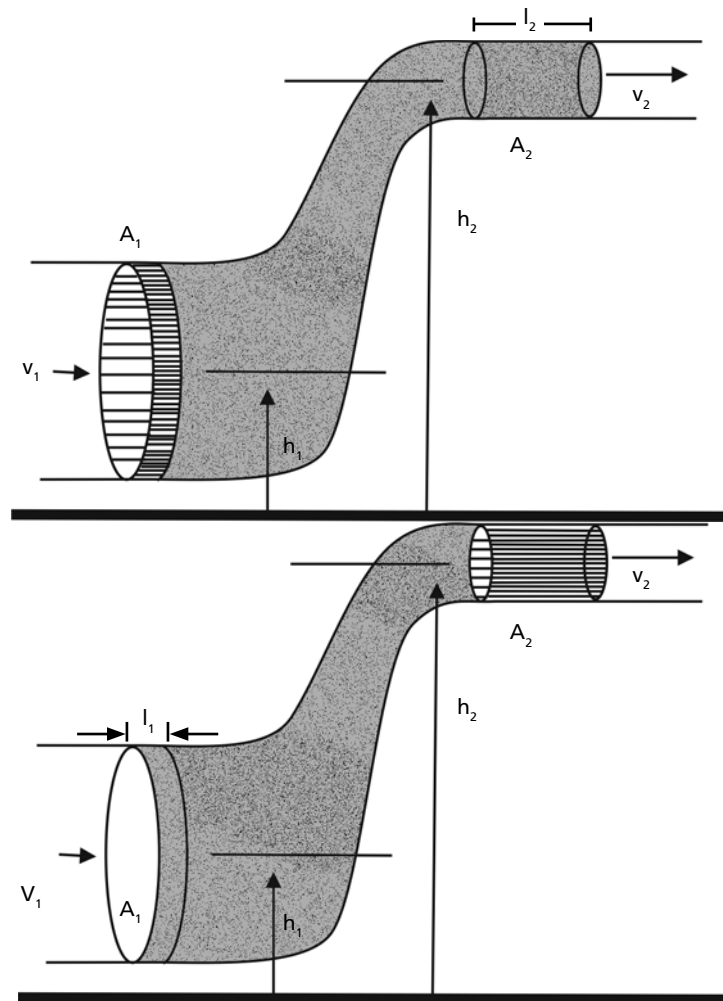


Figura 12.9: Escoamento estacionário no campo gravitacional.

Preste atenção no movimento desta porção do fluido que se deslocou, considerando que a massa do fluido está submetida à ação externa da atração gravitacional e das forças devidas às pressões no interior para aplicar os princípios da conservação da energia.

O teorema do trabalho-energia estabelece que num sistema submetido à ação de várias forças, a variação da sua energia cinética é igual ao trabalho da resultante dessas forças.

As forças atuando sobre a porção considerada são, na secção à esquerda, a força devida à pressão na secção A_1 , dirigida para dentro do volume, que vale, como você deve se lembrar, $P_1 A_1$; a força devida à pressão em A_2 , dirigida para dentro do líquido, que vale $P_2 A_2$, mostra-

das na **Figura 12.9**, e a força gravitacional que atua sobre a massa do elemento que se elevou de h .

No intervalo Δt , o trabalho realizado pela força da pressão P_1 , no elemento de massa, à esquerda, que se deslocou, com velocidade v_1 , de Δx_1 , vale $P_1 A_1 \Delta x_1$. O trabalho realizado pela força da pressão P_2 , no elemento de massa à direita, é negativo, pois a força está em oposição ao deslocamento de Δx_2 , e vale $-P_2 A_2 \Delta x_2$. Finalmente, o trabalho da força gravitacional sobre o elemento de massa Δm elevado de h , que é negativo, vale Δmgh . Observe que, o fluxo sendo estacionário, a porção contida entre as duas seções consideradas permanece constante e a quantidade Δm que entra em A_1 é a mesma que sai em A_2 .

Por outro lado, a energia cinética em A_1 vale $\Delta m v_1^2/2$ e em A_2 $\Delta m v_2^2/2$. Logo, aplicando o teorema, podemos escrever:

$$\Delta m \frac{v_2^2}{2} - \Delta m \frac{v_1^2}{2} = P_1 A_1 \Delta x_1 - P_2 A_2 \Delta x_2 - \Delta mgh$$

Porém, lembrando que $A_1 \Delta x_1$ e $A_2 \Delta x_2$ é o volume do elemento que se deslocou e que este é igual a $\frac{\Delta m}{\rho}$, sendo ρ a densidade do fluido, podemos reescrever a expressão anterior como

$$\Delta m \frac{v_2^2}{2} - \Delta m \frac{v_1^2}{2} = P_1 \frac{\Delta m}{\rho} - P_2 \frac{\Delta m}{\rho} - \Delta mg(y_2 - y_1)$$

onde, $h = y_2 - y_1$, sendo y_2 e y_1 as posições verticais dos elementos de massa nas seções A_1 e A_2 , em relação a um nível de referência, como mostrado na **Figura 12.9**.

Se eliminamos Δm da expressão anterior e a rearrumamos, obtemos, finalmente, a equação de Bernoulli

$$\rho \frac{v_2^2}{2} + P_2 + \rho g y_2 = \rho \frac{v_1^2}{2} + P_1 + \rho g y_1 = cte$$

A equação de Bernoulli estabelece um compromisso entre a pressão e a velocidade do fluido ideal, para o escoamento estacionário no campo de força externa da atração gravitacional. Observe que se a tubulação não apresentar um desnível, a equação de Bernoulli reduz-se a:

$$\rho \frac{v_2^2}{2} + P_2 = \rho \frac{v_1^2}{2} + P_1 = cte$$

Neste caso, nos pontos onde a velocidade diminui a pressão aumenta e vice-versa. Esse é o efeito que se observa quando uma tubulação sofre um estreitamento. Ali a pressão é menor do que num ponto situado na parte mais larga da tubulação. Este efeito é conhecido como efeito Venturi.

O efeito Venturi é particularmente importante para os sistemas através dos quais circulam líquidos no nosso corpo: a circulação sanguínea e a linfática. A aterosclerose corresponde ao estreitamento de nossas artérias que têm como consequência a diminuição da pressão sanguínea no local, o que pode provocar o colapso do vaso, uma vez que a pressão externa a ela é maior.



ATIVIDADE

5. Mostre que a equação de Bernoulli se reduz ao resultado obtido para a variação da pressão num líquido em repouso.

RESPOSTA COMENTADA

Se o líquido está em repouso, sua velocidade é zero em todos os pontos. Nestas condições, a equação de Bernoulli se reduz a

$$P_2 = P_1 + \rho g(y_1 - y_2) = P_1 + \rho gh$$

que é a expressão para a variação da pressão num líquido em repouso.

CONCLUSÃO

Os fluidos são sistemas complexos que apresentam propriedades e comportamentos muito peculiares. Viscosidade, tensão superficial, ação capilar, difusão e osmose, que você já viu em aulas anteriores, são alguns exemplos dessas propriedades e comportamentos que se somam ao movimento – basta pensar numa turbulência – para dar a dimensão de sua complexidade.

Nesta aula, vimos, entretanto, que, fazendo algumas aproximações da situação real – consideramos o modelo do fluido ideal em um escoamento também ideal –, é possível compreender como se dá o movimento de um fluido, com a aplicação dos princípios de conservação da massa e da energia.

ATIVIDADE FINAL

Uma canalização de 2cm^2 de área é percorrida por um fluido ideal em escoamento estacionário com uma velocidade de 2cm/s . Sabendo-se que em determinado ponto a canalização se bifurca em duas outras de áreas iguais de $1,5\text{cm}^2$ cada, explique o que acontece com o fluxo nas ramificações. Calcule a velocidade do escoamento nos dois ramos da canalização.

RESPOSTA COMENTADA

Como vimos, o fluxo é dado por ρvA , onde ρ é a densidade do fluido, A a área que ele atravessa e v a sua velocidade do escoamento. Na bifurcação o fluxo se divide em dois de mesma área. Pela equação da continuidade temos então

$$\begin{aligned} v_1 A_1 &= 2v_2 A_2 \\ 6 \times 2 &= 2 \times 1,5v_2 \\ v_2 &= \frac{12}{3} = 4 \text{ cm s}^{-1} \end{aligned}$$

Vemos, portanto, que a velocidade do escoamento em cada ramo diminui e o fluxo correspondente cai à metade do valor inicial. Note que a área total dos dois ramos é maior que aquela da canalização. Se a área aumenta, a velocidade deve diminuir; que é o resultado obtido.

RESUMO

A pressão é uma grandeza importante para estudar o comportamento de fluidos em repouso e em movimento. Para um fluido em repouso, a pressão em um ponto depende da densidade do fluido, da gravidade e da profundidade do ponto. Além disso, um aumento de pressão num fluido propaga-se a todos os pontos. Um corpo flutua num fluido devido à diferença de pressões dentro dele. Já em relação ao movimento, você constatou a necessidade de se levar em conta o princípio da conservação da massa, que condiciona a densidade, a área da secção transversal e a velocidade a observarem, em cada ponto do movimento, uma regra: o produto destas três quantidades deve permanecer o mesmo, em cada ponto, num escoamento estacionário. Por outro lado, o princípio da conservação da energia aplicado a um fluido em escoamento estacionário no campo gravitacional da Terra leva também a um compromisso entre a pressão e a velocidade, em cada ponto, do fluido, dado pela equação de Bernoulli.

INFORMAÇÃO SOBRE A PRÓXIMA AULA

O tema da próxima aula é Biomecânica. Você sabe do que trata essa área?

Meta da aula

Apresentar os princípios gerais da Mecânica envolvida no movimento de sistemas biológicos, em particular do corpo humano.

objetivos

Após o estudo do conteúdo desta aula, você deverá ser capaz de:

- aplicar as Leis de Newton para definir o movimento de um corpo;
- calcular o torque de uma força;
- analisar os efeitos de uma alavanca;
- distinguir os tipos de alavancas existente no corpo humano;
- explicar movimentos do corpo humano, conhecidas as forças musculares atuantes.

Pré-requisitos

Para acompanhar esta aula, é necessário que você reveja as leis Newton estudadas na Aula 5 da disciplina Introdução às Ciências Físicas, Módulo 3.

INTRODUÇÃO

É impossível pensar em vida sem que a idéia de movimento não lhe seja imediatamente associada. Organismos vivos movimentam-se por inteiro ou movimentam partes funcionais de suas estruturas ou de seus órgãos; uma célula também realiza movimentos de sua estrutura, tais como a fagocitose e a pinocitose; ela própria se movimenta com a ajuda de flagelos. Os movimentos dos organismos vivos verificam-se no campo de força externa da Terra, a atração gravitacional.

Ao movimento, sabemos, está associada a energia cinética. Esta, por sua vez, tem a sua variação vinculada ao trabalho mecânico. Do ponto de vista físico constatamos que os organismos vivos realizam trabalho mecânico. A primeira questão que se coloca, portanto, é saber que fonte de energia os organismos dispõem para realizar trabalho mecânico.

O movimento dos organismos vivos decorre de processos quimiomecânicos, pelos quais a energia química é transformada em energia mecânica. As transformações conformacionais de proteínas geram deslocamentos espaciais dos átomos que constituem estas macromoléculas. A energia para essas transformações é suprida pela hidrólise do ATP. Tudo isso, você estudou na Aula 18 da disciplina Corpo Humano I.

Ali, você aprendeu que o principal processo quimiomecânico biológico conhecido e estudado é a contração muscular provocada pela ação do ATP sobre duas proteínas constituintes do tecido muscular, a miosina e a actina, como descobriram, em 1939, os cientistas soviéticos W. A. Engelhardt e Liubimova. Dotados da capacidade de contrair-se e relaxar, os músculos são, portanto, o mecanismo quimiomecânico dos animais responsável e promotor do movimento.

O movimento dos vertebrados define-se pelo comportamento de um sistema complexo e articulado de músculos, tendões e ossos, submetido ao campo gravitacional da Terra.

A Biomecânica é a ciência que, baseada em princípios, leis e métodos da Mecânica se ocupa de estudar os movimentos de sistemas biológicos.

Como sabemos, o problema central da Mecânica é, dadas as forças que atuam sobre o corpo, determinar o seu movimento.

Nesta aula, você aprenderá, então, por que e como se dão alguns movimentos observados em sistemas biológicos, submetidos ao campo gravitacional da Terra. Em especial, concentraremos nossa atenção sobre corpo humano para investigar como as forças sobre ele determinam os principais movimentos que executa.

AS FORÇAS E SUAS LEIS

As leis

A chave para se deslindar o movimento está contida na 2ª Lei de Newton, que você estudou na Aula 5, de Introdução às Ciências Físicas. As outras duas leis podem ser vistas como auxiliares.

A 2ª Lei de Newton estabelece que a força atuando sobre um corpo é igual ao produto da massa do corpo pela sua aceleração.

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

É importante aqui que você entenda que a força a que Newton se refere é a força resultante daquelas aplicadas ao corpo. Portanto, para se resolver um problema de mecânica, antes de tudo, devemos tomar duas providências fundamentais: definir perfeitamente o sistema que se quer analisar e identificar as forças que atuam sobre ele.

A 1ª Lei, em realidade, é um caso particular da 2ª, como você deve se lembrar. De acordo com ela, se nenhuma força atua sobre um corpo – a resultante é nula –, este não altera o estado do seu movimento. Isto quer dizer que, se o corpo está em repouso, em repouso ele permanecerá, ou se, ele se move com velocidade constante, esta não se modifica. Você vê então que a 1ª Lei é útil, portanto, para se estudar a mecânica de corpos em equilíbrio. Mas apenas ela não é bastante, como veremos mais à frente.

Já a 3ª Lei afirma que a toda ação corresponde uma reação igual e oposta. Vale notar que as forças de ação e reação referidas atuam em corpos distintos. Logo seus efeitos não se anulam, como é comum se pensar.

Na **Figura 13.1**, você pode ver três situações ilustrando as Leis de Newton. No esquema da esquerda, um corpo é submetido a duas forças, horizontais, F_1 e F_2 , apontando em sentidos opostos, sendo a da esquerda aquela de maior módulo. A força resultante neste caso, F_R , é uma força horizontal que aponta para a esquerda e cujo módulo é igual à diferença dos módulos das duas forças aplicadas. Pela segunda Lei, o corpo nesta situação move-se para a esquerda com uma aceleração dada pela relação entre o módulo da resultante e a massa do corpo, isto é $a = \frac{F_R}{M}$.

No esquema do centro da **Figura 13.1**, as forças F_1 e F_2 apontam em sentidos opostos, mas seus módulos são iguais. A força resultante F_R é nula. Logo pela 1ª Lei, o corpo está em repouso ou se movendo com velocidade constante, pois a aceleração é nula.

Por fim, no esquema da direita, temos um corpo preso a uma corda que exerce sobre ele uma força \vec{T} . Pela 3ª Lei, sobre a corda atua uma força $-\vec{T}$, exercida pelo corpo. O sinal menos indica que o sentido da força na corda é oposto ao da força sobre o corpo.

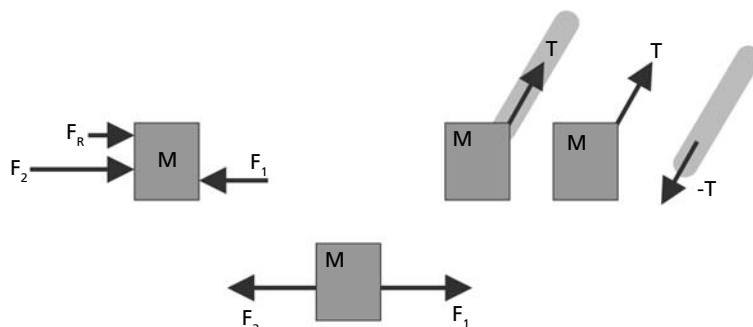


Figura 13.1: Ilustrando as leis de Newton: à esquerda, um corpo sob a ação de duas forças de sentidos opostos e módulos diferentes, a força resultante é para a esquerda; no centro, o mesmo corpo submetido à ação de duas forças iguais e opostas, a resultante é nula, e à direita, a 3ª Lei, mostrando o par ação-reação entre o corpo e a corda.

ATIVIDADE



1. Uma esfera de plástico, com massa de 10kg, é solta de uma altura de 2m. No seu movimento de queda ela experimenta uma força de resistência do ar de 50 N. Determine a sua aceleração (considere que a aceleração da gravidade vale $10 \frac{m}{s^2}$). Quanto tempo ela leva para chegar ao solo?

RESPOSTA COMENTADA

Nas circunstâncias descritas, a esfera está sujeita à ação de duas forças, a força de atração gravitacional (seu peso), que aponta para baixo e tem módulo de 100N, e a força de resistência do ar, que aponta para cima, com módulo de 50N. Logo, a resultante destas duas forças é uma força para baixo, cujo módulo vale 50N. Como sua massa é de 10 kg, a aceleração com que ela desce, $a = \frac{F_R}{m}$, vale $5 \frac{m}{s^2}$. Conhecida a aceleração, podemos então calcular o tempo de queda, pois $h = \frac{at^2}{2}$. Temos que $t = \sqrt{\frac{2h}{a}} \approx 89s$

As forças

Vamos agora analisar, num plano geral, as possibilidades de forças que teremos de considerar para estudar o movimento de sistemas biológicos ou de parte deles.

No campo da força gravitacional da Terra, temos, desde logo, de considerar esta força. Ela é verticalmente dirigida para o centro da Terra, constante e seu módulo vale mg . Você a conhece bastante: o peso.

Em seguida, temos de identificar e considerar as forças musculares e de ligamentos que são aquelas produzidas pelas contrações musculares sobre ossos e articulações.

Além dessas, temos ainda as forças de contato. Forças de contato são aquelas que surgem entre dois corpos, quando sobre um deles se exerce uma outra força qualquer. Elas são consequência da 3ª Lei. Na **Figura 13.2**, mostramos duas situações, na quais você identifica forças de contato. No exemplo da esquerda, vemos um bloco apoiado sobre uma mesa. Sobre o bloco atua a força gravitacional, seu peso. Por esta razão ele exerce uma compressão sobre a mesa e esta reage, exercendo sobre o bloco uma força verticalmente dirigida para cima; esta é a força que chamamos normal. No exemplo da direita, dois blocos estão sobre uma mesa e você aplica uma força para a direita no bloco 1. Igualmente, este comprime o bloco 2 que reage com uma força igual e oposta àquela que o bloco 1 exerce sobre ele. Esta força entre eles também é uma força de contato.

Finalmente, temos de considerar a força de atrito que surge quando as superfícies de dois corpos deslizam uma em relação à outra. A força de atrito é também um caso particular de uma força de contato. A força de atrito é tangencial à superfície. Ela é proporcional à força normal, sendo a constante de proporcionalidade o coeficiente de atrito:

$$f_e \leq \mu_e N.$$

No caso da força de atrito, temos a distinguir duas situações. A primeira é a situação estática, na qual a força de atrito alcança um valor máximo, correspondente ao sinal de $=$ da expressão anterior. Isto significa que, enquanto você não aplicar uma força de módulo igual a este valor máximo da força de atrito estático e oposta a ela, o corpo não se moverá. O valor do coeficiente de atrito nesta situação é o coeficiente

de atrito estático. Depois que o corpo é posto em movimento, verifica-se que para mantê-lo em movimento você precisa de uma força de módulo menor que o daquela do atrito estático. Isto quer dizer que a força de atrito cinético é menor que a de atrito estático. Esta diferença é devida ao coeficiente de atrito cinético que é menor que o estático, uma vez que se verificou experimentalmente que a força de atrito cinético também é proporcional à força normal.

A força de atrito é uma força dissipativa, pois ela consome parte da energia disponível para um trabalho em calor. O atrito atrapalha o movimento, tornando as máquinas menos eficientes quando seus mecanismos envolvem o movimento relativo de uma superfície sobre outra. A função dos lubrificantes é a de diminuir o atrito.

Na **Figura 13.2**, no exemplo da direita, a força de atrito está também indicada para os blocos e a mesa (mas atenção, não estão mostradas as forças pesos e as normais).

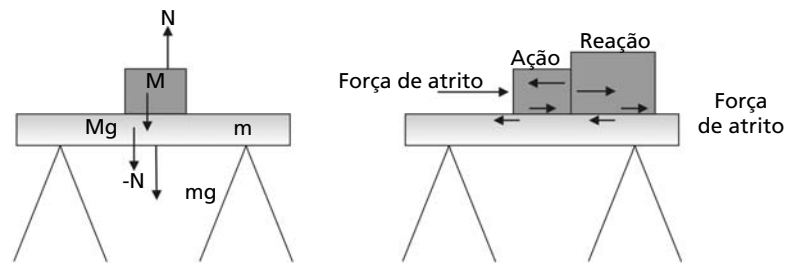


Figura 13.2: Ilustração de forças de contato. À esquerda, a força normal e, à direita, a ação de um bloco sobre outro devido à força aplicada no bloco da esquerda, além das forças de atrito entre a superfície da mesa e os blocos.



Nas articulações do corpo humano, o atrito entre os ossos é baixo; o coeficiente de atrito é da ordem de 0,013.

Torque e alavancas

O movimento não depende apenas da força, mas também do seu ponto de aplicação. Com isto, estamos afirmando que o efeito da força, o movimento, depende de onde a aplicamos. Este fato é particularmente importante para o movimento de rotação. Você pode constatar os

diferentes efeitos que você conseguirá ao abrir uma porta, aplicando uma mesma força perpendicular a ela em diferentes pontos da mesma. Se você aplica a força num ponto situado bem próximo à dobradiça, ela se moverá bem mais lentamente do que se você aplicar a mesma força num ponto bem afastado da dobradiça. E se você ainda tentar aplicar a mesma força no lado externo da porta na direção paralela à porta, você não a moverá de jeito algum.

Tal efeito é controlado pelo torque de uma força. Para entender melhor esta grandeza, considere a **Figura 13.3**, a seguir.

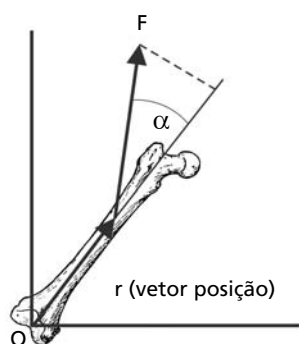


Figura 13.3: O torque da força F em relação ao ponto O . r é o vetor posição do ponto de aplicação da força.

O torque é definido pelo **PRODUTO VETORIAL** entre o vetor posição do ponto de aplicação da força pela força \vec{F} :

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

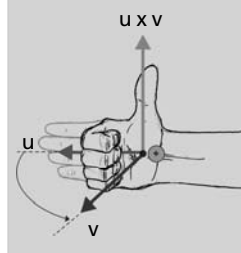
O torque é o vetor perpendicular ao vetor r e ao vetor F , isto é, é perpendicular ao plano do papel, e aponta na direção de seus olhos. O seu módulo vale $rF\sin\alpha$. Observe que $rF\sin\alpha$ é a componente perpendicular da força ao vetor r . A distância do ponto O ao ponto de aplicação da força é o módulo de r , que também é chamado braço da força.

O torque é sempre referido a um ponto. É deste ponto que é medido o vetor posição \vec{r} .

Você se vale dessa grandeza, o torque, quando usa uma alavanca para levantar um corpo pesado do chão, o qual você não conseguiria carregar mesmo que utilizasse toda a sua força. É também dela que se vale uma criança, numa gangorra, para levantar um adulto, sentado na outra ponta. Distanciar o ponto de aplicação da força leva você a usar uma força menor.

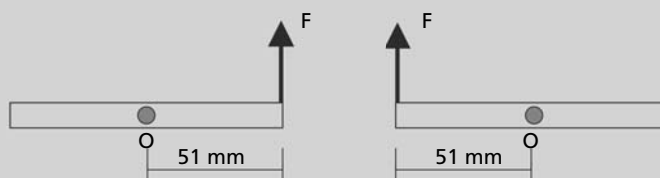
PRODUTO VETORIAL

O produto vetorial entre dois vetores \vec{u} e \vec{v} que se indica $\vec{u} \times \vec{v}$ é um vetor \vec{C} , cujo módulo é dado pelo produto do módulo de \vec{u} pelo módulo de \vec{v} vezes o seno do ângulo por eles formado, é perpendicular ao plano formado pelos vetores e cujo sentido é dado pela regra da mão direita, mostrada na figura a seguir.



**ATIVIDADE**

2. Calcule o torque em relação ao ponto O, produzido pela força de 5N sobre o mesmo corpo, nas duas situações indicadas. Não esqueça que o torque é um vetor e, portanto, você deve indicar na sua resposta não apenas o módulo. Qual o movimento que resulta em cada caso? Se as duas forças fossem aplicadas simultaneamente sobre o corpo, o que aconteceria com ele?



RESPOSTA COMENTADA

Na situação à esquerda o vetor posição é um vetor horizontal, apontando para a direita, com módulo de 0,051m, formando um ângulo de 90° com a força F . Portanto, se o torque é dado por $\vec{\tau} = \vec{r} \times \vec{F}$, então $|\vec{\tau}| = 0,051 \times 5 \times \sin 90 = 0,251 \text{ Nm}$. Ele é um vetor perpendicular ao plano do papel, apontando para fora dele. Na situação à direita, o vetor posição é horizontal e aponta para a esquerda, o torque, neste caso, tem o mesmo módulo e a mesma direção, mas sentido oposto ao da primeira situação, ele aponta para dentro do papel. No primeiro caso, o movimento é de rotação anti-horário e, no segundo, é horário. Se ambas as forças fossem aplicadas simultaneamente, o torque total seria nulo, o corpo não giraria.

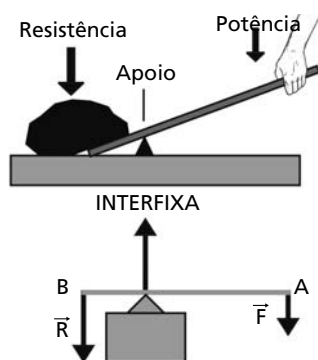
É comum acreditar que a condição de equilíbrio para um corpo é dada pela 1ª Lei de Newton; isto é, que a resultante das forças aplicadas é nula. Você pode verificar que tal afirmativa é falsa, imaginando a barra articulada a um eixo central, como o exemplo da atividade anterior, submetida à ação de duas forças de mesmo módulo, mas de sentidos opostos, aplicadas nas extremidades. Em tal situação, a força resultante é nula. A barra, contudo, gira! Por quê? Se você calcular o torque dessas forças em relação ao ponto do eixo, verá que ele não é nulo. Assim, para que haja equilíbrio, duas condições são necessárias: que a resultante seja nula e o torque resultante também.

A alavanca é talvez a primeira máquina simples inventada pelo homem. Na antiguidade era largamente usada na construção. Atribui-se a Arquimedes o desenvolvimento da alavanca. A propósito ele teria dito sobre ela: “Dêem-me um ponto de apoio e levantarei o mundo.”

O princípio da alavanca está presente em muitas ferramentas e utensílios que usamos no cotidiano. No corpo humano, também, esta máquina simples, mas de grande eficiência, aparece em várias situações, determinando os movimentos que produzimos com nossos membros e cabeça. Discutiremos, no próximo item, algumas dessas situações.

Vamos analisar a mecânica de uma alavanca. Nosso sistema é uma barra, apoiada sobre o fulcro. Sobre a barra atuam sempre três forças: a força F que exerceremos, a força R que o corpo exerce sobre ela e a força normal N exercida pelo apoio.

Consideremos, primeiramente, que o ponto de apoio está situado entre as forças F (também chamada potente) e R (denominada resistente). Neste caso, temos ambas as forças F e R verticais apontando para baixo, sendo a F aplicada no ponto A , a uma distância a do ponto O , e a força R no ponto B , a uma distância b do ponto O , e a normal N , vertical, apontando para cima, aplicada no ponto O .



Para que o sistema esteja em equilíbrio, duas condições precisam ser satisfeitas:

1. a resultante das forças seja nula;
2. o torque resultante também seja nulo.

A primeira condição, que é a 1ª Lei de Newton, se expressa por

$$\vec{F} + \vec{R} + \vec{N} = 0 \text{ ou}$$

$$F + R = N$$

Pela segunda condição, o torque resultante deve também ser nulo. Se tomarmos o ponto O como referência, esta condição se expressa por:

$$\vec{\Gamma} + \vec{\Gamma}_R + \vec{\Gamma}_N = 0 \text{ ou}$$

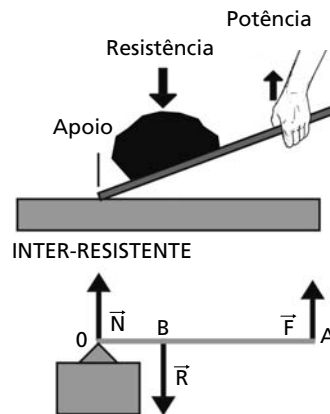
$$Fa - Rb + 0 = 0 \text{ ou}$$

$$Fa = Rb$$

$$F = \frac{b}{a} R$$

Como $a > b$, você pode constatar que a força necessária para levantar o corpo é menor que a força que ele exerce sobre a alavanca a e b , são os braços da alavanca, sendo a chamada braço da potência e b braço da resistência. As alavancas que funcionam dessa forma são denominadas alavancas interfixas ou de 1ª classe.

Consideremos agora a situação na qual o fulcro (ou apoio) está localizado numa extremidade da barra e o corpo entre o apoio e a força que exerceremos. Agora a situação das forças é a seguinte: a força F e a normal N são verticais, apontando para cima, e a força R resistente é vertical e aponta para baixo. O braço da potência neste caso é l . As condições de equilíbrio continuam as mesmas: força resultante e torque resultante nulos.



Estas condições agora são:

- para a força resultante

$$\vec{F} + \vec{R} + \vec{N} = 0 \text{ ou}$$

$$F + R = N ;$$

- e para o torque resultante

$$\vec{\Gamma} + \vec{\Gamma}_R + \vec{\Gamma}_N = 0 \text{ ou}$$

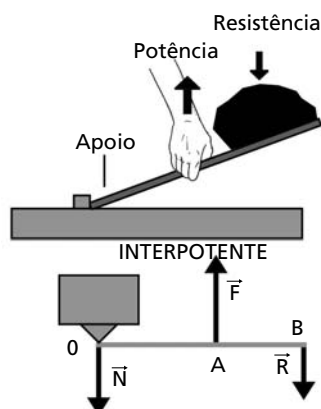
$$Fl - Rb + 0 = 0 \text{ ou}$$

$$Fl = Rb$$

$$F = \frac{b}{l} R$$

Alavancas que funcionam desta forma são chamadas inter-resistente ou de 2ª classe.

Finalmente, discutamos o caso no qual a força F é aplicada entre o fulcro e o corpo situado na extremidade da barra, ou seja, entre o fulcro e a força resistente. Neste caso, a força N e a R apontam para baixo e a força F para cima. O braço da força resistente agora vale l .



As condições então são:

- para a força resultante

$$\vec{F} + \vec{R} + \vec{N} = 0 \text{ ou}$$

$$R + N = F ;$$

- para o torque resultante

$$\vec{\Gamma}_F + \vec{\Gamma}_R + \vec{\Gamma}_N = 0 \text{ ou}$$

$$Fl - Rb + 0 = 0 \text{ ou}$$

$$Fa = Rl$$

$$F = \frac{l}{a} R.$$

Observe que a força aplicada tem de ser maior que aquela que o corpo exerce, pois $l > a$. Tais alavancas são chamadas interpotentes ou de terceira classe.

Na Figura 13.4, você vê alguns exemplos de alavancas.

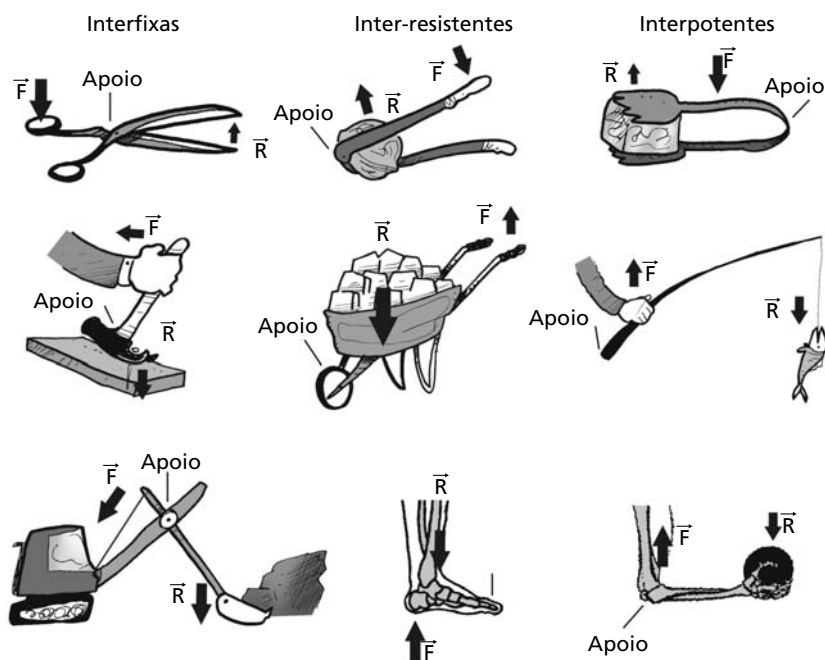


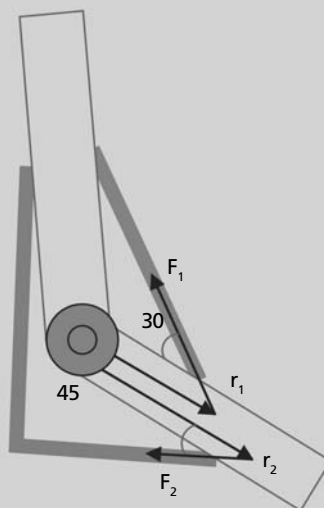
Figura 13.4: Alguns exemplos de alavancas.

Toda máquina tem por finalidade potencializar, multiplicar ou até mesmo substituir as capacidades humanas. Observe que, nesse sentido, a máquina simples “alavanca” tem duas possibilidades de ganhos: por um lado, diminuir o esforço, exigindo uma força menor para, por exemplo, elevar um corpo muito pesado, e, por outro, diminuir o tempo de ação do esforço, isto é, aumentar a velocidade com que se realiza uma tarefa, no caso, a de se elevar um corpo.

Nas alavancas de 1ª classe, desde que o braço da força potente seja maior que o da resistente, e nas de 2ª classe, respectivamente interfixas e inter-resistente, o ganho, como vimos, é em termos de diminuição da força. Em compensação, a altura a que conseguimos elevar o corpo é pequena. Isso implica uma velocidade menor. Já naquelas de 3ª classe, perde-se com relação à força – temos que aplicar uma força maior que o peso do corpo –, mas, em compensação, ganhamos em velocidade, pois elevaremos o corpo a uma altura maior, se aplicarmos tal força no mesmo intervalo de tempo.

**ATIVIDADE**

3. Um braço mecânico é constituído de duas partes articuladas no ponto O, sendo a parte inferior móvel. Ele é controlado por um sistema de duas cordas que exercem as forças F_1 e F_2 , aplicadas, respectivamente, nas posições r_1 e r_2 , como mostrado na figura a seguir. Sabendo-se que o módulo de F_1 é o dobro do de F_2 e que o ponto de aplicação de F_1 está à metade da distância de O ao ponto de aplicação de F_2 , descreva o movimento da parte articulada. Diga à qual classe de alavanca este braço mecânico corresponde.



RESPOSTA COMENTADA

Para descrever o movimento deste problema, precisamos calcular o torque resultante das duas forças aplicadas. O torque da força F_1 é um vetor perpendicular ao plano do papel que aponta para fora, cujo módulo vale $r_1 F_1 \sin 150^\circ$. Já o torque de F_2 , também perpendicular ao plano do papel, aponta para dentro. Seu módulo vale $r_2 F_2 \sin 135^\circ$. Logo, o torque resultante será

$$\begin{aligned}\tau &= r_1 F_1 \sin 150^\circ - r_2 F_2 \sin 135^\circ \\ \tau &= \frac{r_2}{2} 2F_2 \sin 150^\circ - r_2 F_2 \sin 135^\circ \\ \tau &= r_2 F_2 \left(\frac{1}{2} - \frac{\sqrt{2}}{2} \right) = -0,7r_2 F_2\end{aligned}$$

apontando para dentro do papel. Logo, o movimento do braço será no sentido horário (observe que consideramos positivo o sentido horário). Temos então o caso de uma alavanca inter-resistente, pois a força potente é a F_2 .

ALAVANCAS E MOVIMENTOS DO CORPO HUMANO

O corpo humano é constituído por um sistema de ossos articulados nas juntas, aos quais se incorporam as conexões e ligamentos de um complexo sistema muscular que permite que as juntas funcionem de diversas formas. O intrincado sistema de músculos e ligamentos estabelece um conjunto de forças sobre os ossos, que funcionam segundo o princípio da alavanca que acabamos de analisar.

O corpo humano, então pode ser visto como um sistema de alavancas, as quais, funcionando sob os princípios da Mecânica, imprimem movimentos a suas partes. As alavancas são impulsionadas pelos cerca de 600 músculos, alimentados pela rede de nervos que os liga ao cérebro, o qual controla o fluxo e o refluxo da energia muscular. Um músculo ligado a um osso exerce sobre ele uma força, convertendo energia química numa tensão ou numa contração. Quando se contrai, um músculo encurta e puxa o osso, mas não pode empurrá-lo.

Assim, no corpo humano, cada alavanca é constituída pela “barra” do osso, pelo fulcro, situado na junta, e pelas forças que atuam sobre ele: forças musculares, forças de contato nas juntas e forças decorrentes da atração gravitacional.

A posição relativa destas forças em relação ao fulcro determina o tipo de alavanca de um determinado osso. A classificação do tipo das alavancas encontradas no corpo humano, contudo, não é uma matéria pacífica na literatura. Existe divergência para algumas situações, nas quais ainda não se conseguiu definir completamente as ações de vários músculos que se conectam a um mesmo osso. Basta lembrar que sobre um mesmo osso pode atuar mais de um músculo que tem ações antagônicas.

Importante aqui é ressaltar que, para se definir o movimento de um osso, todas as forças atuando sobre ele devem ser cuidadosamente definidas, como vamos procurar fazer nos exemplos a seguir.

Movimento da cabeça

A cabeça se articula com o final da coluna vertebral na junta atlantooccipital. O músculo esplênio, na parte posterior das costas, liga-se a essa junta, permitindo que a cabeça se mova. O peso da cabeça é a força resistente (R), contra a qual a força do esplênio deve atuar. A força de contato é exercida na articulação com a coluna vertebral, na parte cervical. Este sistema de alavanca é do tipo interfixa ou de 1ª classe. Você vê na **Figura 13.5** um esquema da situação analisada.

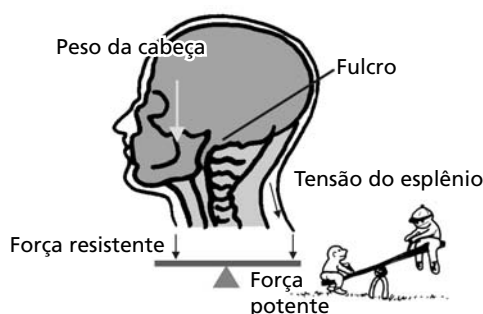


Figura 13.5: Movimento da cabeça pelo músculo esplênio da cabeça.

Há poucos sistemas de alavancas interfixas, ou de 1ª classe, no corpo humano.

Movimentos do braço

Na articulação do cotovelo dois músculos antagônicos atuam sobre o osso do antebraço, o bíceps e o tríceps. O bíceps é responsável pelo movimento de flexão e o tríceps pelo de extensão; poderíamos dizer que o bíceps dobra e o tríceps desdobra o antebraço. As alavancas que eles constituem são, respectivamente, de 1ª e de 3ª classes. Você pode verificar isso na **Figura 13.6**, na qual estão mostradas as forças que atuam em cada caso.

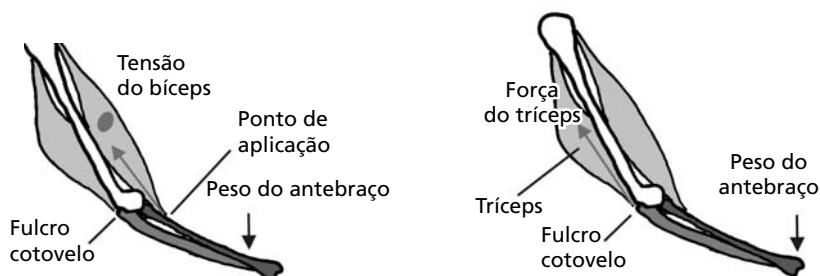


Figura 13.6: As alavancas formadas pelo bíceps e pelo tríceps.

Além desses movimentos do antebraço, podemos mover o braço pela articulação do ombro. Neste caso o responsável é o músculo deltóide. A alavanca formada nesta posição do membro é também de 3ª classe. A **Figura 13.7** mostra a situação das forças que atuam sobre o osso do braço.

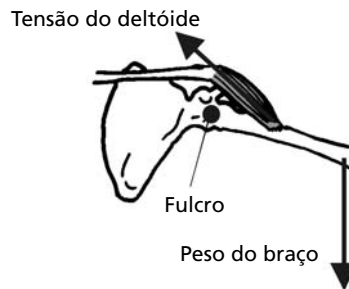


Figura 13.7: Ação do deltóide sobre o braço: uma alavanca de 3ª classe.

Movimentos do tronco

Na **Figura 13.8** está esquematizada a alavanca constituída pela coluna vertebral no movimento de extensão de um tronco flexionado num ângulo de 15° . O fulcro desta alavanca está situado na articulação da quinta vértebra lombar. As forças indicadas são: a muscular (força potente), resultado global dos músculos eretores que intervêm neste movimento e fazem um ângulo de cerca de 12° com a coluna, os pesos da cabeça, do braço e o do tronco (forças resistentes) e a reação no fulcro.

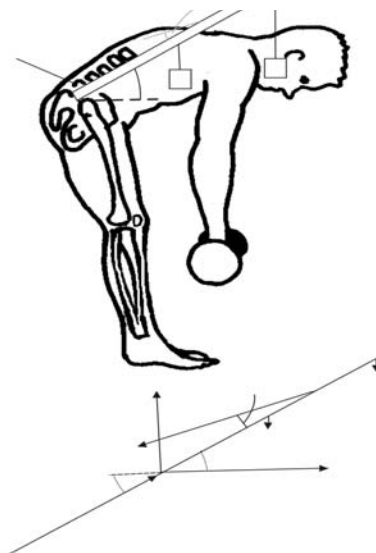


Figura 13.8: Adaptado de L. A. Strait, V. T. Inman, e H. J. Ralston, *Amer. J. Phys.*, 15, 1947, pp. 377-378.

Na ponta dos pés e cabeça para baixo

O movimento de levantar o corpo ereto para ficar na ponta dos pés é causado pela contração dos músculos gêmeos que formam a batata da perna. Neste caso, a alavanca é formada pelo osso do pé, com o fulcro nos dedos apoiados sobre o solo, a força potente muscular é exercida no calcanhar de Aquiles e a força resistente é o peso do corpo, consistindo em um exemplo de alavanca de 2ª classe ou inter-resistente. Você vê o esquema desta alavanca na Figura 13.9.

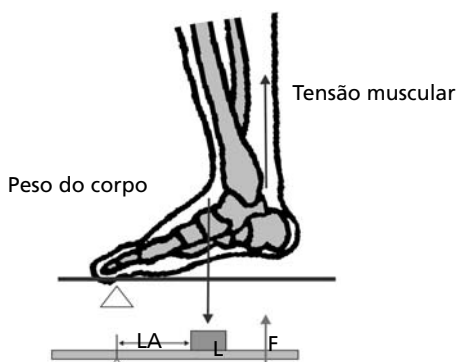


Figura 13.9: Alavanca formada quando ficamos nas pontas dos pés.

ATIVIDADE



4. Descreva a alavanca sobre o pé quando, plantando bananeira, de cabeça para baixo e com os pés para cima, você movimenta o seu pé acionado pelo músculo da batata da perna.

RESPOSTA COMENTADA

De cabeça para baixo e com os pés para o alto, ao movimentar o pé, a alavanca que se tem é de 1ª classe, como você constata na **Figura 13.10**. Note que o fulcro nesta situação é a articulação do tendão de Aquiles, a força potente é a muscular e a resistente é o peso do pé.

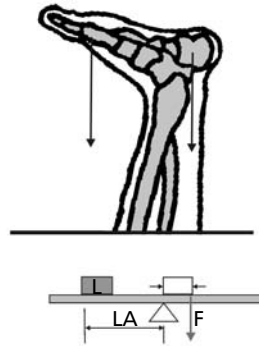


Figura 13.10: Alavanca formada quando se movimenta o pé para o alto.

O tipo de alavanca mais comum no corpo humano é a de 3ª classe, talvez por ser a mais adequada à limitação muscular no que respeita ao seu tamanho, na hora da contração. Com uma contração de extensão mínima do músculo consegue-se velocidade mais alta no movimento. Muito embora a força potente tenha de ser grande, as respostas são mais rápidas.

Andando

Você viu anteriormente que a força de atrito é uma força que se opõe ao movimento de um corpo sobre uma superfície; a força de atrito é, para a maioria dos movimentos uma força indesejável porque ela consome a energia do sistema. Entretanto, surpreendentemente, é a existência dessa força que viabiliza a nossa locomoção. Você pode perceber este fato, lembrando-se de que quando pisa numa pista de patinação no gelo de sapatos comuns, você quase não consegue dar um passo. Se a força de atrito não existisse de nada adiantariam os esforços do sistema muscular.

Do ponto de vista de nossa estrutura, andar significa lançar uma perna, após outra, para frente. Para que este movimento aconteça, é necessário que as várias articulações e os vários músculos envolvidos, de forma harmoniosa, funcionem conjuntamente para propiciar o movimento das nossas extremidades inferiores, nossos pés.

Da perspectiva do funcionamento muscular e das articulações, o andar compreende um ciclo de quatro fases: a batida do calcanhar no chão, a acomodação da planta do pé, a propulsão das pontas dos dedos levantados e o balanço.

Do ponto de vista da Mecânica, interessa-nos determinar como as forças atuando sobre o pé provocam o movimento do corpo.

Na **Figura 13.11**, você vê um esquema das forças agindo sobre a ponta do pé quando ele entra em contato com o chão e as forças atuando sobre o chão.

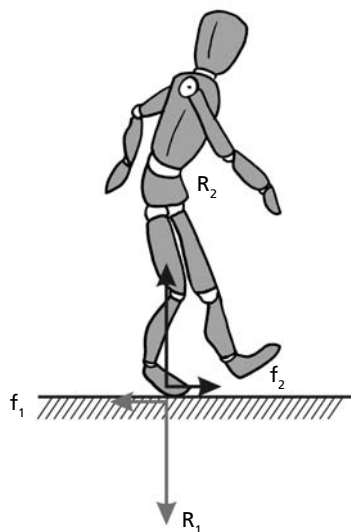


Figura 13.11: Ação da força de atrito enquanto se anda.

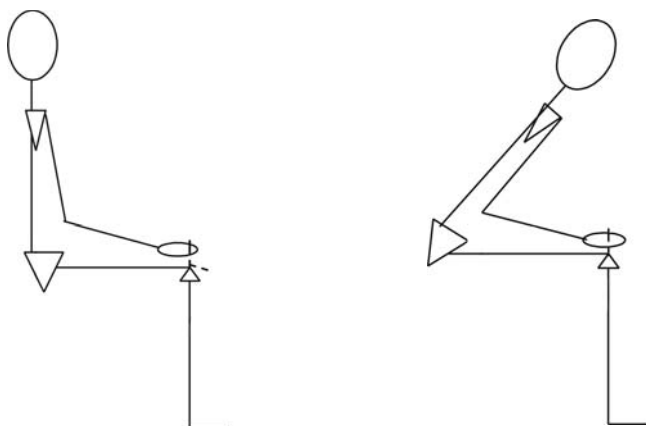
Note então que a força que propulsiona o movimento – força resultante na horizontal – é a de atrito, porque é a única que age sobre o pé na direção do movimento. Observe que a componente vertical da ação do solo sobre o pé é contrabalançada pelo peso.

CONCLUSÃO

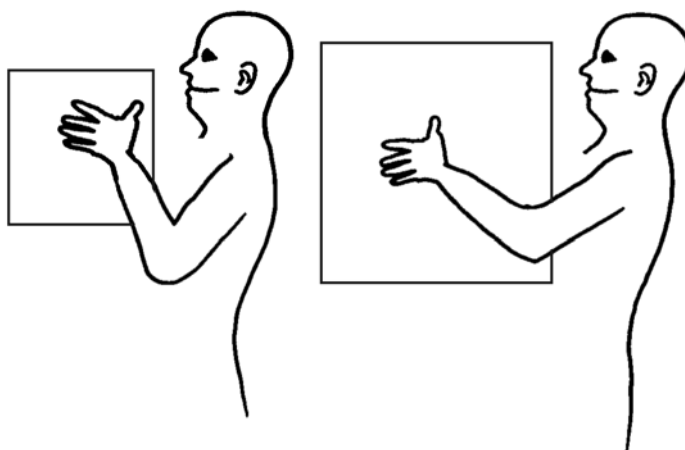
A Biomecânica é hoje uma ciência de significativa importância para campos de pesquisa e desenvolvimento. A compreensão de seus princípios básicos é obrigatória para aplicação e uso nas Ciências da Saúde, tais como a ergonomia, fisioterapia, na Cinesiologia, em estudos antropométricos, fisiologia e fisicomotricidade, na Medicina, em Ortopedia, na Bioengenharia, no desenvolvimento de próteses mecânicas e elétricas, e também para o esporte.

ATIVIDADES FINAIS

1. Como é mais fácil uma pessoa levantar-se de um banco, no qual está sentada? Com uma postura ereta do tronco, ou, primeiro, inclinando este para frente, como mostrado no esboço abaixo?



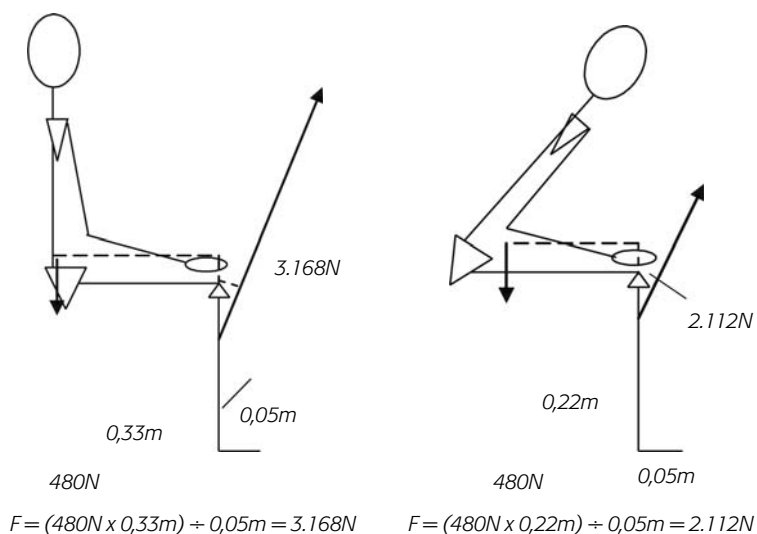
2. Quando levantamos um objeto com os braços, é suposto que o músculo eretor espinal contrabalança o peso do objeto. Em qual das situações este músculo exercerá mais força, ao levantarmos uma caixa quadrada de 20cm de lado ou uma de 40cm, contendo ambas a mesma massa?



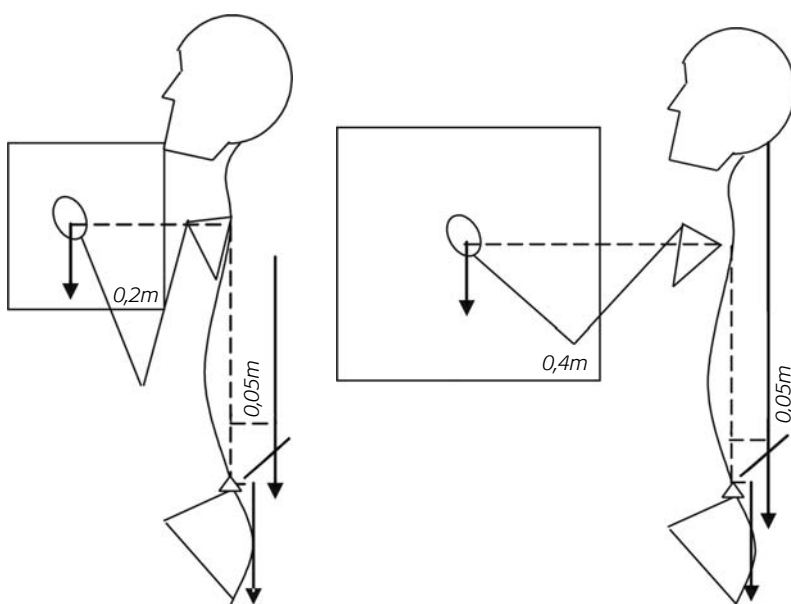
RESPOSTAS COMENTADAS

1. Inclinando o tronco inicialmente para frente. Pois, levantando com o tronco ereto, o ponto de aplicação do peso do tronco (a força resistente da alavanca), seu centro de gravidade, está mais distante do fulcro, que, neste caso, é o joelho, fazendo com que a força potente que aí é a tensão muscular do quadríceps seja maior do que quando o corpo é inclinado. Porque nesta última situação, o centro de gravidade do

troco está mais próximo do fulcro. Veja o esquema das duas situações na figura a seguir, onde são mostradas as respectivas alavancas e os cálculos correspondentes.



2. Ao levantar a caixa maior, ainda que a massa desta caixa seja a mesma, pois sendo seu lado mais comprido, o braço da força resistente é maior, ou seja, o ponto de aplicação da força resistente está mais distante do fulcro, exigindo que a força potente seja maior. Na figura a seguir, você vê o esquema das alavancas nas duas situações.



RESUMO

A Biomecânica se ocupa do estudo dos movimentos de sistemas biológicos. As leis de Newton são fundamentais para se determinar os movimentos de qualquer sistema. A 2ª Lei é a principal delas, estabelecendo que a força resultante sobre um corpo é igual ao produto da sua massa pela aceleração que ele adquire. A 1ª Lei, um caso particular da 2ª, define uma das duas condições de equilíbrio. Já a 3ª Lei é essencial para a identificação das forças de contato entre corpos.

As forças que atuam nos sistemas biológicos são a gravitacional, as forças musculares, as forças de contato entre suas partes e a força de atrito. O movimento depende tanto da força, quanto do ponto onde ela é aplicada.

A grandeza que controla o efeito do ponto de aplicação da força sobre o movimento é o torque da força, um vetor dado pelo produto vetorial entre o vetor posição do ponto de aplicação e o vetor da força. O torque é fundamental no estudo dos movimentos de rotação e é ele quem fornece o segundo critério do equilíbrio: no equilíbrio, o torque resultante é nulo.

Os movimentos do corpo humano são produzidos por sistemas de alavancas, nas quais atuam as forças musculares, as forças de atração gravitacional da Terra (o peso) e as forças de contato.

As alavancas são de três tipos: de 1ª classe ou interfixas, quando o fulcro se situa entre a força potente e a força resistente, de 2ª classe inter-resistente, quando a força resistente se situa entre o fulcro e a força potente, e de 3ª classe ou interpotente, quando a força potente se situa entre o fulcro e a força resistente. As alavancas no corpo humano são, em sua maioria, interpotentes. Andamos porque existe a força de atrito.

INFORMAÇÃO SOBRE A PRÓXIMA AULA

Na próxima aula, você estudará a biofísica do sistema circulatório.

Biofísica do sistema circulatório

AULA 14

Meta da aula

Explicar o funcionamento do sistema circulatório a partir dos princípios físicos de Hidrodinâmica e de Eletricidade envolvidos.

objetivos

Após o estudo do conteúdo desta aula, você deverá ser capaz de:

- caracterizar a função mecânica do coração;
- aplicar a equação da continuidade em situações verificadas no sistema circulatório;
- identificar os efeitos da viscosidade no movimento do sangue e suas conseqüências;
- distinguir os efeitos produzidos pelas dimensões dos vasos sobre a resistência viscosa do fluxo do sangue;
- explicar como ocorre a queda de pressão nos vasos sangüíneos;
- aplicar a Lei de Poiseuille e a Equação de Bernoulli a circunstâncias do sistema circulatório;
- explicar a atividade elétrica do coração como mecanismo de acionamento das bombas mecânicas.

Pré-requisitos

Para acompanhar esta aula, é necessário que você reveja as Aulas 6 e 12 desta disciplina, bem como as Aulas 23 a 27 de Corpo Humano I.

INTRODUÇÃO

O sistema circulatório ou cardiovascular é constituído pelo coração, pelo conjunto de artérias, de veias e de capilares e pelo sangue; ele é a via de comunicação das células com o meio externo. Portanto, é o sistema de transporte que distribui a todas as células as substâncias necessárias a seu funcionamento e, ao mesmo tempo, retira do corpo produtos tóxicos do metabolismo. Suas funções primordiais e suplementares são:

- condução de oxigênio e nutrientes;
- retirada de metabólitos;
- condução de hormônios de seus centros de produção a seus alvos;
- transporte do sistema de defesa;
- distribuição de gorduras e carboidratos;
- equalização/controle de temperatura; a corrente sangüínea dissipa o calor produzido nas reações do metabolismo.

Do ponto de vista da Mecânica, podemos considerar o sistema cardiovascular como o circuito hidrodinâmico da corrente sangüínea, integrado por uma bomba quadricameral com quatro válvulas unidirecionais, uma rede de dutos de diversos calibres e constituições distintas – um sistema hidrodinâmico que opera sob a influência do campo gravitacional da Terra.

Do ponto de vista físico, o funcionamento do sistema cardiovascular não se constitui em um problema somente da Mecânica. É também um problema da Eletricidade, uma vez que é graças a ela que a bomba é acionada e controlada.

Os conhecimentos de Hidrodinâmica, estudados na Aula 12, serão aplicados ao movimento do sangue nos vasos, para compreender os principais mecanismos que controlam e mantêm o sistema circulatório em funcionamento. Os conhecimentos adquiridos na Aula 6 serão imprescindíveis para entender como a atividade elétrica do coração é a responsável pelo acionamento das bombas cardíacas.

Como você viu nos pré-requisitos, recomendamos que você reveja as Aulas 23 a 27 de Corpo Humano I, uma vez que ali a fisiologia do sistema circulatório foi estudada com detalhes.

OS ELEMENTOS DO SISTEMA

A superbomba

O coração, agindo como uma bomba dupla, ou como duas bombas acopladas, impele o sangue, simultaneamente, pelos sistemas arterial e venoso. Pelas artérias, o sangue é conduzido às células para levar oxigênio; pelas veias, ele é trazido ao pulmão para ser reoxigenado.

Para poder funcionar como uma superbomba, o coração (que você vê em esquema na **Figura 14.1**) é provido de dois pares de câmaras atriais e ventriculares, que se comunicam ao pulmão e ao sistema de vasos. O par direito liga-se ao sistema de veias e constitui o ramo pulmonar da circulação; o par esquerdo, ao sistema de artérias, constituindo a circulação sistêmica.

Cada par de câmaras átrio-ventrículo é dotado de duas válvulas unidirecionais que controlam os fluxos sangüíneos nos seus trajetos através dos ventrículos. No ventrículo direito, a válvula tricúspide controla o fluxo entre o átrio e o ventrículo, e a válvula pulmonar, entre este e a veia pulmonar. No ventrículo esquerdo, a válvula mitral (ou bicúspide) controla o fluxo entre o átrio e o ventrículo, e a válvula aórtica, entre este e a artéria aorta.

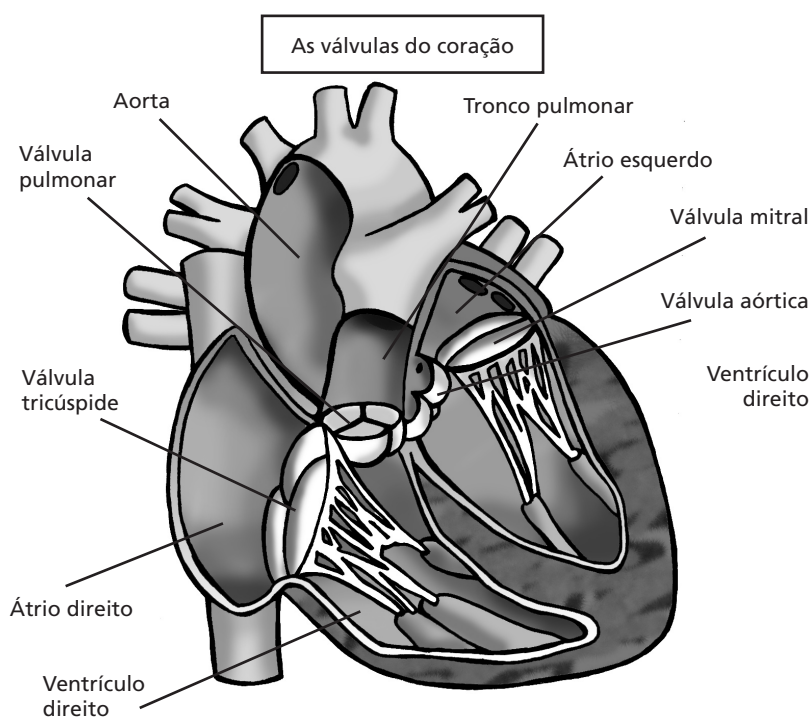


Figura 14.1: Câmaras e válvulas cardíacas.

O coração, sendo um músculo, é dotado da capacidade primordial de contrair-se. Ao contrair-se, exerce pressão sobre o sangue contido nas câmaras, compelindo-o ao movimento.

O coração, contudo, cada vez que pulsa, não se contrai por inteiro, de uma vez, mas numa seqüência ordenada de eventos de contração e relaxamento/distensão de partes correspondentes às câmaras atriais e ventriculares. As forças desenvolvidas nas contrações são controladas pelo sistema nervoso autônomo e dependem das propriedades físico-químicas das fibras musculares das respectivas regiões.

Embora ligeiramente defasadas no tempo, as contrações cardíacas são pareadas no sentido de que as contrações atriais são seguidas por contrações ventriculares, o que faz com que haja uma correspondência nos movimentos de saída do sangue dos átrios para os ventrículos, seguidos daqueles de saída do sangue dos ventrículos para as circulações.

Você vê, então, que a função da bomba direita é gerar a energia mecânica necessária para levar ao pulmão o sangue venoso que chega ao coração, vindo das diversas partes do corpo, e a da bomba esquerda é levar, pelas artérias, o sangue reoxigenado do pulmão para as diversas partes do corpo.

A seqüência de eventos de contração e relaxamento/distensão dos átrios e ventrículos, denominadas, respectivamente, sístoles e diástoles, é chamada ciclo cardíaco. Ele compreende:

1. início da diástole, com abertura das válvulas tricúspide e mitral e enchimento ventricular;
2. fechamento das válvulas de entrada, final da diástole;
3. contração ventricular, abertura das válvulas pulmonar e aórtica—sístole ventricular;
4. final da sístole ventricular, fechamento das válvulas pulmonar e aórtica;
5. reinício da diástole atrial e ventricular.

A atividade funcional integrada do coração depende de propriedades físicas que determinam sua auto-ritmicidade, condutividade e contratilidade. São estas propriedades que definem a seqüência das etapas do ciclo cardíaco. Para ativar tais propriedades, o coração dispõe de regiões com tecidos de morfologias próprias.

A auto-ritmicidade é determinada pelos marca-passos, que se situam no nódulo sinusal e no nódulo átrio-ventricular, e são aqueles

que geram a partida dos estímulos elétricos. O feixe de His e a rede de Punkinje de tecidos especializados encarregam-se da condutividade, garantindo a transmissão destes impulsos elétricos, célula a célula, até as regiões de musculatura comum, a qual, recebendo o sinal, responde com sua contratibilidade.

Na **Figura 14.2**, você pode ver tais regiões especializadas do coração:

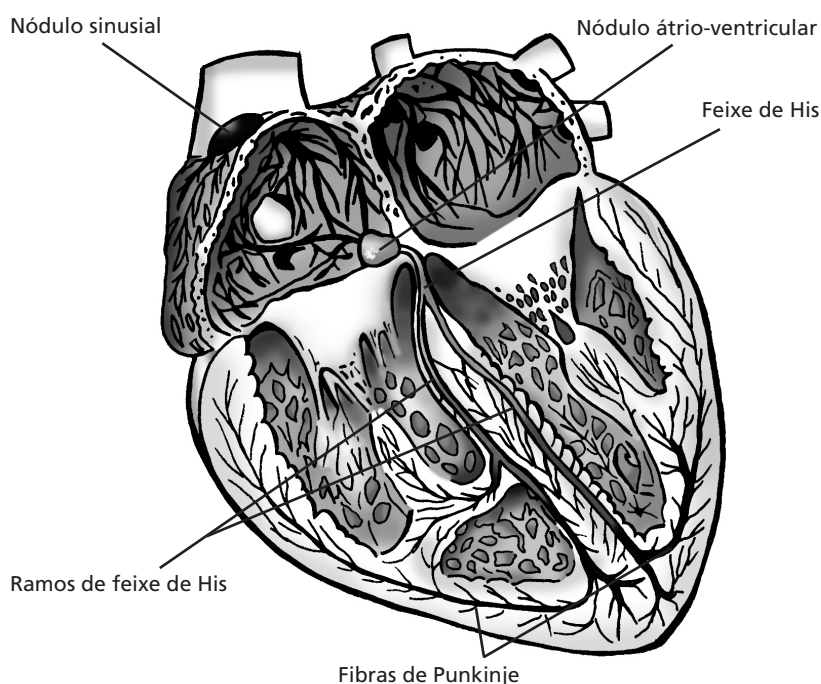


Figura 14.2: Regiões especializadas do coração.

Os dutos

Os vasos sanguíneos não são simples tubos por onde o fluxo trafega, mas uma complexa rede de dutos de calibres, constituições, quantidades e propriedades físicas distintas. Existem três tipos de dutos: artérias, veias e capilares.

As artérias e as veias, os vasos de maiores calibres, têm camadas de músculo liso que as envolvem; nas artérias, essas camadas são mais grossas que nas veias. As artérias são também mais elásticas que as veias, o que lhes permite variar suas áreas superficiais para acumular energia e devolvê-la, produzindo pressão sobre o fluxo de sangue, quando o

coração repousa. Você pode compreender tal capacidade imaginando uma tira de borracha esticada; quando ela é solta, volta a seu tamanho original, produzindo uma força sobre o corpo que estiver preso a ela. A elasticidade das artérias é necessária para que ela possa continuar impelindo o sangue na direção do sistema venoso, mantendo-o sob pressão.

As veias, se comparadas com as artérias, têm paredes mais delgadas, menos musculatura lisa, menos elastina e maior distensibilidade; em compensação, têm maior raio interno ou um lume maior. As veias se distinguem ainda das artérias pela presença de válvulas, em intervalos mais ou menos regulares, que impedem o refluxo do sangue na sua viagem para o pulmão. Quando tais válvulas não funcionam perfeitamente, o sangue reflui; é a causa das varizes nas pernas.

Os sistemas venoso e arterial têm uma arquitetura similar, de ramificações sucessivas a partir do coração, com mudança gradual de suas dimensões e de suas constituições. As artérias ramificam-se em arteríolas, que, por sua vez, ramificam-se nos capilares que se comunicam com as vênulas, as ramificações das veias.

Os capilares constituem o leito vascular que se interpõe entre as arteríolas e as vênulas. O sistema de capilares assemelha-se muito mais a uma rede do que a ramificações de um tubo. Com diâmetros quase da ordem daquele de uma célula, eles não possuem músculos lisos envolvendo suas paredes finas. Através das paredes, são exercidas as funções vitais dos capilares: liberar o oxigênio para as células dos diversos tecidos e órgãos (com exceção do pulmão) que, em troca, lhe cedem o dióxido de carbono (CO_2). Nos rins, os capilares debitam, na forma de urina, muitos dos produtos tóxicos do metabolismo. Além disso, os leitos capilares são também os sítios onde as células brancas deixam o sangue para defender o organismo de invasores.

Na **Figura 14.3**, você pode ver esquemas das estruturas das artérias, veias e capilares, além da arquitetura desses sistemas e de suas ramificações.

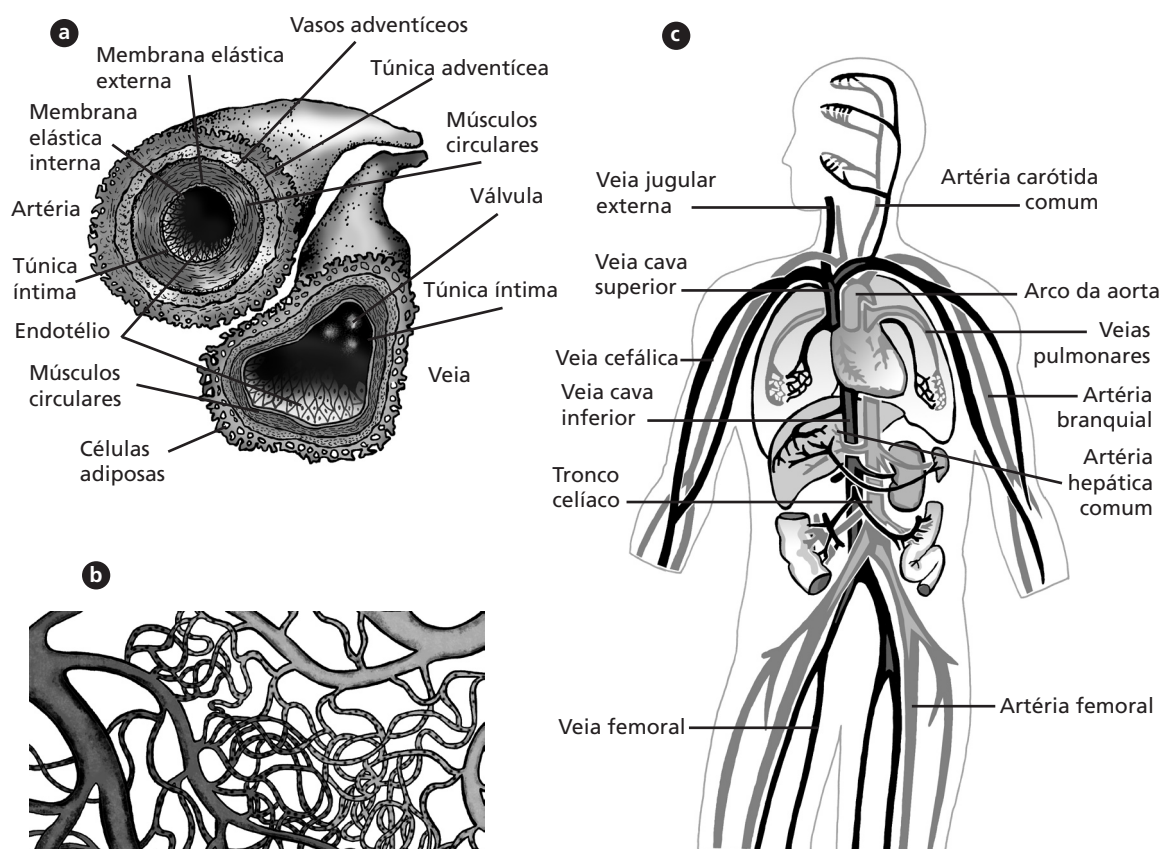


Figura 14.3: (a) Estrutura da artéria e da veia; (b) rede capilar; (c) circulação sangüínea.

O fluido

O sangue não é um fluido simples, mas uma suspensão de diversas células (glóbulos vermelhos ou eritrócitos, glóbulos brancos ou leucócitos, e plaquetas) numa fase líquida, chamada plasma. As células em suspensão ocupam 45% do volume, e o plasma, 55%. A constituição do plasma é basicamente água, onde se encontram ainda K, Na, Ca, Fe, proteínas, hormônios e resíduos metabólicos, além dos gases dissolvidos O_2 e CO_2 .

Em função dessa complexa constituição, a viscosidade do sangue não é a mesma ao longo do sistema circulatório. Ela é função, predominantemente, da concentração das células em suspensão. Uma medida da concentração dessas células é expressa pelo hematócrito, que é a relação entre o volume dos glóbulos vermelhos e o volume total de sangue. Como valor médio para todo o corpo, o hematócrito é da ordem de 0,4. Entretanto, para diversos órgãos e regiões corporais, ele varia consideravelmente. Por exemplo, no baço, ele pode chegar a 0,8, mas em tecidos renais, ele pode chegar a 0,15.

O volume de sangue existente no corpo de um homem adulto masculino com peso entre 60 e 80kg é da ordem de cinco litros. A densidade do sangue é de $1,04\text{g/cm}^3$

A MECÂNICA DO CORAÇÃO

Para analisar e compreender o sistema circulatório, vamos aplicar os conceitos e leis estudados na Aula 12 – Princípios de Hidrodinâmica –, para as situações vigentes no sistema que se enquadram nos limites de validade daqueles princípios.

Naquela aula, você aprendeu que o movimento de um fluido ideal em um escoamento estacionário, no campo gravitacional da Terra, é governado, basicamente, pelo compromisso (estabelecido entre as variáveis densidade, velocidade e pressão) que se expressa, por um lado, na equação da continuidade e, por outro, na Equação de Bernoulli.

Você deve recordar ainda que tais equações resultam da aplicação de dois princípios de conservação, respectivamente: da massa e da energia.

Para compreender os aspectos hidrodinâmicos gerais do sistema circulatório, podemos simulá-lo por um modelo equivalente que seja constituído com elementos que desempenhem as mesmas funções das partes que integram o sistema, como mostrado na **Figura 14.4**: duas bombas bicamerais, distintas em potência e capacidade, e um circuito de dutos com ramificações sucessivas de diâmetros variáveis, tendo o sangue por fluido.

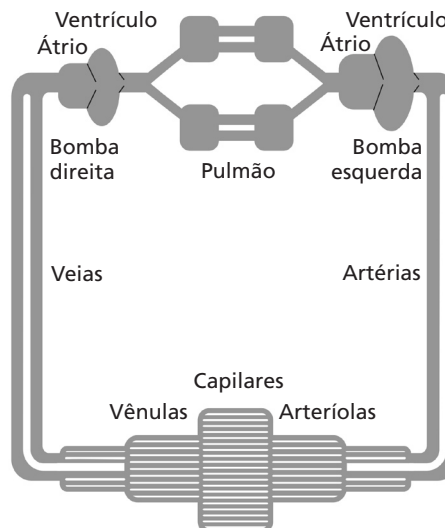
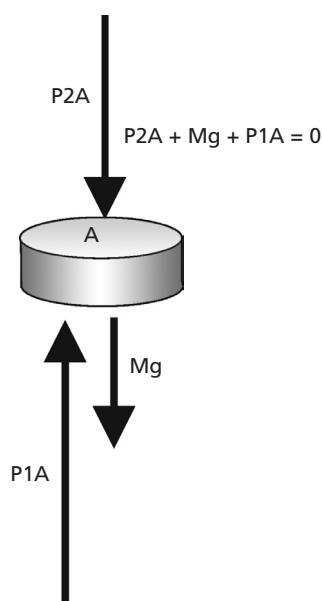


Figura 14.4: Modelo de simulação do sistema circulatório.

Imagine que, inicialmente, nosso “sistema circulatório” esteja preenchido completamente com sangue, mas que as bombas estejam desligadas.

O que aconteceria com o sangue nessa situação? Obviamente, nada, pois esta seria uma situação estática, ou melhor, hidrostática; teríamos apenas um fluido em repouso. Em cada ponto, existiria uma pressão dependente apenas da sua densidade e da sua altura, conforme vimos na Aula 12, pois cada elemento de volume do fluido estaria sujeito a uma força resultante nula. Lembrando que essa força resultante sobre cada elemento de volume do fluido é dada pela soma das forças devidas às pressões acima e abaixo dele com o peso:



Para fazer o sangue circular nas suas vias, torna-se necessário, portanto, alterar esse estado de resultante nula. Como não podemos alterar a força peso, temos que produzir alterações nas forças devidas às pressões. Este é o papel das bombas cardíacas: exercer pressões sobre o sangue que se encontra nas suas câmaras, de forma a garantir o seu movimento por todo o circuito.



ATIVIDADE

1. Com base na explicação anterior, estabeleça a relação entre as pressões P_1 e P_2 na situação hidrostática (bombas desligadas) e a condição exigida para a situação hidrodinâmica de um elemento de volume do sangue nos movimentos descendente na artéria e ascendente na veia. Considere nosso modelo de simulação do sistema circulatório e situe o elemento de volume em dois pontos de mesma altura em cada ramo do circuito.

RESPOSTA COMENTADA

Na situação hidrostática (ou de resultante nula), temos que a pressão P_2 é menor que a P_1 , pois, $P_2 A = P_1 A - \rho g \Delta z A$, em ambos os ramos. Na situação hidrodinâmica, para que o sangue se movimente descendo, é necessário que a resultante, diferente de zero, seja nesse sentido; portanto, temos que ter $P_2 A > P_1 A - \rho g \Delta z A$ ou $P_2 > P_1 - \rho g \Delta z$. Para que ele suba no outro ramo, teremos que ter, analogamente, $P_1 > P_2 + \rho g \Delta z$. Note que, nessa última situação, a força devida à pressão P_1 abaixo do elemento tem de suplantear a soma da força gravitacional (o peso do elemento de volume) com a força devida à pressão P_2 .

No ciclo cardíaco, as pressões exercidas pelas duas bombas não são iguais: a bomba esquerda é mais potente que a direita. Além disso, numa mesma bomba, o comportamento da pressão no átrio e no ventrículo é diferente.



ATIVIDADE

2. Que razão física você daria para explicar a diferença nas potências da bomba direita e da esquerda? Em outras palavras, por que a bomba direita pode/deve ser menos potente que a esquerda?

RESPOSTA COMENTADA

Se você bem se lembra, potência é uma medida de energia produzida por unidade de tempo. Ser menos potente, portanto, significa produzir menos energia por unidade de tempo. Assim, se consideramos um intervalo de tempo, a energia produzida pela bomba direita é aquela necessária para levar o sangue do coração ao pulmão, que estão muito mais próximos entre si do que as demais partes do coração que são servidas pelo sangue levado pela ação da bomba esquerda, ou seja, um menor trabalho é exigido do coração para levar um dado volume de sangue ao pulmão do que para levar igual volume a outras regiões mais distantes.

Você pode observar essas diferenças na **Figura 14.5**. Ali estão mostradas as pressões no átrio, no ventrículo e na aorta, em função do tempo, para ambas as bombas.

Considerando a bomba esquerda, você pode verificar imediatamente que:

- o pico da sístole atrial ocorre antes da ventricular;
- o comportamento da pressão no átrio é muito menos acentuado que o da pressão no ventrículo. Enquanto esta última sofre uma variação da ordem de 100 a 110mmHg entre o início da sístole e o seu pico, atingindo o valor máximo de 120mmHg, a pressão atrial sofre uma variação da ordem de 5mmHg, com um máximo em torno de 10mmHg;

– a pressão na aorta é sempre mais alta, variando acima do patamar de 80mmHg e, no pico da sístole ventricular, acompanha a pressão nesta câmara, chegando a um máximo de 120mmHg.

Considerando agora a bomba direita, verificamos que:

- igualmente, o pico da sístole atrial ocorre antes do da ventricular;
- o comportamento da pressão no átrio é também muito menos acentuado que o da pressão no ventrículo. Enquanto esta última sofre uma variação da ordem de 25 a 30mm Hg entre o início da sístole e o seu pico, atingindo o valor máximo de 30mmHg, a pressão atrial sofre uma variação menor que 5mmHg, com um máximo abaixo de 5mmHg;

– a pressão da artéria pulmonar varia a partir de um patamar de 10mmHg e, no pico da sístole ventricular, acompanha o comportamento da pressão nessa câmara.

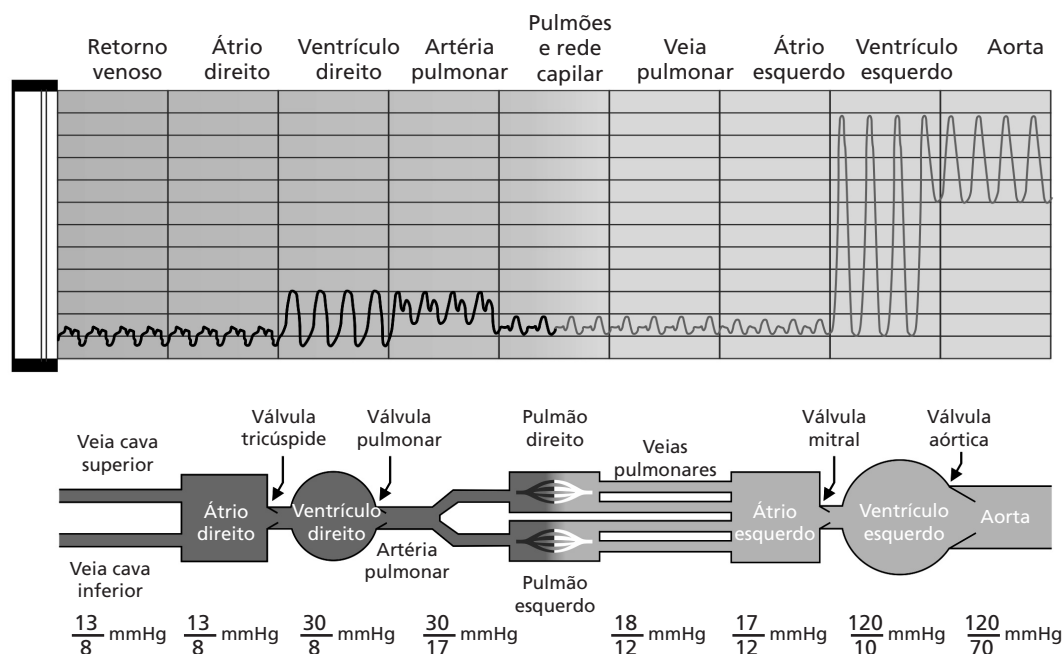


Figura 14.5: Comportamento da pressão nos átrios e ventrículos do coração.

De posse dessas informações, você agora pode entender o que significam os valores que são enunciados quando se mede a pressão sanguínea de uma pessoa: a pressão arterial no pico da sístole, o valor mais alto, e após ela, na diástole, o mais baixo. Assim, se um médico tomar a sua pressão sanguínea e disser que ela está 100 por 70, significa que seu ventrículo esquerdo está bombeando sangue para sua artéria, exercendo uma pressão de 100mmHg no pico da sístole, contra uma pressão de 70mmHg na artéria durante o repouso do coração.

Agora que você já sabe as suas causas, vamos discutir as características do movimento sanguíneo nos diversos trechos do circuito; em outras palavras, vamos analisar o comportamento da velocidade, pressão e densidade nestes trechos, que são as grandezas que nos dão as informações sobre o movimento.

Na **Figura 14.6**, você pode ver o esboço dos gráficos da velocidade do sangue e da área da secção transversal em função dos tipos de vasos do sistema circulatório. Você observa que o comportamento da velocidade é oposto ao da área das secções transversais. A velocidade é mais alta nas artérias e cai em direção aos capilares. A partir destes, ela volta a aumentar na circulação venosa, mas sem atingir o mesmo valor verificado nas artérias. Na aorta, o valor da velocidade é de cerca de 30cm/s; nos capilares, é da ordem de 1mm/s e, na veia cava, de 5cm/s.

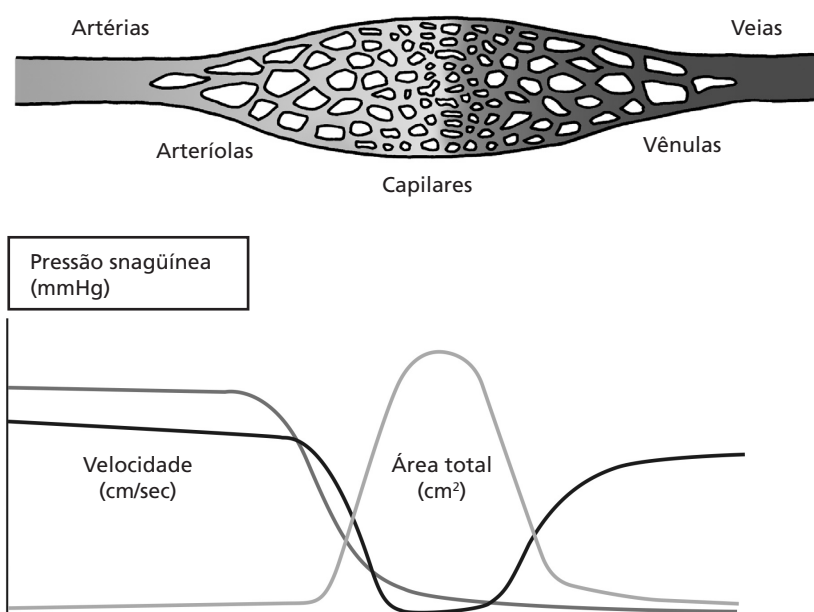


Figura 14.6: Velocidade do sangue nos vasos, comparativamente à área da secção transversal dos mesmos.

Como se explica o comportamento da velocidade, se, à primeira vista, a diminuição da área transversal do vaso, pela aplicação da equação da continuidade, nos levaria a esperar justamente o comportamento oposto, isto é, que a velocidade aumentasse com o estreitamento do tubo? A resposta é que não podemos, na nossa análise hidrodinâmica, considerar cada ramificação isolada, centrando nossa observação na parte do fluxo que atravessa para um dos ramos mais estreitos, mas, no fluxo total, que se subdividiu em vários. Então, se um fluxo, que antes atravessava um tubo de determinada área A , dividiu-se em dois outros, ele passa a atravessar, na nova situação, uma área que é a soma das áreas dos dois ramos.

Logo, sua velocidade se altera, conforme a nova área. Se ela for maior, então, pela equação da continuidade, teremos uma redução da velocidade. É o que acontece no sistema circulatório. A soma das áreas das ramificações é maior que a área da aorta, que é de $2,5\text{cm}^2$. As pequenas artérias somam 20cm^2 ; as arteríolas, 40cm^2 ; os capilares, 2.600cm^2 ; as vênulas, 250cm^2 ; as pequenas veias, 80cm^2 , e a veia cava, 8cm^2 .

O que se passa, então, é equivalente a se ter um fluxo que atravessa um duto que vai gradativamente aumentando de diâmetro, como mostra a Figura 14.7:

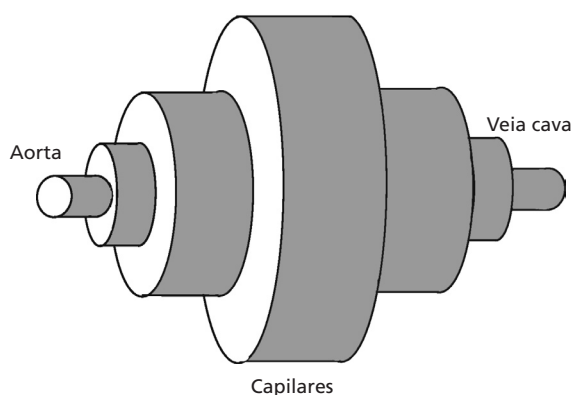


Figura 14.7: Modelo equivalente das vias do sistema circulatório para fins de aplicação da equação da continuidade.



ATIVIDADE

3. Considerando o modelo equivalente (**Figura 14.6**), determine a velocidade do sangue nos capilares em função da velocidade do sangue na aorta, sabendo-se que a área total da rede capilar vale $A_{\text{capilares}}$ e a área da aorta é A_{aorta} .

RESPOSTA COMENTADA

Se aplicamos a equação da continuidade nesse modelo equivalente, teremos a velocidade do sangue nos capilares dada por

$$v_{\text{capilares}} = \frac{A_{\text{aorta}}}{A_{\text{capilares}}} v_{\text{aorta}}$$

A pressão sanguínea não é a mesma em todos os vasos por onde o sangue flui. Ela varia ao longo do sistema, como mostrado na **Figura 14.8**. A partir da aorta, em direção aos capilares, há uma acentuada queda da pressão. É preciso, então, entender a causa desse comportamento.

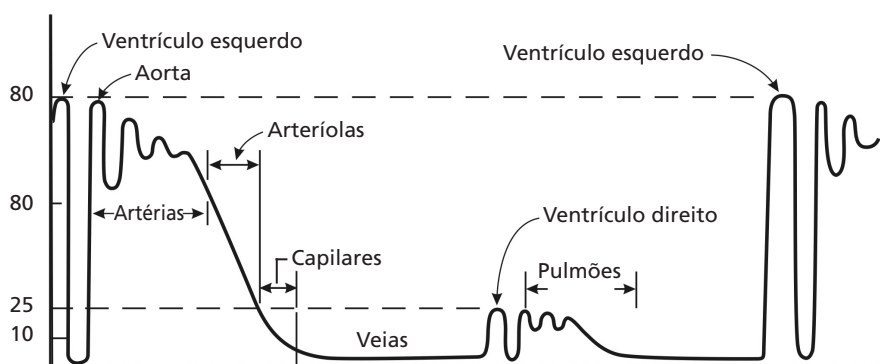


Figura 14.8: Comportamento da pressão sanguínea nos diversos vasos.

Viscosidade

Na Aula 12 – Princípios de Hidrodinâmica –, você estudou o modelo do movimento de um fluido ideal, mas não consideramos, ali, uma propriedade dos fluidos reais que interfere de modo decisivo no movimento: a viscosidade.

A viscosidade de um fluido é a grandeza que expressa a sua resistência a mover-se. Você conhece, certamente, essa propriedade, pois já deve ter tido a oportunidade de observar a diferença na qualidade do movimento entre uma porção de água e uma de xarope, quando escorrem sobre uma superfície; o xarope escorre mais lentamente, ele é mais viscoso.

Você pode compreender qualitativamente essa propriedade imaginando o volume de um fluido como se fosse constituído de finas camadas justapostas. Quando uma delas é solicitada por uma força, entre tal camada e a justaposta surge uma força de atrito que se opõe ao movimento. A viscosidade expressa essa resistência. Tal como o atrito entre superfícies sólidas, as forças devidas à viscosidade são dissipativas, consomem parte da energia útil, transformando-a em energia térmica.

Um fluxo que apresenta um campo de velocidade tal como se o líquido fosse constituído de finas lâminas que se movem com velocidades sucessivamente mais altas, como mostrado na **Figura 14.9**, a seguir, é chamado fluxo laminar.

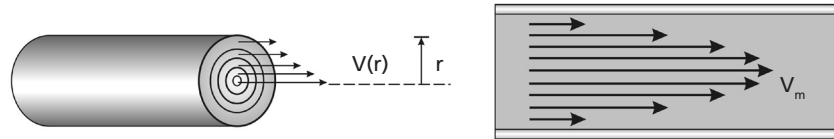


Figura 14.9: Fluxo laminar; finas lâminas de fluido com velocidades que aumentam à medida que nos dirigimos ao centro do fluido.

Experimentalmente, foi observado que, para um fluxo laminar, a força F , necessária para mover uma placa num fluido em movimento, como mostrado na **Figura 14.10**, é proporcional à área da placa A e à variação da velocidade do fluido ao longo do eixo perpendicular à placa, isto é, proporcional ao gradiente de velocidade ao longo desse eixo. A constante de proporcionalidade, η , é chamada viscosidade.

$$F_{\text{visc}} = hA \frac{\Delta v}{\Delta y}$$

A viscosidade é medida, no MKS, em N.s/m^2 ou Pa.s , e, no CGS, em Poise. A viscosidade da água, a 20°C , é $0,01\text{Poise}$; a do sangue é $0,003\text{Poise}$ e a de um xarope é, normalmente, 100 mil vezes maior.

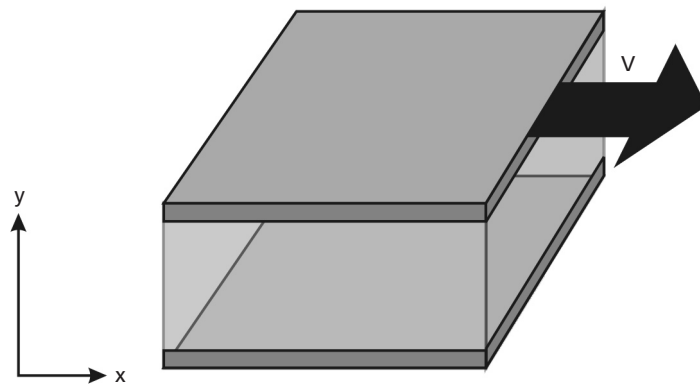


Figura 14.10: Arranjo experimental para se medir a viscosidade de um fluido.

A viscosidade é uma propriedade do fluido que depende, entre outros fatores, da temperatura; a do sangue aumenta com a diminuição da temperatura. A viscosidade do sangue é função do hematócrito (volume glóbulos vermelhos/volume do sangue); ela aumenta quando o hematócrito aumenta. Aí você pode ver a importância de dois fatores que influenciam a circulação sangüínea, porque interferem na viscosidade, impondo alterações ao fluxo. O aumento da viscosidade pode ser responsável por muitas doenças cardiovasculares.



ATIVIDADE

4. Como fica a viscosidade do sangue numa situação de anemia? E numa situação de policitemia?

RESPOSTA COMENTADA

Uma pessoa com anemia está com uma deficiência de glóbulos vermelhos no sangue, isto é, com o hematócrito abaixo do valor normal, enquanto uma com policitemia, ao contrário, está com o hematócrito elevado. Conseqüentemente, como a viscosidade aumenta com o hematócrito, o sangue de uma pessoa com anemia é menos viscoso e o daquela com policitemia é mais viscoso.

A viscosidade, porém, não é a única vilã que interfere no fluxo sangüíneo. Isto foi o que demonstrou, experimentalmente, Poiseuille (1797-1869), médico fisiologista francês que inventou um método para medir a pressão sangüínea e realizou muitos estudos sobre os fluxos de líquidos através de tubos, para poder entender a circulação do sangue.

LEI DE POISEUILLE

Realizando experimentos com tubos de variados tamanhos e diâmetros, contendo fluidos diferentes, Poiseuille chegou à conclusão que a taxa de escoamento, ou a vazão Q (volume por unidade de tempo) de um fluido de viscosidade η , num tubo (Figura 14.11), é dada pela

relação entre a diferença de pressão, $P_1 - P_2$, operando no fluxo e a resistência viscosa do fluxo R .

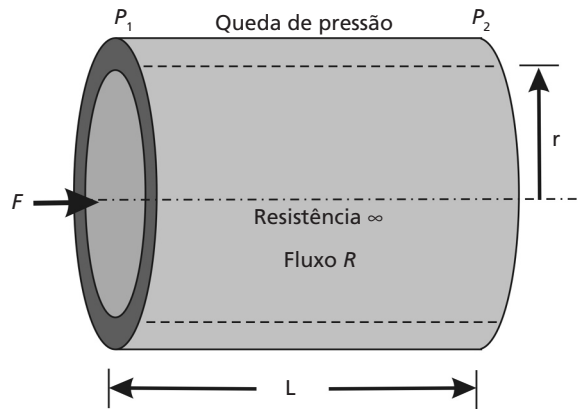


Figura 14.11: Resistência viscosa de um tubo.

A resistência viscosa depende do tamanho L e do raio r do tubo e da viscosidade do fluido. A vazão e a resistência do fluido são dadas pelas relações:

$$Q = \frac{P_1 - P_2}{R}$$

$$R = \frac{8hL}{pr^4}$$

A Lei de Poiseuille foi importante para entender diversos efeitos observados nos fluxos de líquidos.

O primeiro deles é servir para modelar a dependência da queda de pressão com a resistência viscosa devida ao comprimento do tubo por onde flui o líquido antes contido num reservatório. Você pode observar essa situação pela **Figura 14.12**, a seguir:

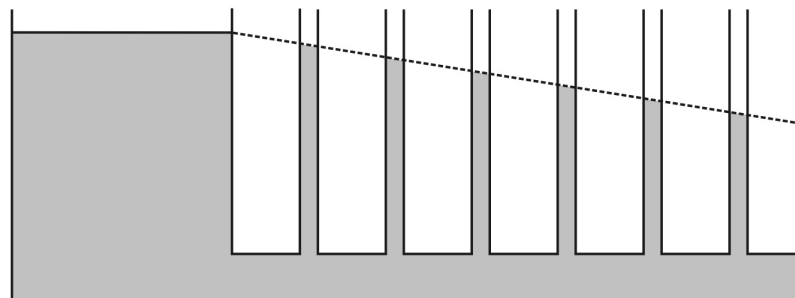


Figura 14.12: Variação da pressão em fluxo devida à resistência viscosa do tubo.

Você constata, por essa figura, que o líquido que flui no tubo horizontal, em cada ponto, a partir da base do reservatório, onde ele se conecta, está sob uma pressão menor que aquela existente no fundo do reservatório. É o que informa a série de manômetros acoplados ao tubo, pois, como você deve se lembrar, as alturas das respectivas colunas são menores. Note que a queda de pressão com o comprimento do tubo é linear.

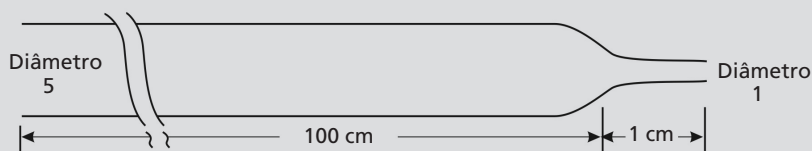
Observe, agora, a sensibilidade da resistência viscosa com o outro parâmetro do tubo, o raio. Se você, mantendo o mesmo raio, dobrar o comprimento do tubo para $2L$, a resistência viscosa dobra; mas, se, mantendo o mesmo comprimento, você diminuir o raio à metade, a resistência aumenta 16 vezes! Os efeitos sobre o fluxo, então, ficam óbvios: no primeiro caso, o fluxo cai à metade; no segundo, ele se reduz a $Q/16$! As consequências desses efeitos na circulação sangüínea podem, então, ser entendidas e calculadas.

Como consequência da sensibilidade da resistência viscosa a variações no raio dos vasos, tem-se que a queda de pressão é preponderantemente determinada por esse parâmetro, isto é, pela diminuição do raio dos vasos, explicando o comportamento da pressão mostrado na **Figura 14.8**.



ATIVIDADE

5. Calcule a resistência viscosa em dois pontos da circulação sangüínea mostrada na figura a seguir, sendo um ponto na região mais larga e outro na estreita.



RESPOSTA COMENTADA

A resistência viscosa da região larga é $R_{\text{larga}} = 8\pi L/r^4$ e a da estreita é $R_{\text{estreita}} = 8\pi 0,01L/(r/5)^4$. Ou seja, $R_{\text{estreita}} = 6,25 R_{\text{larga}}$. Em outras palavras, um único centímetro de um pequeno vaso (uma arteríola ou um capilar, por exemplo) que tem um raio de um quinto daquele de um grande vaso (uma artéria) tem uma resistência 6,25 vezes maior que a de um metro do grande vaso.

Você pode entender, então, por que uma pequena alteração no raio de um vaso sanguíneo (por exemplo, um depósito de gordura numa artéria) significa uma enorme sobrecarga no trabalho do coração: ele precisa fornecer uma energia anormal para manter o fluxo sanguíneo dentro de sua taxa normal, isto é, precisa produzir pressões mais altas para levar a mesma quantidade de sangue pelas partes do corpo. Veja, no quadro da **Figura 14.13**, a dimensão do esforço do coração, em termos de pressão, para dar conta de oclusões nos vasos sanguíneos, ou seja, para restaurar a taxa do fluxo:





Uma pequena oclusão pode ter um efeito surpreendentemente grande!			
Oclusão	Artéria sadia	Se a pressão é 120mmHg, fluxo =	Pressão para restaurar o fluxo normal
0%		100 cm ³ /min	120 mmHg
20%		41 cm ³ /min	293 mmHg
50%		6.3 cm ³ /min	1920 mmHg
80%		0.16 cm ³ /min	75.000 mmHg

Figura 14.13: Efeitos da obstrução nos vasos sanguíneos sobre o funcionamento do coração.

Por outro lado, a Lei de Poiseuille nos dá uma idéia do que é a complexa tarefa de manter a regulação do fluxo sanguíneo para as diferentes partes do corpo. Em razão de alguma demanda, pode

acontecer que se torne necessário aumentar a quantidade de oxigênio de alguma região do corpo ou, ao contrário, que seja necessário diminuir tal quantidade em outra região. Esse controle de fluxo é exercido pelos processos de vasodilatação e vasoconstrição próprio das arteríolas, que se situam favoravelmente antes dos capilares.

Embora os trabalhos de Poiseuille tenham trazido grandes contribuições à compreensão do movimento dos fluidos, e a lei que leva o seu nome seja aplicada com bons resultados em muitas situações que prevalecem no sistema circulatório, ela padece de uma séria limitação quando a tubulação por onde o fluxo atravessa não tem paredes rígidas, nem diâmetro constante, como é o caso do sistema vascular.

Assim, se tomarmos o mesmo arranjo da **Figura 14.11**, modificado ligeiramente com a introdução de uma constricção, para analisar o comportamento da pressão nesse fluxo, o resultado que se obtém nos manômetros não é o previsto pela Lei de Poiseuille, mas o mostrado na **Figura 14.14**, a seguir:

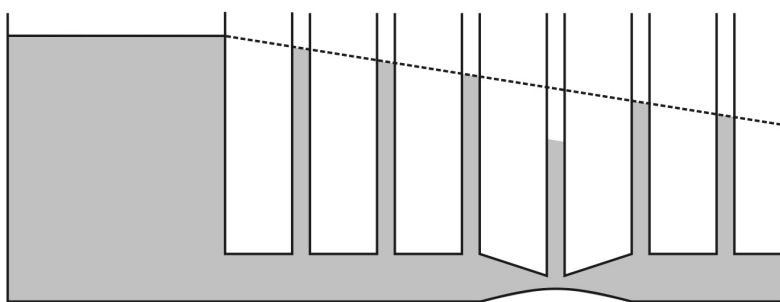


Figura 14.14: Efeito de uma constricção num fluxo sobre a pressão (note que o resultado esperado por Poiseuille seria o indicado pela linha pontilhada).

Como antecipamos na Aula 12, a explicação desse efeito só pode ser entendida à luz da equação da continuidade e do Princípio de Bernoulli. Pela equação da continuidade, sabemos que, na constricção, a velocidade do fluxo aumenta (pois a área da seção transversal diminui). Em consequência, pelo princípio de Bernoulli, naquele ponto onde a velocidade aumenta a pressão tem que diminuir.

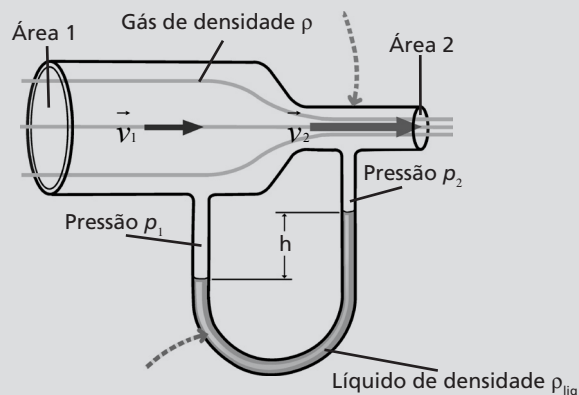


ATIVIDADE

6. Analisando os exames de um paciente, o cardiologista verificou o estreitamento de uma artéria, cujo raio, originalmente de 2,0cm, foi reduzido à metade. Foi medida a velocidade do fluxo sanguíneo antes do estreitamento, obtendo-se o valor de 25cm/s. Pergunta-se: qual é a queda da pressão sanguínea que se deve esperar no estreitamento?

RESPOSTA COMENTADA

Trata-se de uma questão retratada na figura a seguir, que pode ser resolvida com a aplicação da Equação de Bernoulli combinada com a equação da continuidade.



Combinando as duas equações (tente fazê-lo), encontramos, para a queda de pressão, a expressão:

$$P_2 - P_1 = \frac{\rho v_1^2}{2} \left(\frac{A_2^2 A_1^2}{A_2^4} \right) = \frac{1,04 \cdot 25^2}{2} (1 - 4) = 97,5 Pa$$

Você vê, portanto, que o Princípio de Bernoulli é mais geral que a Lei de Poiseuille. A razão da vantagem do Princípio de Bernoulli reside no fato de que ele foi deduzido a partir do princípio de conservação

da energia. Se você analisar dimensionalmente a sua fórmula analítica, verá que, de fato, ela exprime nada mais que energia por unidade de volume.

O Princípio de Bernoulli, então, pode ser usado para se estimar a energia (por unidade de volume) produzida pelo coração, a nossa bomba. Se não houvesse dissipação de energia em decorrência da viscosidade, para tanto bastaria simplesmente que se medissem a velocidade, a altura e a pressão sanguínea em um único ponto e que fizéssemos os cálculos como indicado no Princípio de Bernoulli; a energia por unidade de volume seria $U = P + 1/2 (\rho v^2) + \rho gh$, constante.

Entretanto, como parte dessa energia é dissipada em dois pontos diferentes da circulação, a energia por unidade de volume não será mais a mesma. A diferença entre tais valores fornece, então, o trabalho que o coração realiza para repor a parte consumida.

Ainda que os princípios físicos usados até aqui sejam suficientes para explicar muitos aspectos do sistema circulatório e, em boa aproximação, forneçam resultados de cálculos corretos para suas funções, eles não são o bastante para explicar situações mais complexas do movimento do sangue, em que não prevalecem as condições exigidas para sua aplicação. Até agora, sempre consideramos, nas nossas análises, fluxos laminares, embora saibamos que tal tipo de fluxo não seja o único que possa ocorrer no movimento de fluidos. Mais ainda, qualquer fluxo laminar, sob certas condições, pode mudar drasticamente o seu comportamento, não obedecendo, a partir daí, ao compromisso entre as variáveis densidade, pressão e velocidade, expresso pela equação da continuidade, na forma que vimos antes, e pelo Princípio de Bernoulli. Quando isso acontece, dizemos que o fluxo é turbulento.

Num fluxo turbulento, a velocidade das partículas do fluido tem uma componente aleatória, que pode mudar tanto em valor quanto na direção, imprimindo um caráter desordenado no fluxo. O surgimento de redemoinhos é uma característica de fluxos turbulentos.

A análise de um fluxo turbulento exige uma abordagem bem mais complexa da Mecânica dos Fluidos, que foge ao escopo do estudo nesta aula. Entretanto, é importante salientar que existem situações no sistema circulatório em que o fluxo sanguíneo apresenta-se com turbulências.

O aparecimento de fluxos turbulentos depende da velocidade, das propriedades do fluido, das vias por onde trafega, bem como de

obstáculos que ele encontre pela frente. Para um tubo de diâmetro D , a turbulência é previsível quando se mede a relação entre o produto da densidade, pela velocidade e pelo diâmetro e a viscosidade. Esta relação é chamada número de Reynolds,

$$R = \rho D v / \eta ,$$

Se o resultado de R for maior que 1.000, há uma tendência à turbulência mesmo em vasos retos e lisos.

Pela expressão do número de Reynolds, você pode constatar que a possibilidade de turbulência se verificará quando a velocidade aumentar bastante. Logo, as situações de estreitamento, ou obstrução, são oportunidades propícias a turbulências.

Nas grandes artérias, o número de Reynolds vai acima de 200. Nas ramificações das artérias, então, pode haver turbulências. Na aorta e na artéria pulmonar, o número de Reynolds atinge valores muito acima de 1.000, durante a ejeção ventricular rápida. Sons característicos de fluxos turbulentos são detectados nestes locais.



ATIVIDADE

7. Calcule o número de Reynolds para a aorta, considerando que a velocidade do sangue ao sair do ventrículo é 32cm/s. O diâmetro da artéria é cerca de 2cm, a viscosidade do sangue 0,04 Poise e sua densidade vale cerca de 1g/cm³.

RESPOSTA

Usando a expressão para o número de Reynolds, temos
 $R = 1.2.32 / 0,04 = 1.600.$

A ELETRICIDADE DO CORAÇÃO

Na Aula 6, você aprendeu como se formam e se mantêm os potenciais elétricos das membranas de células excitáveis, resultado da difusão de íons entre os meios extra e intracelulares. Você viu ainda, na mesma aula, a correlação entre o potencial eletroquímico e os transportes de partículas através da membrana.

As células cardíacas valem-se desses mecanismos para produzir os sinais elétricos que, conduzidos ao tecido muscular comum, determinam as contrações que, por fim, acionam as bombas que produzem as pressões para manter o sangue em movimento.

As células cardíacas são células excitáveis. Quando em repouso, através de suas membranas existe um potencial elétrico entre -60 e -90mV , significando que o meio intracelular é carregado negativamente em relação ao meio externo. Tal potencial é mantido por uma bomba de Na^+/K^+ , a qual determina a manutenção das diferenças de concentração do K^+ e do Na^+ entre o interior da célula e o meio externo; a concentração do K^+ é 30 vezes mais alta no citosol e a do Na^+ é 30 vezes menor.

A membrana da célula cardíaca é, controladamente, permeável aos íons K^+ , Na^+ , e Ca^+ . Quando um estímulo chega à membrana, suas propriedades físico-químicas se modificam, permitindo o trânsito seletivo de determinados íons. O trânsito de cada íon provoca alteração na distribuição original de cargas através da membrana, impondo alteração do potencial.

Em seqüência e/ou acopladamente, os trânsitos destes íons, no conjunto, provocam alteração do potencial de repouso, a qual, num tempo determinado, se extingue, para logo em seguida, recomeçar. Essa alteração cíclica do potencial de repouso da membrana é chamada potencial de ação.

O potencial de ação compreende cinco fases consecutivas, designadas fases 0, 1, 2, 3 e 4. Na **Figura 14.15**, você verá o gráfico de um exemplo de potencial de ação, que mostra a variação do potencial transmembranar em função do tempo, com tais fases assinaladas.

A fase zero corresponde a uma rápida despolarização da membrana, provocada pela entrada maciça de íons Na^+ . Nessa fase, o potencial varia, elevando-se de -90mV a $+20\text{mV}$. A fase 1 corresponde a uma repolarização, também rápida, atingindo o potencial o valor

-10mV. Em seguida à primeira excitação, há um certo tempo durante o qual o potencial fica em torno de 0mV, na fase 2. Mais uma vez, a permeabilidade da membrana se altera, permitindo a saída do K^+ , que provoca a restauração do potencial (repolarização) na fase 3. A fase 4 é caracterizada pelo tempo de repouso estável até a chegada do próximo estímulo.

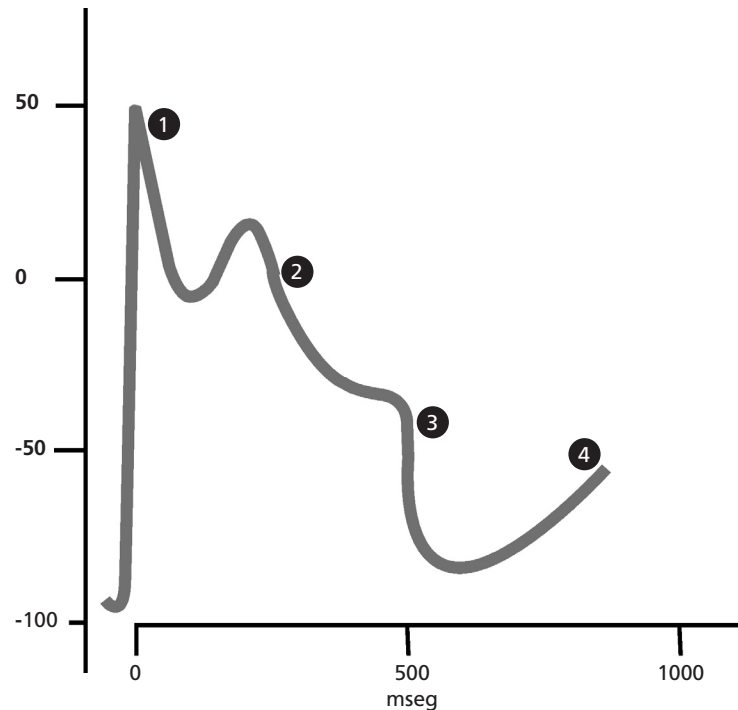


Figura 14.15: Potencial de ação.

Os potenciais de ação dos três tipos de células cardíacas não são iguais. Nas células dos nodos sinusal e aurículo-ventricular, eles são similares, mas distintos daqueles nas células do tecido de Purkinje. A distinção está associada às funções que cada qual desempenha no processo geral.

As principais características dos nodos sinusal e aurículo-ventricular são: potencial de repouso mais alto, em torno de -60mV, ausência da fase de repouso e baixa velocidade na fase de excitação. A ausência da fase de repouso, depois da repolarização, na fase 4, significa que o potencial não se mantém estável, mas varia lentamente até chegar aos -60mV, quando já começa uma nova excitação. A baixa velocidade

na fase de excitação corresponde a uma entrada lenta do Na^+ na célula, o que faz com que a despolarização se instaure lentamente, variando o potencial de 1 a 2 volts por segundo. Tais características marcam o automatismo das células dessas regiões, conferindo-lhes o caráter de marca-passos; as alterações da permeabilidade aos íons de Na^+ e K^+ nas membranas se instauram de forma espontânea, sem necessidade de estímulo. O ritmo em que isso ocorre é de 60 a 100 vezes por minuto, isto é, em cada minuto, o potencial da membrana se despolariza e volta a se repolarizar entre 60 e 100 vezes. Os potenciais de ação dessas células são mais lentos, e a duração é menor.

O feixe de His e as fibras de Purkinje são responsáveis pela condução dos impulsos elétricos iniciados no marca-passos. Essas células constituem o caminho por onde os impulsos são levados às demais regiões do músculo cardíaco. O comportamento do potencial de ação de tais células difere daquele dos marca-passos. O valor do potencial de repouso é em torno de -90mV , a taxa de elevação do potencial agora é muito alta, de 500 a 1.000V/s , e a duração do potencial é muito grande. O potencial de ação é dito rápido, e sua frequência é menor: cerca de 40 vezes por minuto.

As células das demais regiões do coração possuem potencial de ação intermediário entre os tipos antes discutidos.

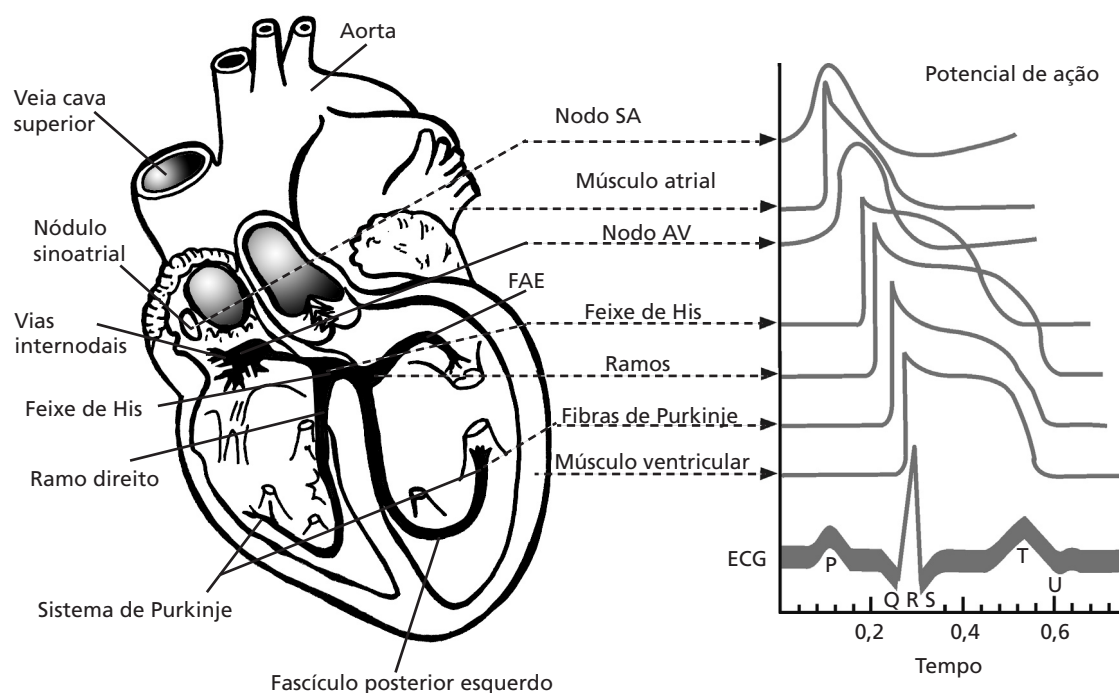


Figura 14.16: Os potenciais de ação dos diversos tipos de células cardíacas.

Na Figura 14.16, você pode ver uma comparação dos potenciais de ação das diversas células.

Na Figura 14.17, você pode acompanhar um esquema do complexo controle da contração cardíaca. Com esse esquema, você tem a oportunidade ímpar de observar como, no nível celular, uma intrincada rede de fenômenos/processos físicos, físico-químicos e bio-físico-químicos se inter-relacionam para promover, finalmente, a fenomenal cadeia de transformações de energias que se realiza nos sistemas biológicos: energia química, que se transforma em elétrica, que se retransforma em química, que, por fim, se transforma em mecânica.

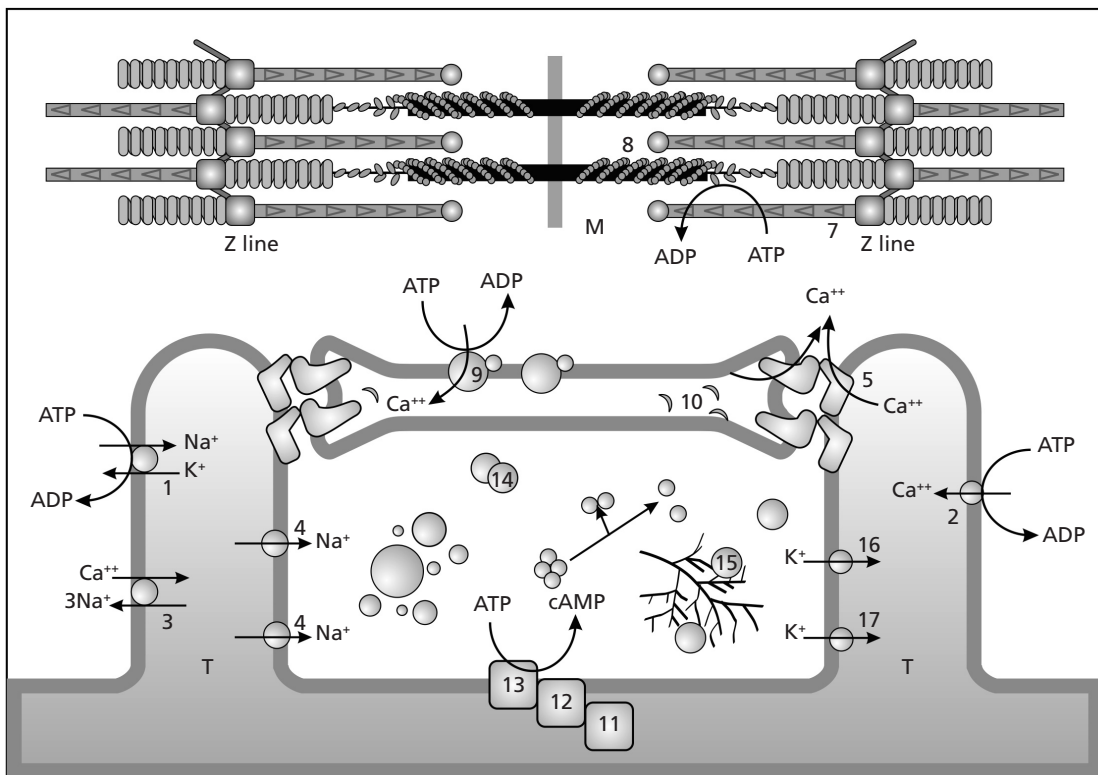


Figura 14.17: (1) Bomba de Na^+/K^+ (à custa de ATP-ase, mantém o potencial de membrana); (2) bomba de Ca^{++} (à custa de ATP-ase, retira o íon para fora do citosol); (3) canal $\text{Na}^+/\text{Ca}^{++}$ (às expensas do gradiente de concentração do Na^+ preexistente); (4) canais de Na^+ (são ativados por alteração no potencial elétrico da membrana da célula vizinha; íons de Na^+ entram no citosol e vão aumentando o potencial até que a membrana se despolariza, quando os canais se fecham); (5) canais ativados por alteração do potencial, assumem a continuação da entrada de íons Ca^{++} , fornecendo cerca de 10% do necessário à etapa de contração; (6) receptores ryanodina (fornecem, a partir do retículo sarcoplasmático, o restante do cálcio); (7) íons de Ca^{++} ligam-se à proteína reguladora troponina-C; (8) interação da miosina com a actina, produzindo a contração; (9) e (10) retorno do Ca^{++} para o retículo e para fora da célula, finda a contração; (16) e (17) saída de K^+ , restaurando a polaridade do potencial de repouso.

ELETROCARDIOGRAMA

O eletrocardiograma é o registro, ao longo do tempo, das variações do potencial elétrico das membranas das células do músculo cardíaco em atividade. Esse registro não é realizado diretamente, medindo-se o potencial das membranas das células cardíacas, mas pela medida da diferença de potencial elétrico entre pontos padronizados da superfície cutânea. Esta diferença de potencial decorre da propagação das ondas de despolarização e repolarização daquelas células, ou seja, é devida ao campo elétrico gerado pelo dipolo elétrico cardíaco ao longo do ciclo cardíaco.

O eletrocardiograma consiste no registro de cinco ondas características (P, Q, R, S e T) de eventos elétricos da ativação do miocárdio. A onda P corresponde à despolarização do átrio, o conjunto QRS à despolarização do ventrículo e a T à repolarização do átrio.

A **Figura 14.18.a** mostra o registro do comportamento do potencial elétrico correspondente a tais ondas num ciclo. Na **Figura 14.18.b**, você pode comparar dois eletrocardiogramas, correspondentes a um coração com funcionamento normal e um com palpitação cardíaca:

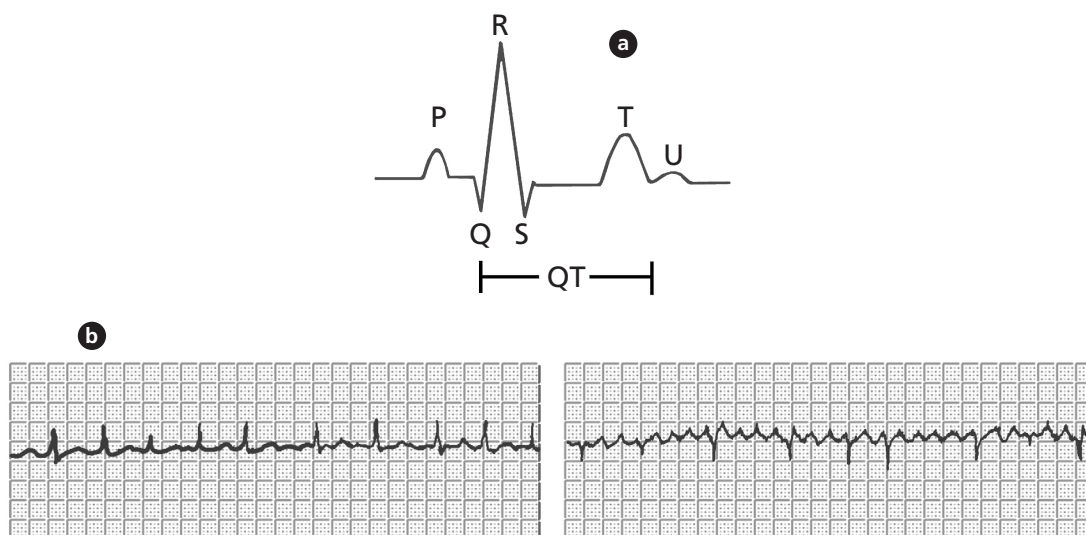


Figura 14.18: (a) Registro do potencial elétrico num ciclo cardíaco; (b) eletrocardiogramas.

ECOS DO CORAÇÃO

O sistema circulatório em funcionamento produz sons que podem ser ouvidos mais claramente com o auxílio de um estetoscópio. Esses sons são produzidos pelas vibrações das válvulas cardíacas, pelas vibrações das paredes do coração, durante as contrações, e pela aceleração e desaceleração do sangue no coração e vasos sangüíneos.

Os principais sons, na forma de um “lub-dub”, são produzidos no fechamento das válvulas, quando da entrada do sangue nos ventrículos e de sua saída, respectivamente. O “lub” marca, portanto, o início da contração do ventrículo – a sístole, e o “dub” o começo da sua relaxação – a diástole.

O som se constitui como uma seqüência de pulsos de compressão e rarefação (aumento e diminuição da densidade) das moléculas do meio por onde ele passa, formando uma onda. Como toda onda, ele carrega energia e está sujeita à ocorrência de fenômenos ondulatórios (reflexão, difração, refração etc.), que dependem das propriedades físicas da onda: velocidade (v), freqüência (f) e comprimento de onda (λ). Como você deve se lembrar, essas grandezas ondulatórias se relacionam por $v = \lambda f$.

Da mesma forma como os sinais elétricos, os sinais sonoros são fontes de informações sobre o comportamento da nossa superbomba. Por meio da análise das propriedades e comportamentos dos sons, podemos obter informações sobre as condições sob as quais são produzidos, bem como sobre os meios por onde ele atravessa.

O espectro de freqüências dos sons produzidos pelo coração carrega informações sobre as vibrações mecânicas da dinâmica cardíaca. Em regime de normalidade, os sons do sistema circulatório têm características típicas e próprias. A detecção de sons cujas características fogem daquelas apresentadas pelo sistema naquele regime é a primeira indicação da existência de problemas no seu funcionamento. É por isso que a primeira coisa que um cardiologista faz numa consulta médica é a ausculta cardíaca.

Embora o ouvido humano não seja capaz de realizar uma discriminação quantitativa dos sons, e só esteja apto ao registro de sons com freqüência na faixa de 20 a 20.000Hz, é possível com ele, auxiliado pelo estetoscópio, estabelecer-se diferenças qualitativas das propriedades de freqüência, intensidade e temporização entre vários sons, distinguindo-se entre um som

alto e um baixo, entre um grave e um agudo, ou distinguir um som galopante.

O registro gráfico dos sons produzidos pelo coração é uma técnica de diagnóstico auxiliar introduzida por Einthoven no final do século XIX (1894) chamada fonocardiografia. Ela consiste na análise discriminatória dos sons produzidos com as contrações cardíacas. Os sons, captados pelos detectores do equipamento (fonocardiógrafo), fazem vibrar uma ponta de caneta que registra sua frequência sobre o papel, à medida que este se desloca. O fonocardiograma é, portanto, o registro análogo ao eletrocardiograma.

Na **Figura 14.19**, você pode comparar os registros da atividade cardíaca, analisada a partir do comportamento da pressão sangüínea, do comportamento dos potenciais de membrana (eletrocardiograma) e dos sons (fonocardiograma).

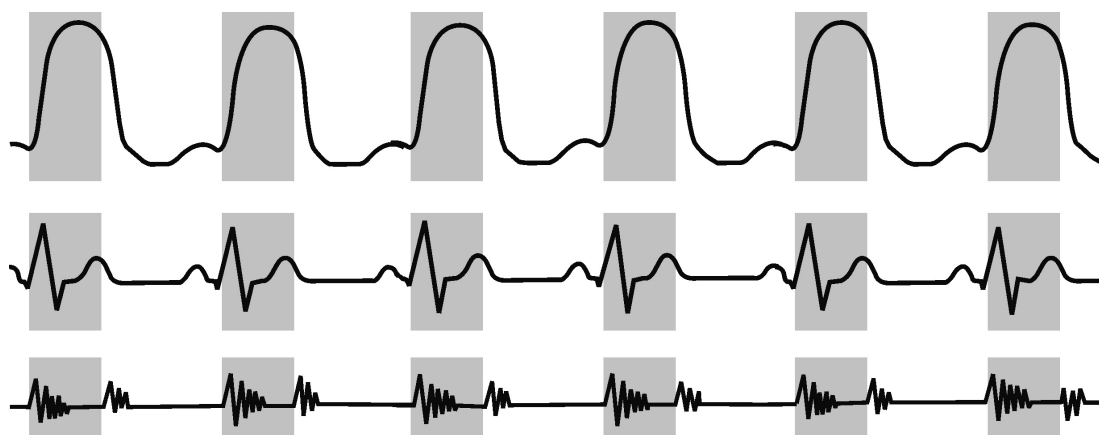


Figura 14.19: Registros da pressão sangüínea, eletrocardiograma e fonocardiograma.

Os ecos importantes do coração, contudo, não se restringem às informações que nos fornecem os sons que ele próprio produz no seu interior e envia para fora. Importa também saber como ele responde a sons que lhe são enviados do exterior. Por este lado é que se inscreve uma outra técnica de diagnóstico cardiológico, chamada ecocardiografia.

A ecocardiografia é a técnica de obtenção de imagens do coração, a partir do registro dos ultra-sons que o coração reflete.

O ecocardiógrafo é um equipamento capaz de gerar sons com frequências superiores a 20.000Hz (ultra-som) e de, também, registrar

a sua reflexão nos meios sobre os quais eles incidem. Esse duplo papel do ecocardiógrafo é feito pelo transdutor. Ele consiste em um cristal piezo-elétrico, material que tem a propriedade de alterar o seu tamanho quando recebe uma corrente elétrica, produzindo um som, e, vice-versa, produzir uma corrente elétrica, se atingido por um som.

Quando uma onda ultra-sônica incide sobre um meio material, parte dela é refletida e parte é transmitida de forma atenuada. A onda refletida recebida, que contém informações sobre o meio, é então utilizada para gerar imagens, como as mostradas na **Figura 14.20**.

A ecocardiografia é uma técnica de diagnóstico que fornece informações sobre a estrutura e o funcionamento do coração, exibindo o movimento das válvulas cardíacas e do fluxo sanguíneo.

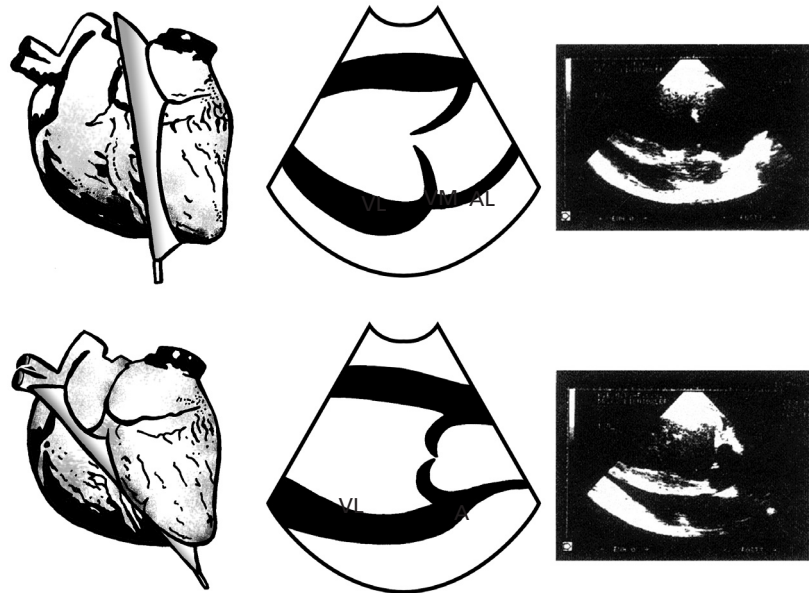


Figura 14.20: Imagens do coração feitas por ecocardiografia.

CONCLUSÃO

O sistema circulatório humano é uma complexa rede de canalização dotada de duas bombas e linhas de distribuição que garante a chegada de nutrientes aos milhões de células de nossos tecidos e órgãos, simultaneamente, e que providencia a retirada das substâncias que lhes são tóxicas e nocivas.

A dimensão da complexidade desse sistema pode ser avaliada pela sua extensão, pela sua capacidade de operação e pela eficiência do fenomenal trabalho que realiza.

Duas pequenas bombas, acomodadas num volume pouco maior que um punho fechado, impulsionam um fluxo de sangue por uma rede de vasos que, se emendados uns aos outros, representariam uma extensão superior a duas vezes o perímetro da Terra. Partindo da aorta, com uma velocidade de cerca de 32cm/s, o sangue, pulsionado por essas bombas à razão de cinco litros por minuto, chega aos meandros da rede capilar com uma velocidade 1.200 vezes menor para entregar, suavemente, oxigênio e nutrientes.

Em que pese tal complexidade, aplicando as leis físicas da Mecânica dos Fluidos e da Eletricidade, foi possível compreender os mecanismos que governam a circulação e constatar que o sistema circulatório é um exemplo, sem paralelo, da integração de processos físico-químicos que propiciam a mais ampla transformação de energia entre as suas formas química, elétrica e mecânica.

ATIVIDADE FINAL

Quais as grandezas físicas usadas para monitorar o funcionamento do coração e do sistema circulatório? Como se denominam os exames clínicos que fazem uso dessas grandezas?

RESPOSTA

*Pressão, diferença de potencial elétrico e intensidade do som.
Os correspondentes exames são: medida da pressão arterial (ou sangüínea), eletrocardiograma e fonocardiograma.*

RESUMO

Em relação ao sistema circulatório, o coração exerce papel equivalente ao de uma bomba mecânica hidráulica, para manter em movimento o fluxo de um líquido. Em realidade, o coração corresponde a um sistema de duas bombas encarregadas

de produzir pressões sobre o sangue em trechos específicos do sistema circulatório; a bomba esquerda impulsiona o sangue pelas artérias e veias da circulação sistêmica, e a bomba direita, pela circulação pulmonar.

Para produzir as pressões necessárias a fim de manter o sangue em contínuo movimento, o coração contrai-se, durante as sístoles, comprimindo o volume de sangue acumulado nas câmaras atriais e ventriculares em intervalos regulares de tempos.

O sangue é bombeado pelo ventrículo esquerdo para a aorta sob uma pressão máxima de 180 mmHg. Enquanto o coração repousa, nas diástoles, a pressão sangüínea é da ordem de 80 mmHg.

As características cinemáticas do movimento do sangue nos vasos são explicadas pela equação da continuidade: na rede capilar, a velocidade do sangue é bem menor que a velocidade nas artérias e veias, em decorrência da maior área total da rede capilar.

A viscosidade é uma propriedade dos líquidos que interfere no movimento; ela é o equivalente do atrito para os líquidos, expressa a resistência ao movimento e dissipa energia. Todo fluido em movimento apresenta uma resistência viscosa que depende da viscosidade e das características geométricas do vaso (comprimento e raio); ela é diretamente proporcional ao comprimento e inversamente proporcional a r^4 .

De acordo com a Lei de Poiseuille, a resistência viscosa é responsável pela queda de pressão nos vasos sangüíneos, sendo o raio o fator de maior preponderância. As bombas cardíacas são acionadas e controladas por sinais elétricos. O mecanismo utilizado para emitir o sinal elétrico é o potencial de ação: a despolarização e a repolarização do potencial elétrico da membrana das células cardíacas, processado em cinco tempos, transmitido célula a célula.

O funcionamento do sistema circulatório pode ser monitorado pela pressão sangüínea, pelo registro da atividade elétrica (eletrocardiograma) ou através do som, seja por aqueles produzidos pela dinâmica do coração e dos fluxos sangüíneos nos vasos (fonocardiograma), seja pelo som refletido pelo coração (ecocardiograma).

INFORMAÇÃO SOBRE A PRÓXIMA AULA

Na próxima aula, discutiremos a Biofísica da Respiração.

Biofísica do sistema respiratório

AULA 15

Meta da aula

Discutir a aplicação dos princípios físicos envolvidos nas etapas fundamentais do processo respiratório.

objetivos

Após o estudo do conteúdo desta aula, você deverá ser capaz de:

- indicar a causa do movimento de ar envolvido nos fluxos (inspiração e expiração) durante a ventilação pulmonar;
- explicar os comportamentos termodinâmicos que ocorrem na etapa de ventilação do processo respiratório;
- descrever a função do surfactante pulmonar;
- explicar como ocorre a troca gasosa.

Pré-requisitos

Para acompanhar esta aula, é necessário que você reveja as Aulas 6 e 12 desta disciplina, bem como as aulas de 29 a 33 de Corpo Humano I.

INTRODUÇÃO

A razão ou finalidade última da respiração é a produção eficiente de ATP. Dizer isso equivale a afirmar que a respiração nada mais é que um conjunto de mecanismos eficientes de transformação, armazenamento e transporte da energia necessária à atividade metabólica celular.

A molécula de ATP é a moeda de troca do metabolismo. É, principalmente, nela que se armazena a energia transformada, que vem da energia química existente nos alimentos, mediante oxidação, e, em seguida, será cedida para produzir a biossíntese, criar e manter gradientes de potencial eletroquímico e, ainda, realizar o trabalho muscular.

Você deve lembrar que existem duas formas de se formar o ATP pela quebra da glicose; uma, anaeróbica, sem consumo de O_2 , através da reação $C_6H_{12}O_6 + 2Pi + 2ADP \Rightarrow 2C_3H_6O_3 + 2ATP$, e a outra, em presença de O_2 (aeróbica), através da reação $C_6H_{12}O_6 + 6O_2 \Rightarrow 6CO_2 + 6H_2O + 36ATP$. Pela primeira reação, somente duas moléculas de ATP são formadas e, pela segunda, 36 moléculas! Fica claro, então, que é esta produção de ATP (a aeróbica) que estamos chamando de mais eficiente. Como é no ar que se encontra o O_2 , a respiração visa a levá-lo do meio exterior ao interior do organismo, conduzindo-o às células para que ocorra uma produção mais eficiente da energia de que ela necessita. Mas não apenas isso; a respiração compreende também o mecanismo que se encarrega de levar de volta ao meio exterior o CO_2 (dióxido de carbono) que se produz na célula e é tóxico ao organismo.

Na disciplina Corpo Humano I (Aulas 29, 30, 31, 32 e 33), você aprendeu a descrever o sistema respiratório; detalhadamente, você aprendeu a identificar as funções do aparelho respiratório, como cada uma das suas partes integrantes funciona, a reconhecer e descrever os fenômenos que ocorrem em cada etapa do processo, a quantificar as grandezas envolvidas na respiração etc.

Nesta aula, fundamentalmente, você aprenderá sobre o “porquê” ocorre a respiração. Aqui entraremos na discussão dos princípios físicos que governam os mecanismos que integram as principais etapas da respiração. Veremos como os princípios da Mecânica e da Termodinâmica explicam o fluxo de ar entre o meio exterior e os pulmões, bem como o papel do surfactante e as trocas gasosas.

A MECÂNICA E A TERMODINÂMICA DA RESPIRAÇÃO

Na Aula 29 de Corpo Humano I, você aprendeu que os fluxos de ar entre o meio exterior e os pulmões, e vice-versa, têm como causa primeira os movimentos da caixa torácica, comandados pela musculatura envolvida, tendo, nesta última, o diafragma um papel preponderante. O fluxo que entra, ou inspiração, é provocado quando ela se contrai, pois os volumes da caixa torácica e do pulmão aumentam. E o fluxo que sai, ou expiração, é provocado quando a musculatura relaxa, pois esses volumes retornam aos valores originais.

Para entendermos fisicamente como as alterações de volume do pulmão provocam os fluxos de ar para dentro e para fora deste órgão, temos que lançar mão dos nossos conhecimentos de Mecânica e conjugá-los com aqueles da Termodinâmica.

Como você deve lembrar, a Mecânica é a parte da Física que se encarrega de explicar o movimento; seja o movimento de um sólido, de uma massa líquida ou de uma gasosa. Sabemos de lá, da Mecânica, que o movimento de qualquer massa é produzido por uma força resultante diferente de zero, pois se esta for zero, a massa estará em repouso ou em movimento uniforme (com velocidade constante). Logo, como estamos aqui tratando de um fluxo de ar que, num ciclo respiratório, se movimenta em sentidos opostos, vemos que este não é o caso (de uma força resultante nula).

Relembremos, pois, como se provoca o movimento de uma massa gasosa. Você viu isso na Aula 12. Ali, consideramos um pequeno volume de fluido – lembre-se de que fluido tanto pode ser um gás, quanto um líquido –, na forma de uma pastilha de área A , como mostrado na **Figura 15.1**. Vimos que as forças que agem sobre ela são aquelas devidas às pressões, atuando sobre as faces da pastilha e apontando para seu interior, além da força da gravidade.

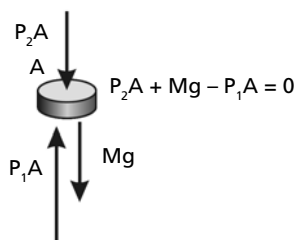


Figura 15.1: Forças atuando sobre um elemento de volume de uma massa líquida: as forças devidas às pressões acima e abaixo da pastilha, P_1A e P_2A , e a atração gravitacional sobre sua massa, Mg .



ATIVIDADE

1. Considere que a pastilha de ar da **Figura 15.1** está ao nível do mar, tem uma área $A = 1\text{ cm}^2$ e altura $h = 0,5\text{ cm}$. As pressões, acima e abaixo da pastilha são muito diferentes uma da outra? Você sabe calculá-las? Calcule a força da gravidade exercida sobre ela. Compare este resultado com as forças exercidas pelas pressões sobre a mesma pastilha. O que você tem a dizer sobre a situação?

RESPOSTA COMENTADA

As pressões, acima e abaixo, da pastilha são as mesmas – a pressão atmosférica, que vale $1,01 \times 10^5 \text{ Pa}$, pois, ao nível do mar, permanecendo a densidade do ar constante, as variações de pressão com a altura são desprezíveis. Você pode calcular esta diferença de pressão usando a relação obtida na Aula 12, $P_2 - P_1 = \rho gh$, onde ρ é a densidade do ar ($1,2 \text{ kg/m}^3$), g é a aceleração da gravidade (10 m/s^2), e verificar que ela é insignificante. Calculando agora a força da gravidade sobre a pastilha teremos $F = \rho Ahg = 1,2 \times 10^{-4} \times 0,5 \times 10^{-2} \times 10 = 6 \times 10^{-6} \text{ N}$. Já as forças devidas às pressões valem $P_1 A = P_2 A = 1,01 \times 10^5 \times 10^{-4} \approx 10 \text{ N}$. Comparando estas forças com a força da gravidade, vemos que elas são 10^7 maiores. Podemos, então, desprezar a ação da gravidade. Mas lembre: desprezar significa dizer que seus efeitos são muito pequenos diante daqueles das outras forças presentes, mas não significa dizer que ela não exista; ela existe sempre! Concluímos, em tais condições, então, que não haverá fluxo de ar com a pressão constante em todos os pontos.

Pelas conclusões da atividade, você constata que, estando os pulmões em contato com o ar, a pressão dentro dele é a mesma que a da atmosfera, não podendo ocorrer fluxo, a menos que se crie uma diferença de pressão entre dois pontos.

Assim, para que haja um fluxo do meio externo para o pulmão, é preciso que se crie uma diferença de pressão que resulte numa força apontando para baixo. Isso pode ser obtido tanto pelo aumento da pressão num ponto acima do pulmão, quanto pela diminuição da pressão num ponto abaixo, isto é, dentro do pulmão. Como a pressão em pontos fora do pulmão, salvo em condições artificiais, não pode ser alterada por nós, porque é a pressão exercida pela atmosfera, a saída encontrada é diminuir a pressão dentro do pulmão. Por raciocínio análogo, você conclui que, para que haja o fluxo inverso, do pulmão para o meio exterior, torna-se necessário produzir o oposto: tornar a pressão no interior do pulmão maior que a do meio externo. É exatamente isso que se verifica quando se mede o comportamento da pressão intrapulmonar.

Lançando mão de nossa pastilha de ar da **Figura 15.1**, estas duas situações corresponderiam aos esquemas mostrados, a seguir, na **Figura 15.2**.

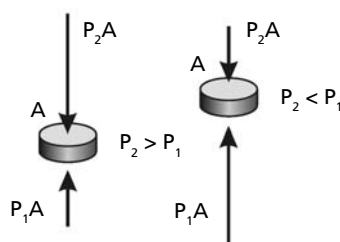


Figura 15.2: Esquema mostrando situações onde diferenças de pressão sobre um elemento de volume de uma massa fluida produzem fluxos em sentidos opostos: à esquerda, um fluxo para baixo e, à direita, um fluxo para cima.

Estabelecido que a causa efetiva do fluxo de ar é a diferença de pressão entre o meio exterior e o pulmão, provocada pela alteração da pressão neste último e, ainda, que tal alteração é promovida pela variação dos volumes da caixa torácica e do próprio pulmão, impõe-se, agora, explicar a correlação desses fatos. Isto é, impõe-se explicar por que a caixa torácica, aumentando de volume, tem como consequência o aumento de volume do pulmão, o que leva, finalmente, a criar a diferença de pressão necessária ao surgimento dos fluxos.

Como o aumento de volume da caixa torácica provoca o aumento de volume do pulmão?

Se o pulmão e a caixa torácica fossem diretamente ligados um ao outro, a resposta a tal pergunta seria muito fácil: diríamos que mecanicamente, com a caixa torácica exercendo uma força diretamente sobre ele.



ATIVIDADE

2. Se o pulmão fosse expandido mecanicamente, como cogitado antes, o que aconteceria com a pressão do ar no seu interior? Haveria fluxo equivalente ou análogo ao da inspiração?

RESPOSTA COMENTADA

Se o pulmão fosse expandido mecanicamente por forças diretamente aplicadas sobre ele, seu volume inicial V_0 sofreria uma variação, aumentando para um valor final V_f , e, como consequência termodinâmica, pela equação de estado dos gases ideais, $PV=nRT$, mantida a temperatura constante, a pressão inicial P_0 cairia para um valor P_f , dada por

$$P_f = P_0 V_0 / V_f.$$

Assim, entre um ponto no meio exterior e um ponto no pulmão haveria uma diferença de pressão, ΔP , dada por

$$\Delta P = P_0 - P_f = P_0 - P_0 \frac{V_0}{V_f}$$

a qual produziria o fluxo do exterior para o interior; logo, equivalente ao da inspiração.

Entretanto, você sabe que este não é o caso, pois, entre os dois, existe a cavidade pleural, cujo volume, variável, é delimitado pela pleura. A pleura tem uma parte de sua superfície ligada à caixa torácica e a outra ligada ao pulmão. Assim, o efeito da alteração de volume da caixa torácica se dá sobre esta cavidade, aumentando o seu volume porque a parte da pleura ligada à caixa é esticada; em outras palavras, o volume da cavidade aumenta porque a área de sua superfície aumenta, pois uma parte desta última é esticada pela caixa torácica.

A pergunta automática que se segue é: em que medida, ou como, o aumento da cavidade pleural provoca o aumento do volume do

pulmão? Mas esta não é a pergunta correta, a esta altura da discussão. A pergunta correta a fazer, já que temos de levar em conta os aspectos termodinâmicos da questão, é: qual é a primeira consequência do aumento do volume da cavidade pleural?

Tendo em vista a Atividade 2, a resposta é imediata: a pressão na cavidade torna-se menor. Este é o resultado que decorre do compromisso estabelecido pela lei dos gases ideais entre as variáveis termodinâmicas, pressão P , volume V e temperatura T .

Para explicar, finalmente, a correlação dos fatos antes mencionados (aumento do volume da caixa torácica, aumento do volume do pulmão e o surgimento do fluxo de ar), do que até aqui discutimos, resta apenas explicar como a diminuição da pressão fora do pulmão, na cavidade torácica, provoca o aumento de volume dele. Porque, uma vez explicado isto, a conclusão sobre a diminuição da pressão dentro pulmão é óbvia, pois se trata da mesma situação discutida na Atividade 2 e, igualmente, discutida para a cavidade pleural.

Vejamos então este último ponto, analisando o modelo de um balão esférico, de material flexível, ou elástico, cheio de ar (do tipo de uma bola de aniversário), como mostrado na Figura 15.3.

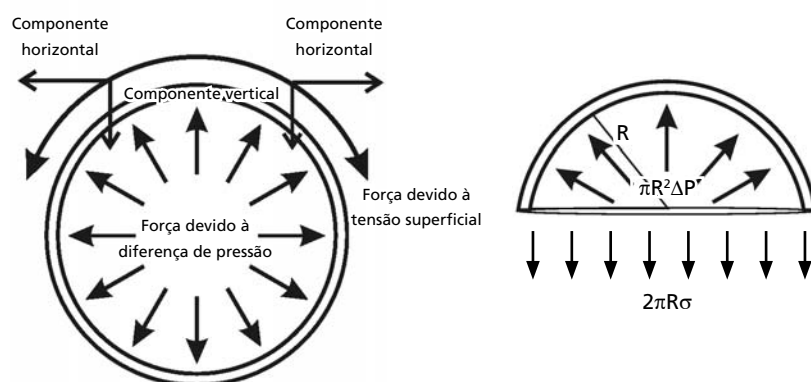


Figura 15.3: Forças atuando sobre um balão flexível em equilíbrio, devidas à diferença entre as pressões interna e externa e à tensão superficial.

Se medirmos a pressão no interior do balão, P_{int} , verificamos que ela é maior que a pressão do ar que está fora dele, P_{ext} , a qual é a pressão atmosférica.

Designemos essa diferença de pressão por $\Delta P = P_{\text{int}} - P_{\text{ext}}$. Foquemos nossa atenção sobre as forças devidas a tais pressões sobre a superfície

do balão. Como, para um dado volume, a área da superfície do balão é fixa, tais forças não são iguais; a força devida à pressão interna (P_{int}) é maior que a força devida à pressão externa (P_{ext}). Como se explica, então, que não haja movimento da superfície do balão? Pela razão de que não existem somente as forças devidas às pressões interna e externa, mas outras forças atuando sobre ela. São forças devidas às propriedades elásticas do próprio material, isto é, devidas à tensão superficial, σ . São tais forças que compensam a diferença que medimos entre as forças devidas às pressões interna e externa. Essas forças são tangenciais à superfície como está indicado no esquema da citada figura.

Considerando um plano de corte vertical que contenha todas as forças referidas, você percebe que as forças devidas à tensão superficial têm uma componente vertical, que é justamente aquela que compensa a diferença entre as forças devidas às pressões, para produzir o equilíbrio, além das componentes horizontais que mutuamente se anulam.

Vejamos como podemos relacionar a diferença de pressão ΔP com a tensão superficial e o raio do balão, considerando o equilíbrio mencionado. Examinemos a situação dessas forças atuando sobre a secção de um hemisfério do balão de raio R (o círculo maior da esfera), como mostrado no esquema à direita da **Figura 15.3**. A área desta secção vale πR^2 . Logo, a força atuando sobre ela devida à diferença de pressão será $\pi R^2 \Delta P$, apontando para cima. Por outro lado, sabemos que a tensão superficial é definida como força por unidade de comprimento e atua perpendicularmente à linha considerada. No caso da secção do hemisfério, esta linha é a circunferência, cujo comprimento é $2\pi R$. Assim, a força devida à tensão σ será $2\pi R \sigma$. A equação de equilíbrio das forças será então

$$\pi R^2 \Delta P = 2\pi R \sigma,$$

o que fornece para a relação procurada

$$\Delta P = P_{\text{int}} - P_{\text{ext}} = 2\sigma/R.$$

Este é o mesmo resultado obtido por Thomas Young (1805) e Laplace (1806), de forma independente, quando dos seus estudos sobre forças atuando na superfície de líquidos. As pesquisas de Young e Laplace deram origem à noção de tensão superficial, que você já estudou na Aula 6.

Considerando a equação da Young-Laplace e tendo em vista que ela expressa uma situação de equilíbrio, façamos a seguinte pergunta:

supondo que ele não estoura, o que acontecerá com o balão se, por alguma razão, a pressão externa diminuir? Momentaneamente, a diferença entre a pressão interna e a externa aumenta mais, tendendo a quebrar o equilíbrio das forças. Para que isso não aconteça, o balão, elástico, aumenta seu raio, conseqüentemente, aumentando seu volume, obrigando também a pressão interna a diminuir, restabelecendo o equilíbrio. Note que esse resultado é inteiramente concordante com a análise termodinâmica da situação: pela equação dos gases ideais, o aumento de volume de um gás provoca a queda da sua pressão, se a temperatura é mantida constante.

Agora você pode perfeitamente transplantar esta discussão para o pulmão fazendo as seguintes correspondências com nosso modelo do balão. O balão representa o pulmão imerso na cavidade torácica que, para fins de nossa análise, é seu meio exterior. No pulmão, inicialmente (sem fluxo), a pressão interna, P_{int} , é a pressão atmosférica. Externamente a ele, na cavidade, a pressão P_{ext} é menor que a atmosférica. Quando o pulmão se expande, após a seqüência de eventos discutida, a pressão num ponto interior a ele diminui, provocando a necessária diferença de pressão em relação a um ponto exterior ao corpo, na atmosfera, para que haja o fluxo inspiratório.

Normalmente, diferenças de pressão são tomadas em relação à pressão atmosférica; isto é, faz-se referência a um $\Delta P = P - P_0$, sendo P_0 a pressão atmosférica. Dá-se a esta diferença de pressão o nome “pressão de calibre” (*gauge pressure*, em inglês). Levando-se em conta tal convenção e tendo em vista que a pressão na cavidade torácica é menor que a atmosférica (entre 755 e 753mmHg), encontramos uma pressão de calibre negativa na cavidade, no processo respiratório. Daí muitos textos explicarem a expansão do pulmão como resultado de uma pressão negativa na cavidade torácica. Tal afirmação é equivocada, pois atribui à grandeza pressão uma propriedade que ela não pode assumir. A pressão é uma grandeza escalar, sempre positiva.

Dados experimentais indicam que, no ciclo inspiração-expiração, a pressão de calibre intrapulmonar varia de -3mmHg a +3mmHg.



ATIVIDADE

3. Use a equação de Young-Laplace para determinar a diferença de pressão entre o interior e o exterior de um microbalão, cuja membrana apresenta uma tensão superficial de 50dy/cm e cujo raio é de 0,05mm. Refaça os cálculos para um raio de 0,1mm. Expresse seus resultados em mm de Hg. Qual é a pressão no interior do microbalão?

RESPOSTA COMENTADA

Vamos inicialmente transformar as unidades para o sistema MKS.

$\sigma = 50 \times 10^{-5} \text{N}/10^{-2} \text{m} = 5 \times 10^{-2} \text{N/m}$ e $R = 0,05 \text{mm} = 5 \times 10^{-5} \text{m}$.

Usando agora a equação $\Delta P = 2\sigma/R$, temos para os cálculos:

a. para $R = 0,05 \text{mm}$

$$\Delta P = 2 \times 5 \times 10^{-2} / 5 \times 10^{-5} = 2 \times 10^3 \text{Pa}.$$

Considerando que a pressão de 760mmHg corresponde a 10^5Pa , temos então que $\Delta P = (2 \times 10^3 \times 760) / 10^5 = 15 \text{mmHg}$.

b. para $R = 0,1$

$$\Delta P = 2 \times 5 \times 10^{-2} / 1 \times 10^{-4} = 10^3 \text{Pa} = 7,5 \text{mmHg}.$$

Tendo em vista que $\Delta P = P_{\text{int}} - P_{\text{ext}}$, e ainda que a pressão externa é a atmosférica (760mmHg), a pressão interna ao microbalão será dada por $P_{\text{int}} = \Delta P + P_{\text{ext}}$.

Teremos então no primeiro caso $P_{\text{int}} = 760 + 15 = 775 \text{mmHg}$, e, no segundo, 767,5mmHg.

SURFACTANTE PULMONAR

O surfactante pulmonar é um fosfolipídio presente na fina camada líquida que recobre os alvéolos, por dentro, cuja finalidade, no processo respiratório, é reduzir a tensão superficial da água, visando

dois objetivos. De um lado, permitir a penetração do O_2 nos capilares, e, de outro, impedir que os pequenos alvéolos colapsem, diminuindo a área de troca gasosa.

Você deve recordar-se de que, na Aula 6, estudamos o surgimento de uma força por unidade de comprimento, a tensão superficial, referida anteriormente, atuando nas interfaces de um líquido, em decorrência das interações intermoleculares assimétricas sobre aquelas moléculas situadas na superfície de separação do líquido com o meio. Ali, vimos que tal tensão superficial é capaz de opor resistência a uma força externa aplicada sobre a superfície do líquido, como, por exemplo, o peso de um inseto pousado sobre a água, impedindo que ele afunde.

Pois bem, em relação às moléculas de O_2 , essa mesma tensão superficial funciona como uma barreira que dificulta a sua passagem; quanto maior for a tensão superficial do líquido, tanto maior será a dificuldade de penetração das moléculas O_2 .

A tensão superficial da água pura é cerca de 71 d/cm . A presença do surfactante pulmonar reduz esta tensão para valores entre 4 e 15 d/cm .

A baixa do surfactante pulmonar acarreta um estado patológico grave que requer uma intervenção imediata. A doença da membrana hialina, frequente em recém-nascidos, é decorrente dessa condição do surfactante pulmonar, que também se constata em casos de edema pulmonar, de afogamentos e de atelectasia.

Para entender o outro alvo da redução da tensão superficial do líquido alveolar, precisamos compreender a situação de equilíbrio de dois balões inflados que se conectam por um tubo, como mostrado na **Figura 15.4**, a seguir, examinando-a à luz da equação de Young-Laplace, discutida anteriormente.

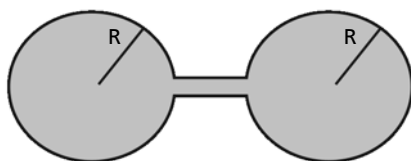


Figura 15.4: Equilíbrio de dois balões inflados.

Consideremos que, inicialmente, os dois balões de mesmo material, A e B, estejam inflados no tamanho de uma esfera de raio R; isto é $R_A = R_B = R$. Pela equação de Young-Laplace, temos que a diferença entre a pressão interna e a externa é a mesma para ambos os balões; isto é, temos $P_A^{int} = P_B^{int}$, porque

$$\Delta P_A = P_A^{int} - P^{ext} = \frac{2\sigma}{R_A} = \frac{2\sigma}{R}$$

$$\Delta P_B = P_B^{int} - P^{ext} = \frac{2\sigma}{R_B} = \frac{2\sigma}{R}$$

Suponhamos, agora, que uma pequena flutuação na pressão do ar do balão A cause um pequeno fluxo de ar para o balão B. O que acontecerá com os balões? O balão B terá seu raio aumentado, digamos, para R'_B . Consequentemente, se a tensão superficial não se altera, a sua pressão interna diminui para um valor $P_B^{int'}$; isto é, $P_B^{int'} < P_B^{int} = \frac{2\sigma}{R} + P^{ext}$. Por outro lado, simultaneamente, o balão A tem seu raio diminuído para R'_A . Em consequência, sua pressão interna, pela equação de Young-Laplace, aumenta para um valor $P_A^{int'}$, desde que a tensão superficial não se altere; temos, portanto, que $P_A^{int'} > P_A^{int} = \frac{2\sigma}{R} + P^{ext}$. Vemos, assim, que as novas pressões internas dos balões satisfazem a seguinte relação:

$$P_B^{int'} < \frac{2\sigma}{R} + P^{ext} < P_A^{int'} \text{ ou, simplesmente, } P_B^{int'} < P_A^{int'}.$$

Como se estabelece uma diferença de pressão entre as pressões internas dos dois balões, $\Delta P = P_A^{int'} - P_B^{int'}$, o fluxo de ar continuará do balão A para o B, fazendo com que o balão A murche, enquanto o B aumenta de tamanho.

Se imaginarmos agora que nossos dois balões representem dois alvéolos que se intercomunique, esse seria o fenômeno que se passaria: os pequenos alvéolos colapsariam, em conexão com grandes alvéolos.

Isso não acontece justamente por causa do papel que o surfactante exerce, diminuindo a tensão superficial no alvéolo pequeno, de forma a minimizar o efeito de redução do raio do alvéolo menor. O que ocorre é que, quando o raio diminui, mais moléculas do surfactante se colocam na interface da água, abaixando a sua tensão superficial.

TROCAS GASOSAS

Na primeira parte desta aula, discutimos, sob o ponto de vista da Física, o mecanismo que se encarrega de levar o ar ao pulmão e de trazê-lo de volta, para promover, respectivamente, a entrega do O_2 e a retirada do CO_2 . Nesta parte, estudaremos como e por que, no nível alveolar, ocorre esta troca gasosa.

Em outros termos, devemos explicar como, do volume de ar que chega aos alvéolos, cerca de 250mL/minuto de O_2 , necessários para um homem medianamente alto, são transferidos para o sistema circulatório, simultaneamente que, deste mesmo sistema, cerca de 206mL/minuto de CO_2 são eliminados.

Na Aula 6, você aprendeu como é possível produzir o fluxo de uma substância através de um meio, sem a intervenção de transportadores ou de mecanismos ativos, simplesmente mantendo um gradiente de concentração dessa substância. Ou seja, por meio do fenômeno da difusão.

É por meio da difusão que a troca gasosa se processa entre os alvéolos pulmonares e os capilares da corrente sangüínea.

Como você deve lembrar, a difusão é regida pela Lei de Fick, a qual se expressa, em termos das concentrações, pelo fluxo líquido da substância J , dado por

$$J_{\text{liquido}} = DA \frac{\Delta C}{\Delta x},$$

onde D é o coeficiente de difusão, A , a área total envolvida na troca, e $\frac{\Delta C}{\Delta x} = \frac{C_2 - C_1}{x_2 - x_1}$ é o gradiente de concentração.

Acompanhando pela **Figura 15.5**, esquema de detalhe da junção entre um alvéolo e um capilar, você entenderá como, em tese, podemos aplicar a lei de Fick para as trocas gasosas.

O gradiente de concentração é a medida de como a concentração varia ao longo de uma direção entre um ponto situado no alvéolo (C_2) e um ponto no capilar (C_1) em relação à distância entre estes dois pontos ($\Delta x = x_2 - x_1$).

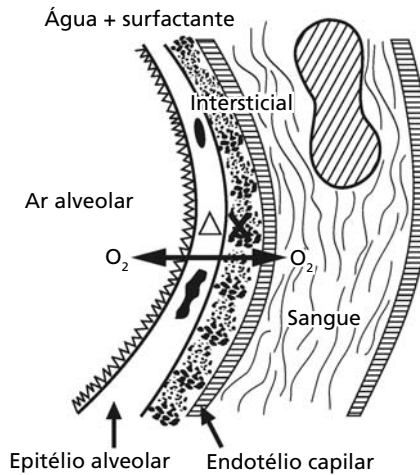


Figura 15.5: Esquema das estruturas na junção entre alvéolo e capilar, ilustrando a difusão do O_2 e do CO_2 durante as trocas gasosas.

Devemos observar que a troca gasosa (O_2 ou CO_2) se processa entre dois meios distintos: de um lado, uma mistura de gases no ar dentro do alvéolo e, de outro, uma solução líquida na corrente sangüínea. Assim, teremos que levar em conta as concentrações envolvidas de O_2 ou de CO_2 , tendo em vista tais circunstâncias.

Em 1803, William Henry, cientista britânico, chegou a um importante resultado sobre a solubilidade de gases em soluções, conhecida como Lei de Henry. Ele mostrou que, para uma determinada temperatura, a concentração máxima de um gás em uma solução aquosa é proporcional à pressão parcial do gás: $C = \alpha P$, sendo α o coeficiente de solubilidade.

Com o apoio dessa lei, é possível expressar a Lei de Fick da difusão em termos das pressões parciais dos gases envolvidos nas trocas, na forma

$$J_{\text{líquido}} = DA \frac{\Delta P_{\text{gas}}}{\Delta x}.$$

Assim, a difusão do O_2 entre o alvéolo e o capilar será dada por

$$J_{O_2} = DA \frac{\Delta P_{O_2}}{\Delta x} = DA \frac{P_{O_2 \text{ alv}} - P_{O_2 \text{ cap}}}{\Delta x},$$

onde $P_{O_2 \text{ alv}}$ é a pressão parcial do O_2 no alvéolo, $P_{O_2 \text{ cap}}$ é a pressão parcial do O_2 no capilar, D é o coeficiente de difusão do O_2 através das estruturas que ele atravessa e A é a área total da troca.

Similarmente, tem-se, para a difusão do CO_2 , o fluxo dado por

$$J_{\text{CO}_2} = DA \frac{\Delta P_{\text{CO}_2}}{\Delta x} = DA \frac{P_{\text{CO}_2 \text{ cap}} - P_{\text{CO}_2 \text{ alv}}}{\Delta x},$$

onde $P_{\text{CO}_2 \text{ alv}}$ é a pressão parcial do CO_2 no alvéolo, $P_{\text{CO}_2 \text{ cap}}$ é a pressão parcial do CO_2 no capilar, D é o coeficiente de difusão do CO_2 através das estruturas que ele atravessa e A é a área total da troca.

A pressão parcial de um gás em uma mistura é aquela que o gás teria se somente ele ocupasse o volume da mistura sob as mesmas condições de temperatura.

De acordo com a Lei de Dalton, a pressão de uma mistura gasosa é igual à soma das pressões parciais dos gases nela envolvidos.

O ar atmosférico é uma mistura de gases, em cuja composição predominam o N_2 e o O_2 , com, respectivamente, 78,98 % e 20,98 % de volume percentual, além de outros gases, como o CO_2 e o vapor d'água, que contribuem com cerca de 1%. A participação do CO_2 representa cerca de 0,03%.

De posse dessa composição, é possível calcular a pressão parcial de cada um dos gases, sabendo-se que a mistura está a uma pressão de uma atmosfera, ou de 760mmHg.

ATIVIDADE



4.a. Considerando que no ar seco a composição de volume percentual é 20,98% para o O_2 , 78,98% para N_2 e 0,04 % para o CO_2 , e que para o ar úmido essa composição passa para 19,68% para o O_2 , 74,09% para o N_2 , 0,0375 % para o CO_2 e de 6,19% para o vapor d'água, calcule as pressões parciais para cada um dos gases, nas duas situações.

4.b. Uma pessoa subiu numa montanha de 5.000m e sentiu-se mal (tontura, cefaléia, taquicardia etc.). A que se devem esses efeitos?

RESPOSTAS COMENTADAS

4.a. Como a mistura, correspondendo a 100%, está a 760mmHg, um gás correspondendo a um dado percentual dela terá como pressão parcial o produto deste percentual por 760mmHg. Logo, para o caso do ar seco, teremos $P_{O_2} = 0,2098 \times 760 = 159,44\text{mmHg}$, $P_{CO_2} = 0,0004 \times 760 = 0,30\text{mmHg}$ e $P_{N_2} = 0,7898 \times 760 = 600,25\text{mmHg}$. Já para o ar úmido, teremos $P_{O_2} = 0,1968 \times 760 = 149,56\text{mmHg}$, $P_{CO_2} = 0,000375 \times 760 = 0,285\text{mmHg}$ e $P_{N_2} = 0,7409 \times 760 = 563,08\text{mmHg}$. Note que as pressões parciais dos gases são menores no ar úmido;

4.b. A 5000m de altura a pressão atmosférica é de 405mmHg. Considerando que a composição do ar não se modifica, a pressão parcial do O_2 será $P_{O_2} = 0,2098 \times 405 = 85\text{mmHg}$, bem menor que ao nível do mar (159,44mmHg). Como consequência, o fluxo de oxigênio no alvéolo diminuiu e, por conseguinte, a sua dissolução no plasma sangüíneo. Ocorre o que se denomina hipoxia, que causa os efeitos mencionados.

Nos alvéolos, a composição do ar não é a mesma que a do ar seco na atmosfera. Constata-se a presença de vapor d'água, devida ao fato de o alvéolo estar em contato com a água do capilar pulmonar. Além disso, a pressão parcial do O_2 é menor, cerca de 104mmHg, bem como a sua proporção (13%); isso acontece em decorrência de o ar atmosférico ter-se misturado com o ar que ficou no espaço morto e, ainda, pela contínua passagem desse gás para o sangue. Por outro lado, a proporção e a pressão parcial do CO_2 são maiores, devido ao fluxo do gás dos capilares para os alvéolos. A P_{CO_2} é da ordem de 40mmHg e a proporção é de 5,3%.

Nos capilares, a P_{O_2} varia entre 40mmHg e 104mmHg, correspondendo tais valores ao sangue que entra em contato com o alvéolo e ao que dele se afasta, como esquematizado na **Figura 15.6**, a seguir. Considera-se como o valor médio desta pressão parcial 90mmHg.

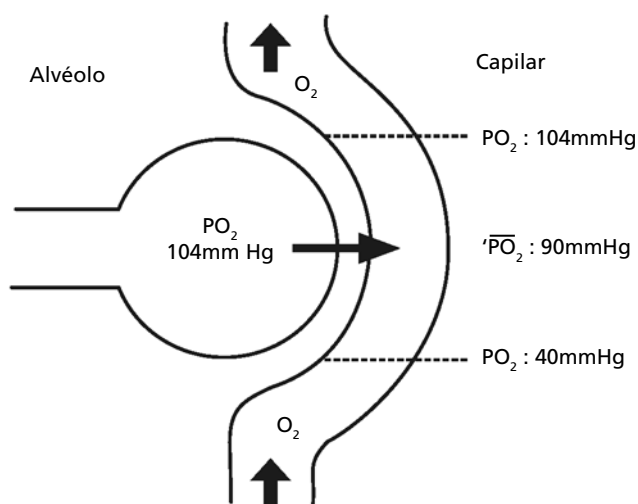


Figura 15.6: Pressões parciais do O_2 no capilar em contato com o alvéolo.

Com esses dados sobre as pressões parciais do O_2 , torna-se possível, com a Lei de Fick, estimar o fluxo entre os alvéolos e os capilares, desde que conheçamos também a distância que o gás percorre entre estas estruturas, a área em que ocorre a troca e o seu coeficiente de difusão.

A distância é aquela compreendendo as camadas epiteliais e as camadas de líquidos (surfactante no alvéolo e o sangue no capilar). Para uma pessoa sadia, tal distância é da ordem de $0,2\mu\text{m}$.

Embora o total da superfície de todos os alvéolos corresponda a cerca de 70m^2 , este valor não é o considerado para a área efetiva da troca gasosa, uma vez que pode ocorrer que nem todos os alvéolos participem, seja porque as diferenças de pressões não são as mesmas em todos os pontos do pulmão, seja porque a perfusão sangüínea em alguns alvéolos é insuficiente. Estima-se que, em repouso, a área de troca funcionalmente ativa seja da ordem de 14m^2 .

A dificuldade de estabelecerem-se, na prática, os coeficientes de difusão do O_2 pelas diversas estruturas que suas moléculas atravessam entre o alvéolo e o sangue, visando à aplicação da Lei de Fick, levou à definição de uma outra grandeza, a capacidade de difusão pulmonar do O_2 , que fornece, na prática, indicações sobre o fluxo. Uma grandeza de mesma natureza é também definida para o CO_2 .

A capacidade de difusão pulmonar expressa a relação entre o consumo destes gases por minuto e a diferença de pressão parcial entre o alvéolo e o capilar. Considerados os valores normais, tem-se:

$$D_{O_2} = \frac{O_2 \text{ (consumido em mL/m)}}{P_{O_2 \text{ alv}} - P_{O_2 \text{ cap}}} =$$

$$\frac{250 \text{ (mL/m)}}{104 \text{ (mmHg)} - 90 \text{ (mmHg)}} = 17,8 \text{ (mL/m mmHg)}$$

$$D_{CO_2} = \frac{CO_2 \text{ (consumido em mL/m)}}{P_{O_2 \text{ alv}} - P_{O_2 \text{ cap}}} =$$

$$\frac{206 \text{ (mL/m)}}{40 \text{ (mmHg)} - 40,57 \text{ (mmHg)}} = 361 \text{ (mL/m mmHg)}$$

CONCLUSÃO

A respiração é um conjunto de mecanismos que, fundamentalmente, articula fenômenos mecânicos e termodinâmicos para, de forma eficiente, propiciar transformação, armazenamento, transporte e distribuição da energia necessária ao metabolismo celular.

Pelo monitoramento mecânico do volume da caixa torácica, são produzidas alterações na grandeza termodinâmica pressão, a qual, por sua vez, transforma-se no agente mecânico – a força – causador dos movimentos do ar nas etapas da ventilação (inspiração e expiração), propiciando a chegada do O_2 nas vizinhanças do sangue venoso e a retirada, desta mesma porção de sangue, do CO_2 .

Valendo-se da diferença das pressões parciais que estes gases apresentam no sangue e no ar dos alvéolos, a difusão é o fenômeno que se encarrega de, finalmente, efetuar essa troca gasosa.

ATIVIDADE FINAL

A dipalmitoil-lecitina é um dos principais componentes do surfactante pulmonar. Estudos experimentais com essa substância evidenciaram um efeito interessante sobre a tensão superficial do surfactante pulmonar, que se distingue daquele apresentado pela água. A tensão superficial da água independe da área, isto é, produzindo-se uma variação da área, ela não se altera, permanece constante em torno de 75 dinas/cm. Se um detergente for adicionado a ela, a tensão superficial reduz-se, mas permanece constante, em torno de 27 dinas/cm, também ficando independente da área. Já com a dipalmitoil-lecitina observa-se uma clara dependência da tensão superficial com a área. Tendo em vista tais aspectos, você é capaz de dizer qual seria, do ponto de vista qualitativo, tal dependência para justificar o não-colapso dos pequenos alvéolos conectados àqueles grandes?

RESPOSTA COMENTADA

A dependência da tensão superficial do surfatante pulmonar com a área do alvéolo, do ponto de vista qualitativo, só pode se apresentar com um aumento da tensão superficial, para um aumento de área, e uma redução, para uma diminuição da área. Caso contrário, como discutido anteriormente para a situação de balões, haveria o colapso do pequeno, uma vez que, diminuindo o raio, sem alterar simultaneamente a tensão superficial, o efeito que se verificaria seria o aumento da pressão no interior do alvéolo pequeno, em relação ao grande, o que manteria o fluxo nessa direção.

De fato, estas são as observações experimentais obtidas para o estrato pulmonar: quando a superfície é grande, a tensão superficial é elevada e, quando a superfície é pequena, a tensão superficial é menor. No gráfico seguinte está esboçado tal comportamento, assim como o comportamento para a água e para a água com detergente.

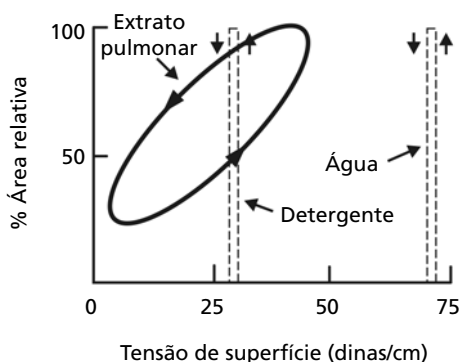


Gráfico 15.1: Tensão de superfície.

RESUMO

Para que haja movimento de uma massa fluida, é necessário uma diferença de pressão entre dois pontos da mesma, isto é, um gradiente de pressão. Os fluxos de ar, nas etapas de ventilação na respiração, são produzidos por alterações da pressão no interior do pulmão; na inspiração, a pressão aí é menor que a pressão atmosférica e, na expiração, ela torna-se maior. As alterações da pressão no interior do pulmão são a etapa final de uma seqüência de processos mecânicos e termodinâmicos envolvendo músculos, caixa torácica, cavidade pleural e pulmão: (1) os músculos, atuando diretamente sobre a caixa torácica, alteram o volume desta, (2) a caixa torácica, ligada à cavidade pleural, provoca alteração do volume desta cavidade, (3) como consequência, a pressão da cavidade provoca a alteração do volume do pulmão, que finalmente tem como consequência a alteração da pressão em seu interior.

A camada líquida de moléculas surfactantes que reveste os alvéolos tem por função facilitar a passagem do O_2 para o sangue nos capilares e monitorar a pressão alveolar pelo controle da tensão superficial.

A difusão das moléculas de O_2 e CO_2 , nos seus trânsitos entre os pulmões e o sangue, é o fenômeno básico da troca gasosa; ela se estabelece pelos gradientes das pressões parciais destes gases vigentes entre alvéolos e o sangue.

INFORMAÇÃO SOBRE A PRÓXIMA AULA

Na próxima aula, você estudará a visão.

Meta da aula

Descrever os fotorreceptores presentes na retina e analisar como a sua ativação nos permite identificar imagens e cores.

Após o estudo do conteúdo desta aula, você deverá ser capaz de:

- descrever o processo de ativação dos diferentes fotorreceptores presentes na retina;
- explicar a estrutura de uma imagem digital;
- prever as cores obtidas a partir da mistura de luzes e de pigmentos coloridos;
- diferenciar as propriedades dos cones e dos bastonetes.

Pré-requisitos

Para que você possa acompanhar esta aula, é imprescindível uma revisão da Aula 8 da disciplina Corpo Humano I. No final da Aula 5 (Módulo 1) da disciplina Introdução às Ciências Físicas 1, você encontra uma discussão sobre o sistema de lentes presentes no olho.

INTRODUÇÃO

Com os nossos olhos obtemos muitas das informações mais essenciais para a nossa vida e estas nos vêm tão automaticamente, que permanecem quase inconscientes; mesmo assim elas determinam o nosso comportamento, pensamentos e sensações.

Os olhos representam nosso órgão de sentido mais importante. Aproximadamente 60% de toda a informação que provém do meio ambiente e que chega ao nosso cérebro é captada por meio dos olhos. O enfoque nesta aula será, portanto, a visão humana.

Nesta aula, discutiremos os eventos primários – em nível molecular – envolvidos no processo da visão, os processos de formação de imagens dos diferentes fotorreceptores e a percepção de cores. Ao final da aula, ao estudar alguns exemplos típicos de ilusões de ótica, você poderá compreender as múltiplas origens dessas ilusões.

OS FOTORRECEPTORES: CONES E BASTONETES

Na Aula 8 da disciplina Corpo Humano I, você aprendeu que a retina possui dois tipos de células fotorreceptoras: os cones e os bastonetes. Quando a luz incide nestas células, uma cascata de reações leva-as a um estado eletricamente excitado, o que dá origem, finalmente, às sinapses, que levarão os sinais visuais até o cérebro.

Uma célula fotorreceptora pode ser considerada um sofisticado contador de fótons. Na **Figura 16.1**, há o esquema estrutural de um bastonete. Ele possui um segmento externo, que funciona como uma antena receptora de fótons. Neste segmento, encontramos camadas de membranas (discos) nos quais se concentram os fotopigmentos, a proteína rodopsina. A rodopsina é uma proteína de membrana, isto é, existe naturalmente apenas imersa no filme lipídico que forma os discos. Ela é, também, uma proteína conjugada, ou seja, apresenta a cadeia de aminoácidos (opsina, com aproximadamente 350 aminoácidos) ligada a um radical diferente, o retinal (um derivado da vitamina A), que lhe confere a capacidade de fotoabsorção.

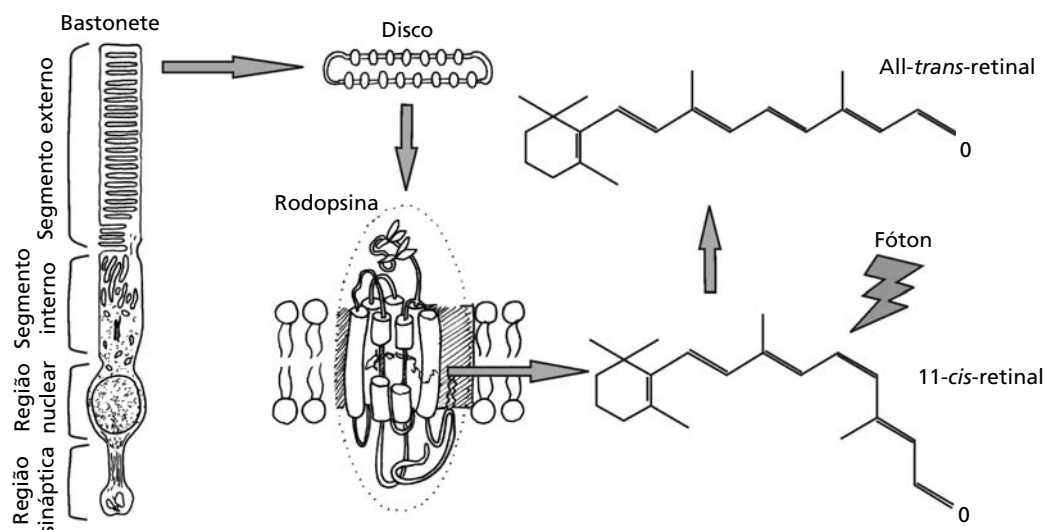


Figura 16.1: Diagrama da estrutura de um bastonete, dos discos de membrana em que encontramos a rodopsina, da rodopsina conjugada ao retinal, e do retinal, que, ao absorver um fóton, muda a sua conformação.

A absorção de um fóton pela molécula retinal é o primeiro passo no processo da visão. Quando esta molécula absorve um fóton, ela muda a sua estrutura de 11-cis-retinal para all-trans-retinal, uma forma isomérica mais alongada. Esta mudança de conformação do retinal obriga a proteína que a contém a sofrer, também, uma mudança conformacional, levando-a ao que chamamos de estado ativado. Neste estado ativado, a rodopsina interage com outra proteína (transducina), iniciando uma cascata de reações que leva, finalmente, ao fechamento de canais de sódio e à hiperpolarização da célula.

Nós poderíamos nos perguntar: por que um mecanismo tão complexo? Não poderiam os fótons fechar diretamente os canais de sódio? A resposta é a amplificação que as cadeias de reações enzimáticas podem promover. Na **Figura 16.2**, mostramos a cascata de reações que ocorre após a ativação da rodopsina pela absorção de um fóton. Os canais de sódio são mantidos abertos pela presença de GMPc (**MONOFOSFATO CÍCLICO DE GUANOSINA**) e a redução nos níveis desta molécula no interior da célula leva ao fechamento de aproximadamente 250 destes canais. Os canais fechados impedem a entrada de íons sódio e a célula torna-se hiperpolarizada (citosol negativo em relação ao meio extracelular).

MONOFOSFATO CÍCLICO DE GUANOSINA

Os nucleotídeos cíclicos, tais como o GMPc ou o AMPc (monofosfato cíclico de adenosina), são importantes mensageiros na sinalização celular e na homeostasia.

O bastonete hiperpolarizado diminui a liberação de um neurotransmissor inibitório na sua região sináptica. Como o neurotransmissor é inibitório, o efeito é, na verdade, de liberar os interneurônios para produzir sinapses, que chegarão às células ganglionares e, por meio destas, ao cérebro.

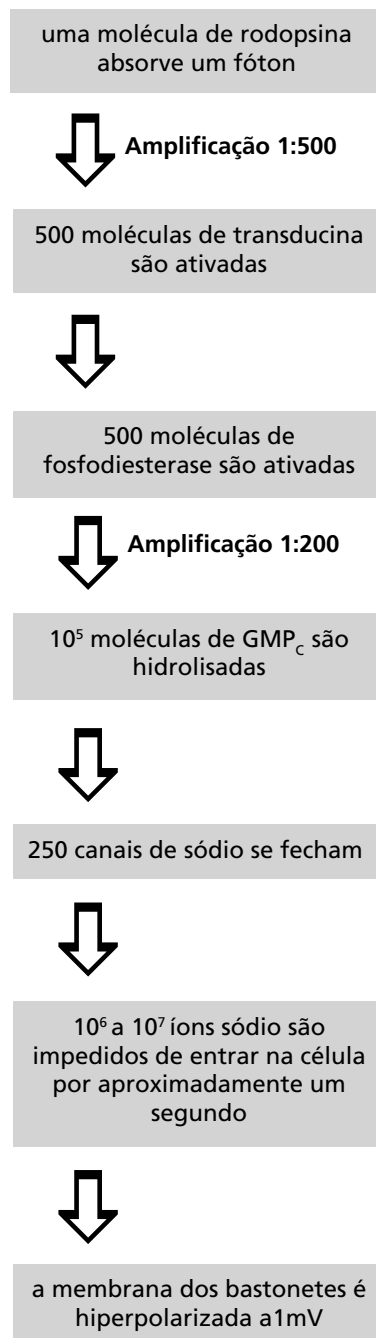


Figura 16.2: Cascata de reações induzida após a ativação da rodopsina pela absorção de um fóton.

Quando estamos expostos a uma iluminação muito intensa, todos os canais se fecham e somos incapazes de distinguir diferenças de luminosidade; neste caso, dizemos que estamos cegos pela luz. Os bastonetes são células especializadas para a visão na penumbra e registram meramente diferenças de claridade sem nenhuma informação de cor. Já em uma claridade média eles estão desligados, isto é, todos os canais de sódio estão fechados.

Os cones e os bastonetes são células especializadas para funcionar em condições muito diferentes de luminosidade: os bastonetes são muito mais sensíveis à luz e nos propiciam a visão na penumbra; os cones são menos sensíveis à luz e funcionam apenas com boa iluminação.

Os cones se subdividem em três tipos, de acordo com a sua sensibilidade aos comprimentos de onda da luz: S, M e L (comprimentos de onda curto, médio e longo). Veja, na **Figura 16.3**, a sensibilidade espectral (sensibilidade aos distintos comprimentos de onda) dos diferentes cones e dos bastonetes:

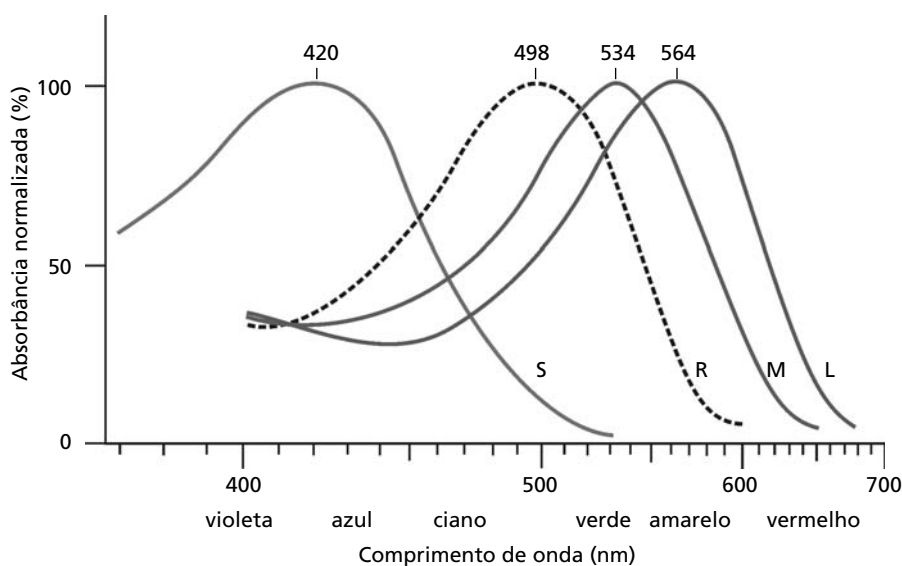


Figura 16.3: Sensibilidade espectral dos bastonetes (R) e dos cones S, M e L.

A estrutura dos cones é semelhante à dos bastonetes, como você pode ver na **Figura 16.4**. As principais diferenças são os discos, que nos cones são ligados à membrana externa, formando invaginações, e a forma cônica do segmento externo. As diferentes sensibilidades espectrais

dos cones S, M e L são alcançadas pela troca, em relação à rodopsina dos bastonetes, de apenas alguns aminoácidos da opsina, os quais estão próximos ao retinal.

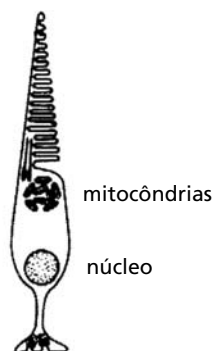


Figura 16.4: Diagrama de um cone, onde mostramos o núcleo e a região em que se concentram as mitocôndrias. Observe a forma cônica do segmento externo.

ATIVIDADE



1. Descreva as principais etapas envolvidas na ativação dos cones e dos bastonetes.

RESPOSTA COMENTADA

A resposta desta atividade está resumida na **Figura 16.2**. Entretanto, não é importante a memorização de cada etapa individual, mas sim a compreensão de que a cascata enzimática provoca uma amplificação na resposta à absorção de um fóton. Se o retinal estivesse associado diretamente a um canal de membrana, a absorção de um fóton provocaria meramente o fechamento de um canal, o que comprometeria a sensibilidade dos fotorreceptores. O processo de ativação dos cones e dos bastonetes é semelhante. A principal diferença é o fotorpigmento: a rodopsina é o pigmento dos bastonetes e os cones possuem três diferentes pigmentos.

A RETINA COMO UMA CÂMERA DIGITAL

Na Aula 8 da disciplina Corpo Humano I, você aprendeu que podemos comparar o olho humano a uma máquina fotográfica. Ambos possuem um sistema de lentes e uma área sensível à luz no fundo de uma câmera, onde é formada uma imagem invertida do objeto. Para compreendermos o processo de visão, será útil continuarmos a comparação do olho com as modernas câmeras digitais, as quais substituem o antigo filme fotográfico por um dispositivo eletrônico sensível à luz (**Figura 16.5**).

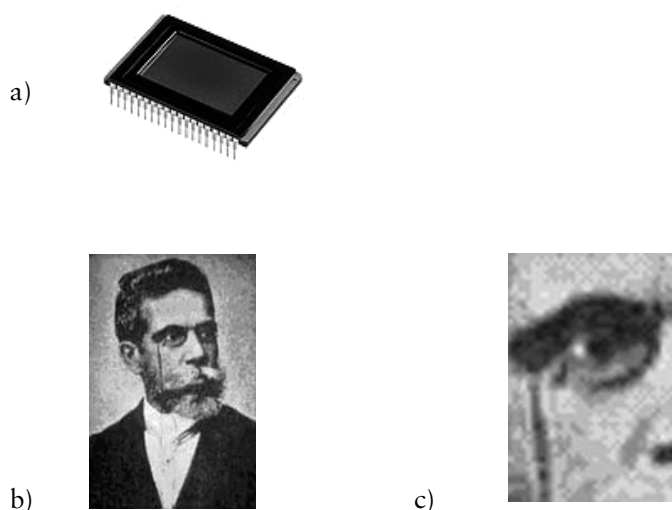


Figura 16.5: (a) Dispositivo eletrônico (câmera CCD) encontrado nas câmeras digitais modernas para o registro da imagem; (b) uma imagem digital (Machado de Assis) produzida por estas câmeras CCD; (c) um detalhe ampliado para mostrar *pixels* individuais que a compõem.

A superfície central (cinza) deste dispositivo é composta de milhões de pequenos sensores dispostos em linhas e colunas, formando uma matriz de pontos sensíveis à luz, os quais irão gerar o mosaico de pontos (*pixels*) da imagem digital.

Uma câmera CCD que apenas detecte intensidade de luz, ou seja, que não diferencie cores, produzirá imagens em preto-e-branco (e tons de cinza). Uma câmera comercial com aproximadamente três milhões de *pixels* (três *megapixels*) pode apresentar, por exemplo, 2.048 linhas e 1.536 colunas de pontos sensores que formarão uma imagem com o mesmo número de *pixels* ($2.048 \times 1.536 \approx 3 \times 10^6$).

Na **Figura 16.6**, apresentamos a mesma imagem de um conjunto de flores com um número variado de *pixels*: a. 50x50, b. 100x100 e c. 500x500 *pixels*. Analisando estas figuras, você pode perceber que a qualidade de uma imagem, isto é, a riqueza de detalhes que ela contém, depende da quantidade de *pixels* que a compõem, ou seja, da quantidade de *pixels* da superfície sensora. Isto é válido tanto para uma câmera quanto para o olho, cuja superfície sensora é a retina.

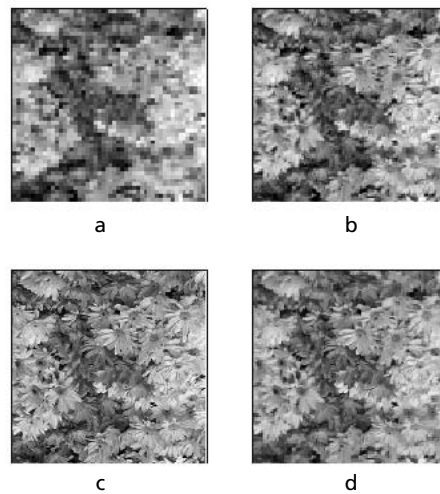


Figura 16.6: Imagens digitais com diferentes resoluções: (a) baixa resolução (50x50 *pixels*); (b) resolução intermediária (100x100 *pixels*); (c) alta resolução (500x500 *pixels*); (d) superposição de alta resolução no centro da imagem e resoluções decrescentes relativamente à distância do centro.

Uma câmera possui uma distribuição homogênea de *pixels*, mas o olho humano possui uma concentração muito desigual de fotorreceptores em diferentes regiões da retina. Na região da fóvea, a área central da retina, encontramos concentrados os cones e nenhum bastonete. Nas regiões periféricas, ocorre o contrário, como você pode perceber com a ajuda da **Figura 16.7**. Próximo à fóvea, existem, aproximadamente, 150 mil cones por milímetro quadrado, isto é, um receptor a cada 2,5 micrômetros.

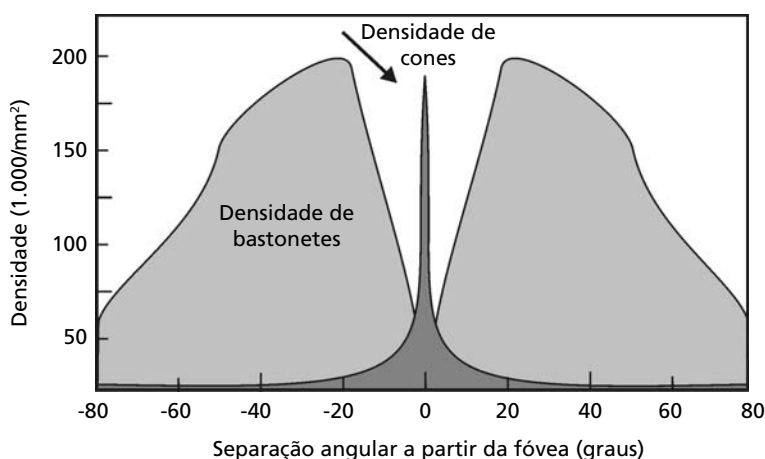


Figura 16.7: Distribuição angular de cones e bastonetes a partir da fóvea. Lembre que, no ponto cego, a densidade de ambos os receptores é nula.

O olho humano consegue distinguir dois pontos distantes 0,2mm entre si, a uma distância de um metro. Como a imagem destes dois pontos projetada na retina corresponde a uma distância de aproximadamente 4 micrômetros, podemos concluir que o limite da resolução visual é dado simplesmente pela densidade de cones, da mesma forma que nas câmeras digitais.

Este fato nos permite compreender algo que nos é familiar, mas que normalmente nem percebemos: em uma situação de boa iluminação, a nitidez no centro do campo visual, ou seja, na região da fóvea, é muito maior do que no campo periférico, onde a densidade de cones diminui em até 40 vezes. Na **Figura 16.6 (d)**, representamos uma imagem com resolução decrescente a partir do centro da imagem, que simula, portanto, a forma como realmente enxergamos.

Em um ambiente com pouca iluminação, ou penumbra, apenas os bastonetes têm sensibilidade suficiente para detectar luz. Provavelmente, você já percebeu que, nesta situação, a nitidez no centro do campo visual é inferior à do campo periférico, ou seja, para percebermos melhor os detalhes de um objeto na penumbra, devemos, paradoxalmente, olhar não diretamente para ele, mas um pouco para o lado. Novamente, basta observar a distribuição radial de bastonetes (**Figura 16.7**) para compreendermos o porquê.

Os bastonetes são cerca de mil vezes mais sensíveis à luz do que os cones e chegam a responder à incidência de um único fóton. Além da maior sensibilidade, múltiplos bastonetes próximos convergem para um único neurônio, que levará a informação ao cérebro, criando um efeito aditivo de vários bastonetes. Esta convergência resulta, entretanto, em uma perda na resolução espacial ou nitidez, já que não é possível determinar exatamente de qual bastonete a informação provém. Embora a concentração de bastonetes seja comparável, ou até maior, à de cones nas regiões periféricas à fóvea, a resolução espacial que eles propiciam é 10-20 vezes inferior.

Provavelmente, você conhece o ditado popular: “À noite todos os gatos são pardos.” Isso é verdade, pois, como vimos anteriormente, os bastonetes nos propiciam a visão na penumbra, mas não nos dão informações sobre cor, somente sobre intensidade de luz ou brilho. Examinando novamente a **Figura 16.3**, em particular a curva de sensibilidade da rodopsina (R), percebemos que a sensibilidade dos bastonetes ao vermelho é bastante reduzida. Assim, ao olharmos uma rosa vermelha à luz do dia, percebemos as pétalas mais brilhantes que as folhas verdes. Na penumbra, perceberemos as folhas mais brilhantes que as pétalas.

ATIVIDADE



2. Suponha que queremos fotografar um mural de 5m x 5m com uma câmera digital com resolução de 3 megapixels (2.048 x 1.536). Descreva o nível de detalhes que poderemos perceber na imagem.

RESPOSTA COMENTADA

A resolução não é igual nas direções verticais e horizontais. Se 2.048 for o número de pixels na direção horizontal, podemos calcular a equivalência entre a distância entre dois pixels e a distância real como $5\text{m}/2.048\text{pixels} = 2,5\text{mm}/\text{pixel}$. Portanto, para que dois pontos do mural, alinhados horizontalmente, apareçam como dois pontos separados na imagem, a distância mínima entre eles deve ser de aproximadamente $5\text{mm} = 0,5\text{cm}$. Observe que este cálculo não leva em conta a estabilidade da câmera, a qualidade das lentes etc. A resolução será ainda menor na direção vertical.

O MUNDO COLORIDO

O que perderíamos, se não pudéssemos perceber cores? As cores podem transmitir alegria e influenciar o nosso humor: não é por acaso que falamos que o vermelho é uma cor quente e o azul, uma cor fria, mas que também significa alegria na expressão “tudo azul”. As cores

podem ser atrativas ou repulsivas. Usamos as cores como uma linguagem para transmitir informações, assim como o fazem, também, um grande número de animais; por exemplo: animais com cores muito vivas, como a cobra-coral, podem estar sinalizando a presença de venenos terríveis.

Até agora consideramos o processo de visão como simplesmente uma medida de intensidade de luz. A partir de agora consideraremos várias medidas de intensidade em diferentes comprimentos de onda e, portanto, teremos de levar em consideração a forma com que o nosso cérebro transforma todas essas medidas como uma impressão de cor.

As cores não são simples propriedades físicas dos objetos e da luz, mas sim uma representação fantástica do nosso cérebro, desencadeada por estas propriedades físicas. As cores são, então, sensações, produtos das funções cerebrais que se baseiam em propriedades do nosso mundo real.

As cores fascinam artistas, poetas e cientistas igualmente. Por exemplo, **GOETHE** estudou intensamente a teoria das cores, resultando na sua obra clássica, chamada *Farbenlehre* (*Teoria das cores*, 1810), considerada por ele mesmo, a mais importante.

Discutimos anteriormente que apenas os cones são responsáveis pela visão de cores. Como podemos ver na **Figura 16.3**, os três tipos de cones são especializados na absorção de uma determinada faixa de comprimentos de onda. Entretanto, as especificidades dos cones não são muito grandes. O cone M (que absorve preferencialmente o verde) pode também absorver luz azul ou vermelha; o mesmo vale para os cones S (que absorvem preferencialmente o azul) e L (preferência para o vermelho). Portanto, se a luz de um único comprimento de onda, por exemplo, 530nm (que percebemos como verde) atingir os nossos olhos, ela excitará os três tipos de cone, porém com diferentes intensidades. O cone M será o mais excitado; o L, um pouco menos; o S terá a menor excitação. Isto, entretanto, está longe de ser a visão de uma cor. A sensação verde surge no nosso cérebro como o resultado de um cálculo comparativo da excitação dos três cones.

Olhando novamente a **Figura 16.3**, você percebe que os cones M e L apresentam apenas uma pequena diferença na sensibilidade espectral, que para o nosso cérebro é suficiente para distinguir claramente as duas cores. O cérebro constantemente executa estes cálculos comparativos de excitação entre os três cones para criar as sensações de cores.



**JOHANN WOLFGANG
VON GOETHE
(1749-1832)**

Foi um importante pensador alemão, autor de vasta obra literária. Foi escritor, poeta, dramaturgo, filósofo, cientista e, sobretudo, um grande humanista. No campo científico, dedicou-se aos estudos dos minerais e da teoria das cores. Sua obra *Farbenlehre* não foi bem aceita no meio científico da época, mas hoje recebe atenção por ter introduzido os conceitos subjetivos que envolvem a percepção das cores.

DALTONISMO OU CEGUEIRA PARA CORES

É uma disfunção predominantemente hereditária com prevalência diversa entre homens (aproximadamente 7%) e mulheres (menos de 1%) e entre diferentes grupos étnicos. A forma mais comum (6%) resulta de uma alteração no pigmento do cone M, que diminui a capacidade de percepção de cores na faixa da cor verde. Para mais informações e testes para diagnóstico dos tipos particulares de deficiência, visite o *site*:

<http://www.icb.ufmg.br/~big623/newpage1.htm>

Indivíduos que apresentem uma deficiência na produção de um ou mais pigmentos apresentarão diferentes graus de dificuldade na percepção de cores. Estas deficiências, geralmente hereditárias, são conhecidas como

DALTONISMO.

O olho humano é capaz de detectar e diferenciar comprimentos de onda a partir de 400nm até 760nm aproximadamente. A **Figura 16.8** mostra a cor correspondente que percebemos para cada comprimento de onda que incide em nossos olhos.

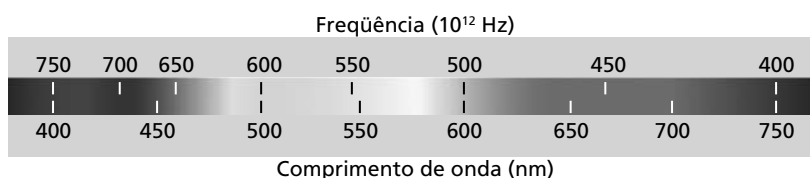


Figura 16.8: As cores que percebemos ao observarmos feixes de luz monocromáticos.

Se excitarmos os cones com uma luz monocromática ou com uma mistura de diferentes comprimentos de onda que provoquem a mesma excitação que a luz monocromática, os nossos olhos e o cérebro não poderão detectar quaisquer diferenças. A cor amarela, por exemplo, pode ser percebida a partir de luz monocromática de 580nm ou com uma mistura de verde e vermelho. Entretanto, o que ocorrerá se apenas os cones S e L forem excitados por uma mistura de luz azul e vermelha? Nenhuma luz monocromática pode causar este efeito. Neste caso, o cérebro cria novas sensações de cor, que você não encontra na **Figura 16.8**: o magenta, por exemplo, mostrado na **Figura 16.9**.



Figura 16.9: Cor magenta. Esta cor também é conhecida como carmim, rosa-choque ou fúcsia.

Cores que podemos perceber a partir de um único comprimento de onda, ou seja, as cores representadas na **Figura 16.8** são chamadas cores espectrais puras, e cores como o magenta, cores misturadas ou não-espectrais.

No seu trabalho *Teoria das cores*, Goethe construiu pela primeira vez um diagrama onde as cores não-espectrais também estavam representadas, apresentando-nos, então, o espectro completo, discriminando não apenas as propriedades da luz (comprimentos de onda), mas também a nossa percepção das cores, uma proeza que superou brilhantes cientistas como Isaac Newton, que também estudou as cores.

Na **Figura 16.10**, apresentamos uma versão moderna deste diagrama, círculo de cores ou disco cromático. Neste diagrama, as cores 1-7 e 19-36 são espectrais puras e as 8-18 são não-espectrais, ou seja, não podem ser obtidas pela decomposição da luz branca em um prisma; essas cores são resultado da interpretação do nosso cérebro, causadas por uma maior excitação dos cones S e L. Da mesma forma, a cor branca, tons de cinza e o preto são interpretações correspondentes a uma igual excitação dos três cones, em que a única diferença é o nível de excitação. O disco apresenta, ainda, as cores em diferentes tonalidades, ou seja, com diferentes luminosidades, que, fisiologicamente, correspondem a diferentes níveis de excitação na mesma proporção, assim como para o branco e tons de cinza.

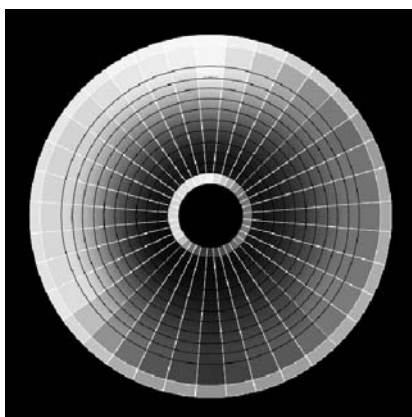


Figura 16.10: Círculo de cores. As cores 1-7 e 19-36 são espectrais puras e as 8-18 são não-espectrais, resultado da interpretação do nosso cérebro a uma maior excitação dos cones S e L.

Mistura aditiva e subtrativa de cores

Com os conhecimentos adquiridos até agora, você pode compreender que basta combinarmos as cores azul, verde e vermelho, chamadas cores primárias, para obtermos a gama inteira de cores presentes no disco cromático da **Figura 16.10**. Ao combinarmos, em iguais proporções:

- luz vermelha com verde, obteremos amarelo (cor 1);
- luz verde com azul, obteremos ciano (25);
- luz azul com vermelha, obteremos magenta (13).

Estas cores são chamadas secundárias e todas as outras são chamadas terciárias. O diagrama mostrado na **Figura 16.11** ilustra o efeito da mistura de luzes primárias.

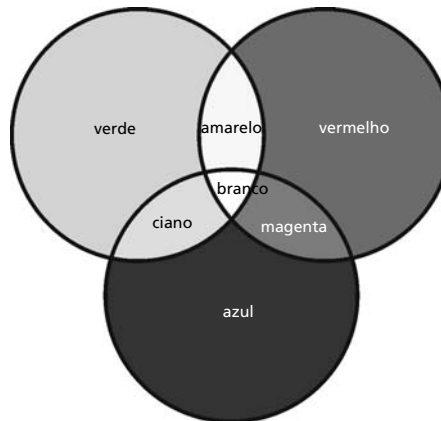


Figura 16.11: Luz em suas cores primárias e suas misturas.

Se alterarmos as proporções, por exemplo, aumentando a quantidade de luz vermelha e diminuindo a de luz verde, obteremos progressivamente as cores terciárias de 2 até 6 apresentadas no disco. Este recurso é utilizado por todos os equipamentos eletrônicos que reproduzem e capturam imagens: telas de computador, televisores, câmeras digitais etc.

Uma tela de televisão em cores ou a de um monitor de computador é simplesmente uma superfície recoberta por uma densa matriz de pontos, os quais, três a três, são responsáveis pela emissão de luz verde, vermelha e azul. Estes três pontos, pela sua proximidade, são percebidos pelos nossos olhos como apenas um, e, sua cor, poderá ser qualquer uma apresentada no disco cromático, dependendo da luminosidade dos três pontos que o compõem.

As câmeras fotográficas digitais, para capturar as diferentes cores de um objeto, têm os sensores de luz recobertos por finas camadas de resina colorida que funcionam como filtros.

Na **Figura 16.12**, apresentamos a matriz de sensores encontrada na maioria das câmeras digitais comerciais. A coloração de cada sensor é, na verdade, a cor do filtro que o recobre. O filtro verde, por exemplo, somente permite a passagem de comprimentos de onda na faixa de 500 até 550nm. Novamente, o grande número e a proximidade dos pontos garantirão a ilusão de que a cor registrada corresponde à cor de cada minúscula parte do objeto fotografado.

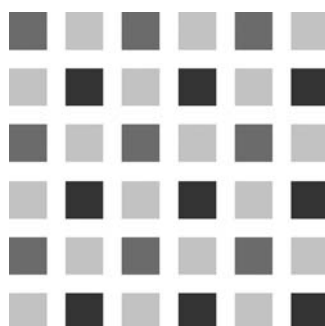


Figura 16.12: Matriz de pontos sensores de uma máquina digital recobertos com filtros coloridos. A cor final de cada *pixel* é determinada pela média dos valores dos *pixels* vizinhos.



As cores que se situam em posições opostas no disco cromático, por exemplo, 1 e 19 (amarelo e azul), são ditas cores complementares, pois a única cor primária que não está presente no amarelo é a azul. Quando uma cor é colocada lado a lado com sua complementar, percebemos um aumento no contraste, elas se intensificam mutuamente.

A mistura de luzes é muito diferente da mistura de pigmentos. Se misturarmos pigmentos vermelho, verde e azul em iguais proporções, obteremos a cor preta e não a cor branca, como seria o caso da mistura de luzes. Este efeito varia muito de acordo com a qualidade das tintas, e o efeito final pode ser apenas um marrom bastante escuro. Isso ocorre porque os pigmentos têm um efeito subtrativo sobre a luz branca

incidente, isto é, um pigmento é azul, por exemplo, porque absorve o verde e o vermelho e reflete o azul. Ao misturarmos as três cores, ocorrerá a absorção de todos os comprimentos de onda, e nada será refletido.

Uma impressora a jato de tinta, por exemplo, usa um outro conjunto de cores primárias, chamado “cores-pigmento” primárias: magenta, ciano e amarelo, que são as “cores-luz” secundárias definidas anteriormente. Uma tinta terá cor magenta, se absorver somente o verde; cor ciano, se absorver o vermelho; cor amarela, se absorver o azul. Portanto, se desejarmos uma tinta verde, basta misturarmos, em iguais proporções, as tintas de cor ciano e amarela. Novamente, diferentes proporções permitem obter as cores terciárias. A **Figura 16.13** ilustra o efeito obtido para a mistura de todas as cores-pigmento primárias.

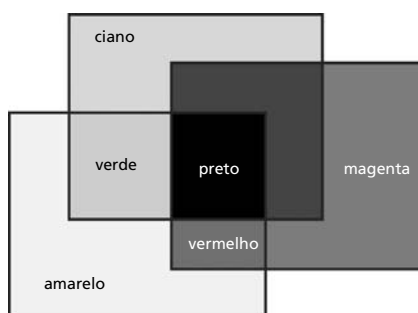


Figura 16.13: Pigmentos em suas cores primárias e suas misturas.

ATIVIDADE



3. a. Explique por que a mistura de luz vermelha e verde pode ser confundida com um feixe de luz monocromático.
3. b. Explique por que a mistura de pigmentos amarelos e magenta, em iguais proporções, tem cor vermelha. Ao utilizarmos maior quantidade de pigmento magenta e menor quantidade de pigmento amarelo, quais cores do disco cromático poderemos obter?

RESPOSTA COMENTADA

a. Para que os fotorreceptores confundam um feixe monocromático com uma mistura, eles devem sofrer, em ambos os casos, a mesma excitação. Observe atentamente a **Figura 16.3**. Imagine um feixe monocromático de comprimento de onda que corresponda exatamente ao ponto de cruzamento das curvas L e M. Com este comprimento de onda, os cones L e M têm a mesma excitação e os cones S têm excitação praticamente nula. Como poderia uma mistura provocar a mesma excitação? Tome por exemplo um componente como sendo luz com 534nm (o pico da curva M); a excitação dos cones M será maior do que a excitação dos cones L (você pode medir com uma régua a diferença vertical entre as curvas neste comprimento de onda). Se o segundo componente estiver à direita do ponto de cruzamento, a excitação dos cones L será maior. Facilmente, você pode encontrar com a régua um comprimento de onda no qual a diferença absoluta seja equivalente. Com esta mistura, os cones L e M terão também a mesma excitação elétrica.

Esse exemplo é relativamente simples de ser analisado, pois os cones S podem ser desconsiderados e, assim, temos um problema de somente duas variáveis. Misturas de comprimentos de onda menores resultam em um problema a três variáveis, o que torna a análise mais complexa, mas não impossível.

Com este mesmo tipo de análise, procure se convencer de que nenhum feixe monocromático pode provocar a mesma excitação que a mistura de vermelho e azul. Por exemplo, a mistura de 420nm e 564nm leva a uma grande excitação dos cones L e S e a uma menor excitação dos cones M. Entretanto, feixes monocromáticos de comprimento de onda intermediários sempre provocarão maior excitação dos cones M (relativo aos S ou relativo aos L). Esta mistura corresponde a cores não-espectrais.

b. Porque pigmentos amarelos absorvem o azul e pigmentos magenta absorvem o verde. O vermelho é a única cor refletida por ambos. Maior quantidade de pigmentos magenta nos permitirão obter as cores 8 até 12 apresentadas no disco cromático.

ILUSÕES VISUAIS

Na retina existem aproximadamente 6 milhões de cones e 120 milhões de bastonetes, mas existem cerca de 100 vezes menos neurônios levando informações da retina para o cérebro. As informações coletadas

pelos fotorreceptores são processadas primeiramente pela rede de neurônios que compõe a retina e, somente então, enviadas ao cérebro, onde o processamento final é efetuado.

A seguir, discutiremos um fenômeno visual conhecido como ilusões de ótica ou ilusões visuais. O segundo termo é mais apropriado, já que a maioria dos efeitos não tem origem na ótica dos olhos. As ilusões são ótimas ferramentas para entendermos como o cérebro processa as informações visuais. Veremos que algumas ilusões têm origem já na retina, enquanto outras somente durante o processamento no cérebro.

Resolução temporal

Como discutimos anteriormente, a excitação elétrica dos fotorreceptores carrega informações sobre a intensidade da luz. Paralelamente, ela também contém informações sobre a duração de um feixe luminoso. A excitação permanece enquanto o feixe de luz existe e desaparece assim que a iluminação acaba.

No entanto, a excitação elétrica não surge e desaparece tão rápido quanto um feixe de luz pode ser ligado e desligado. Os cones necessitam de aproximadamente 50 milissegundos para responder a um feixe de luz. A excitação máxima aparece somente um décimo de segundo depois e, após o feixe ser desligado, necessita de meio a um segundo para voltar ao seu estado anterior. Este atraso na resposta impõe um limite à resolução temporal dos nossos olhos.

Se o intervalo de tempo entre os dois sinais luminosos for muito pequeno, nós não poderemos percebê-los separadamente, já que a primeira excitação ainda não terá desaparecido quando a segunda ocorrer.

Essa deficiência dos nossos fotorreceptores é utilizada, por exemplo, no cinema e nos aparelhos de televisão. Quando aproximadamente 18 a 24 imagens por segundo nos são apresentadas seqüencialmente, surge para os nossos olhos a impressão de um movimento contínuo ininterrupto. A resposta dos bastonetes é ainda mais lenta. Se você mover as mãos rapidamente, verá um rastro do movimento, o que não acontece se o movimento for lento. Na penumbra, você percebe o rastro mesmo movendo as mãos lentamente.

Os aparelhos de televisão mostram 25 imagens por segundo. Algumas câmeras de cinema antigas gravavam com uma frequência de 16 quadros por segundo ou menos; por isso, em alguns filmes mudos, podemos perceber um movimento descontínuo, apesar de a projeção ser acelerada.

Em comparação, os fotorreceptores de alguns animais têm uma resposta muito mais eficiente; por exemplo, um cinema para abelhas teria de mostrar de 100 a 200 quadros por segundo.

Intensificação do contraste de bordas

Ao observar a **Figura 16.14**, verificamos que a faixa central cinza apresenta uma variação periódica na tonalidade, que na realidade não existe (você pode verificar isso ao encobrir a vizinhança). Isto ocorre porque, na retina, os valores de excitação das células vizinhas são calculados de tal forma que elas influenciam umas as outras. Assim, uma região clara contra uma região escura aparenta ser mais clara do que a mesma região contra uma também clara.

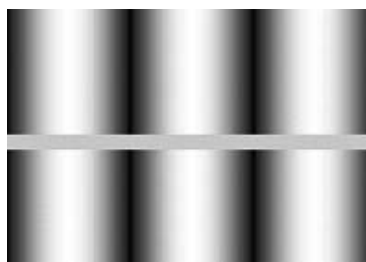


Figura 16.14: Esta imagem ilustra a intensificação de contraste de bordas.

De um fotorreceptor excitado surge um efeito inibidor sobre as células vizinhas proporcional à excitação. Isso leva a uma censura das informações dos receptores menos excitados pelos receptores vizinhos mais excitados.

Esse fenômeno tem um papel importante no nosso reconhecimento de figuras como, por exemplo, na facilitação da leitura de caracteres maldefinidos.

O cérebro confuso

Os dois exemplos de ilusões descritos anteriormente ocorrem no nível dos fotorreceptores e no nível da retina, respectivamente. Em muitos exemplos ilusórios, a informação luminosa que a retina recebe tem uma natureza simples e constante, como é o caso das imagens mostradas nas **Figuras 16.15.a e b**. Nestes exemplos, onde a imagem é única, mas a percepção é múltipla, podemos compreender o papel do processamento cognitivo associado à visão. Não vemos na **Figura 16.15.a** a imagem simultânea da princesa e da velha; saltamos de uma percepção para a outra por meio de um reconhecimento de uma imagem já conhecida, ou seja, o que vemos não é apenas a luz que atinge a retina, mas aquilo que reconhecemos.

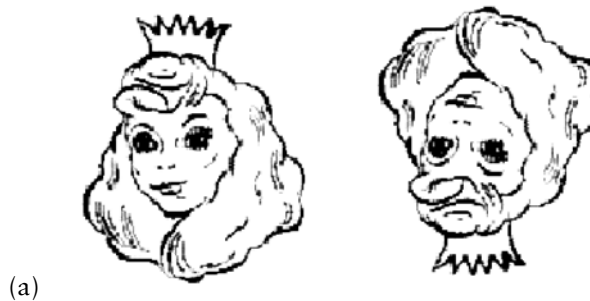


Figura 16.15: (a) Duas imagens iguais; a segunda está de cabeça para baixo; (b) esta imagem pode ser observada como blocos tridimensionais com a face proximal em preto (alto relevo); blocos tridimensionais nos quais a face distal é preta (baixo relevo); texto *bad eyes* (olhos ruins) em alto relevo; texto *bad eyes* em baixo relevo.

A **Figura 16.15.b** pode ser percebida de quatro formas diferentes: blocos tridimensionais com a face proximal em preto (alto relevo); blocos tridimensionais em baixo relevo (com um fundo preto); texto *bad eyes* (olhos ruins) em alto relevo; texto *bad eyes* em baixo relevo (sobre um fundo preto).

CONCLUSÃO

A visão, apesar de ser um dos nossos sentidos mais importantes e extremamente bem desenvolvidos, é um sentido que apresenta várias limitações: não enxergamos na faixa do ultravioleta nem na faixa do infravermelho, e a resolução temporal é também limitada. As abelhas enxergam bem na faixa do ultravioleta e com resolução temporal muito superior. Os caninos e felinos apresentam uma sensibilidade muito superior à nossa, motivo pelo qual muitos acreditam que os gatos enxergam no escuro. As águias possuem uma resolução visual surpreendente: enxergam um pequeno roedor a quilômetros, graças a uma densidade de fotorreceptores que chega a 400mil/mm².

No entanto, os desenvolvimentos tecnológicos recentes nos permitiram ultrapassar todas essas limitações. Construímos câmeras que possuem uma resolução temporal suficiente para filmar a trajetória de uma bala de revólver ou captar em detalhes as 100-1.000 batidas por segundo das asas de um inseto. Câmeras com sensores que detectam diferentes faixas do espectro eletromagnético nos permitem fotografar, observar ou filmar o nosso meio ambiente em qualquer faixa do espectro eletromagnético: podemos fotografar as estrelas emitindo ultravioleta, infravermelho, raios gama, por exemplo. Podemos observar as flores como as abelhas as observam, ou uma floresta à noite, como os lobos, ou até melhor do que eles. Devemos concluir que o nosso melhor olho é a inteligência?

ATIVIDADE FINAL

Cite as principais diferenças entre cones e bastonetes.

RESPOSTA COMENTADA

Apresentamos diferenças entre cones e bastonetes ao longo de toda a aula. A seguir citamos diferenças relevantes (a última não está no texto):

Bastonetes	Cones
<i>utilizados para a visão noturna</i>	<i>utilizados para a visão diurna</i>
<i>muito sensíveis à luz; apresentam uma grande quantidade de pigmentos</i>	<i>pouco sensíveis à luz, possuindo menor quantidade de pigmentos quando comparados aos bastonetes</i>
<i>pouca resolução ou nitidez</i>	<i>alta resolução espacial ou nitidez</i>
<i>resposta lenta a variações na luminosidade; os estímulos são somados no tempo</i>	<i>resposta rápida a mudanças na iluminação; podem perceber mudanças mais rápidas aos estímulos</i>
<i>não estão presentes na fóvea</i>	<i>concentrados na fóvea</i>
<i>os discos de membrana que contêm os pigmentos são empilhados no interior do segmento externo</i>	<i>os discos são ligados à membrana externa</i>
<i>um tipo de pigmento fotossensitivo: a rodopsina</i>	<i>três tipos de pigmentos fotossensitivos em humanos</i>
<i>nos conferem uma visão acromática</i>	<i>nos conferem a visão de cores</i>
<i>aproximadamente 120 milhões na retina</i>	<i>aproximadamente seis milhões na retina</i>
<i>a perda dos bastonetes causa a cegueira noturna</i>	<i>a perda causa a cegueira do ponto de vista legal</i>

RESUMO

As informações visuais do nosso meio ambiente são projetadas como imagens na retina pelo sistema de lentes presentes nos olhos. Aproximadamente 130 milhões de fotorreceptores capturam estas informações e as transmitem para a rede de neurônios da retina. As informações ali processadas são transmitidas por meio do nervo ótico, constituído por cerca de um milhão de neurônios, para o cérebro.

Aproximadamente 6 milhões de fotorreceptores, chamados cones, são responsáveis pela visão de cores e necessitam de uma boa iluminação; os fotorreceptores restantes, chamados bastonetes, são consideravelmente mais sensíveis à luz, permitindo-nos enxergar em um ambiente muito pouco iluminado, porém não nos permitem a visão de cores.

A parte mais importante dos fotorreceptores é o segmento externo, no qual milhões de pigmentos (proteínas) se concentram em camadas de membrana, com o objetivo de capturar fótons. A molécula retinal, que se localiza no interior da proteína, após a absorção de um fóton, faz com que esta altere a sua estrutura, iniciando uma cascata de reações químicas que culminam em uma hiperpolarização do fotorreceptor. Essa excitação elétrica inicia, então, as sinapses na rede neuronal da retina.

A distribuição de cones e bastonetes na retina é bastante não-homogênea e, analisando-a, podemos compreender por que a acuidade visual em um ambiente iluminado é maior no centro do campo visual, e por que em um ambiente com pouca iluminação ocorre o contrário.

Os cones se subdividem em três tipos, cada um com maior sensibilidade para uma faixa do espectro. As cores resultam de uma constante comparação que nosso cérebro realiza entre os níveis de excitação dos três cones. O disco cromático contém todo o espectro de cores que podemos perceber e nos ajuda a prever o resultado da mistura de cores em forma de luz ou pigmentos.

O sentido da visão pode provocar falsas impressões acerca do mundo real que nos cerca. Essas ilusões podem ter origem nas limitações dos fotorreceptores, no complexo processamento das informações na retina ou, diretamente, durante a interpretação destas informações pelo cérebro.

INFORMAÇÃO SOBRE A PRÓXIMA AULA

Na próxima aula, encerraremos a disciplina, discutindo a biofísica da fonoaudição.

Biofísica da fonoaudição

Meta da aula

Apresentar os conceitos da física ondulatória como base para a compreensão da audição e da fala.

objetivos

Após o estudo do conteúdo desta aula, você deverá ser capaz de:

- conceituar a cadeia da fala;
- relacionar as diferentes propriedades de uma onda: período, frequência e comprimento de onda;
- diferenciar os conceitos de pressão dos de nível de pressão sonora;
- descrever a produção da fala e relacioná-la com os conceitos da física acústica.

Pré-requisito

Para que você possa acompanhar esta aula, é imprescindível uma revisão da Aula 9 da disciplina Corpo Humano I.

INTRODUÇÃO

A compreensão das palavras e o prazer da música são, em regra, os significados que o homem civilizado associa com a audição. Essa complexa capacidade dos nossos sentidos tem alto valor prático e estético.

Uma forma conveniente de examinar todas as etapas que ocorrem durante a fala é a análise da situação simples em que duas pessoas conversam. Podemos considerar que o primeiro processo seja a intenção de falar, isto é, de transmitir uma mensagem, juntamente com a organização dos pensamentos, para colocar o que queremos dizer de forma lingüística. A mensagem é colocada de forma lingüística pela seleção das palavras e das frases corretas, de acordo com as regras gramaticais da linguagem, para a transmissão adequada do conteúdo. Este processo ocorre no cérebro do locutor; é dele que partem as instruções apropriadas, na forma de impulsos nervosos, para os músculos que ativam os órgãos vocais: os pulmões, as cordas vocais, a língua e os músculos faciais, em particular, aqueles dos lábios.

O movimento desses órgãos produz o som da fala que percorre o ar até o ouvinte. As ondas de pressão ativam o mecanismo de audição do ouvinte, que produz impulsos elétricos que percorrerão o nervo auditivo até o cérebro. Esses impulsos nervosos modificam a atividade cerebral do ouvinte e, por mecanismos que não são inteiramente compreendidos, culminam no reconhecimento do enunciado do locutor e, eventualmente, na compreensão da mensagem. Nós podemos perceber que a comunicação oral consiste em uma cadeia de eventos que liga o cérebro do locutor ao cérebro do ouvinte. Esta cadeia de eventos é chamada cadeia da fala, apresentada na **Figura 17.1**.

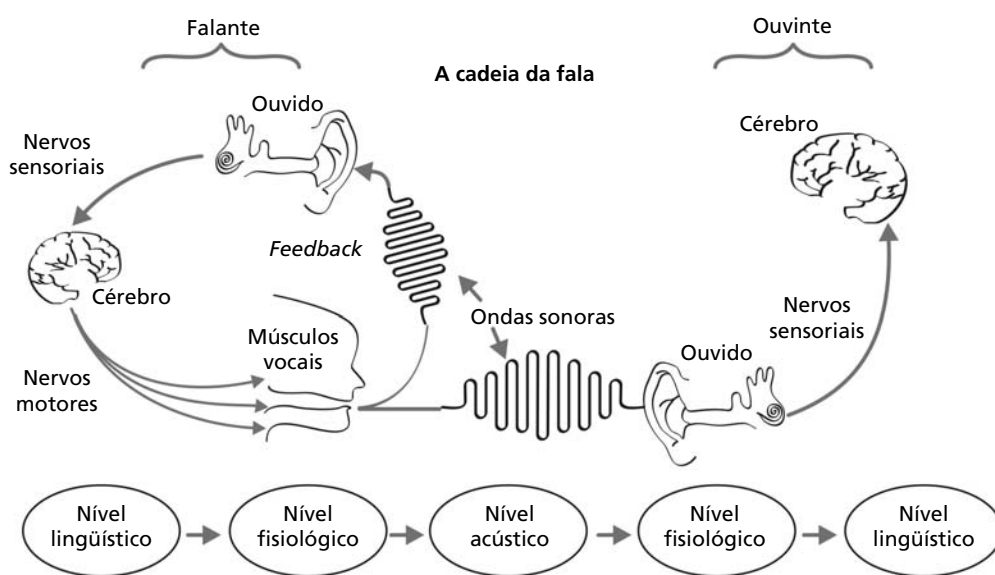


Figura 17.1: A cadeia da fala – diferentes formas de uma mensagem falada e seu progresso desde a mente do locutor até a mente do ouvinte.

Observe, na **Figura 17.1**, que a cadeia da fala tem um importante *ramo lateral*; mesmo na mais simples situação em que duas pessoas conversam, existem na verdade dois ouvintes, pois o locutor escuta sua própria voz. Quando o locutor escuta a si mesmo, ele compara continuamente a qualidade do som que produz com a qualidade que pretendeu produzir e realiza os ajustes necessários à correção.

Existe uma prova simples de que nós não apenas somos nossos próprios ouvintes, mas de que necessitamos desse mecanismo de retroalimentação, ou *feedback*, para que possamos nos comunicar oralmente: pessoas que perdem a audição em acidentes que não comprometem as cordas vocais sofrem uma deterioração lenta, mas progressiva, da fala. A privação do mecanismo de *feedback* impede que a pessoa realize as comparações necessárias para corrigir a pronúncia. Um especialista pode avaliar o grau e o histórico da surdez pelo grau de deterioração detectado na fala.

Os processos iniciais de seleção e organização de palavras e sentenças compõem o chamado nível lingüístico da cadeia da fala. Os eventos continuam em um nível fisiológico, com atividades neuronais e musculares. Quando o som é produzido, falamos do nível acústico, em que os fenômenos são estudados pela física das vibrações. No ouvinte, os processos fisiológicos ocorrem primeiro e, finalmente, chegamos ao nível lingüístico.

Na Aula 9 da disciplina Corpo Humano I, você aprendeu várias noções sobre os níveis lingüísticos e fisiológicos da cadeia da fala. Nesta aula, exploraremos em mais detalhes o nível acústico, também fundamental para uma melhor compreensão e apreciação da cadeia da fala. Inicialmente, devemos compreender a natureza dos fenômenos ondulatórios e, em seguida, a natureza física do som como ondas sonoras.

FENÔMENOS ONDULATÓRIOS

Uma onda é uma perturbação ou distúrbio transmitido através do vácuo, de um meio gasoso, líquido ou sólido. Por exemplo, as ondas no mar, em uma corda ou mola, as ondas sonoras e as ondas eletromagnéticas (raios X, luz visível etc.).

As ondas transferem energia de um ponto a outro por pequenas ou grandes distâncias, sem necessariamente haver transporte de matéria.

As ondas podem ser classificadas de acordo com as diferentes grandezas físicas que são perturbadas durante a propagação; por exemplo:

- o som corresponde a perturbações na pressão em um meio material (alternância entre compressão e rarefação);
- a luz e as demais ondas eletromagnéticas correspondem a perturbações nos campos elétrico e magnético.

As ondas podem ser classificadas ainda segundo a relação entre a direção da perturbação e a direção de propagação da onda:

- ondas transversais: a direção da perturbação é perpendicular à direção de propagação da onda. Exemplos de ondas transversais são a luz, as ondas em uma corda (**Figura 17.2**) ou na superfície da água;

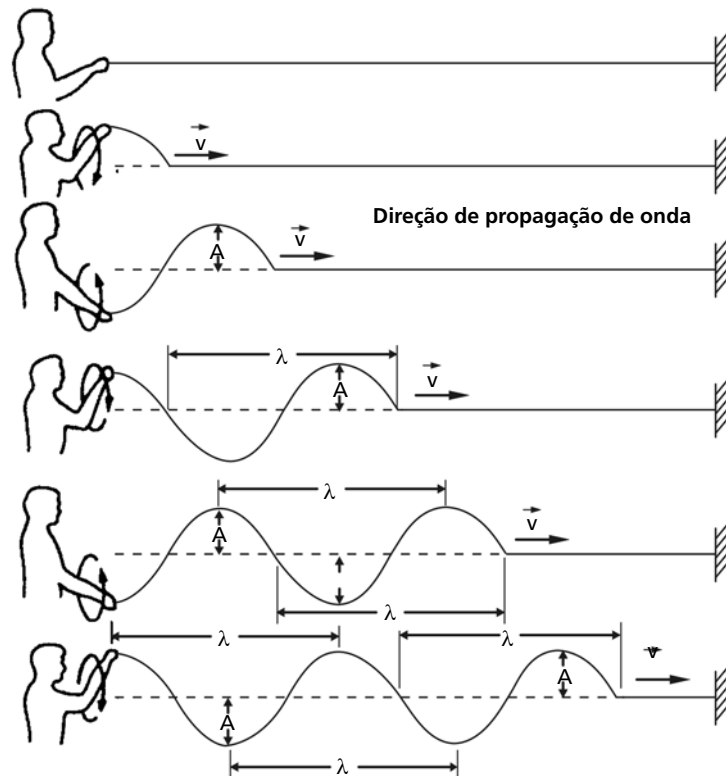


Figura 17.2: Propagação de ondas transversais em uma corda.

– ondas longitudinais: a direção da perturbação é paralela à direção de propagação da onda, como no caso do som ou de uma onda de compressão em uma mola (**Figura 17.3**).

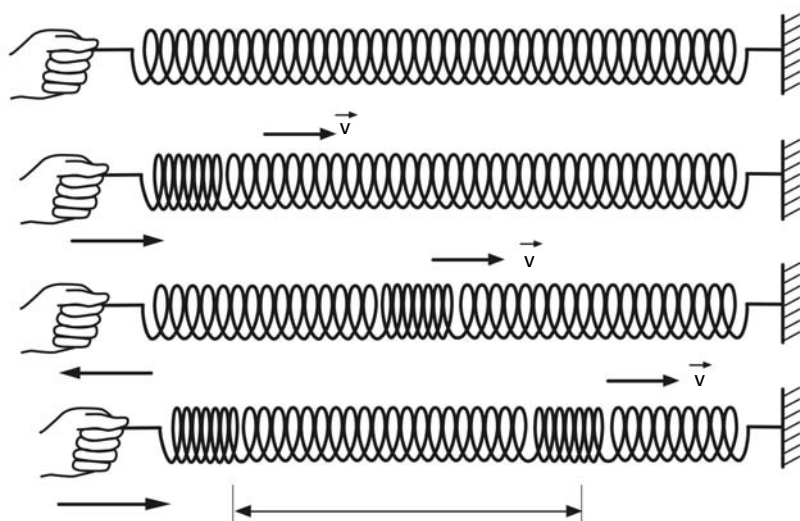


Figura 17.3: Propagação de ondas longitudinais em uma mola.

O mais simples caso particular de perturbação das grandezas físicas é uma oscilação senoidal. Na **Figura 17.2**, podemos perceber um deslocamento transversal na posição da corda, a qual assume a forma senoidal.

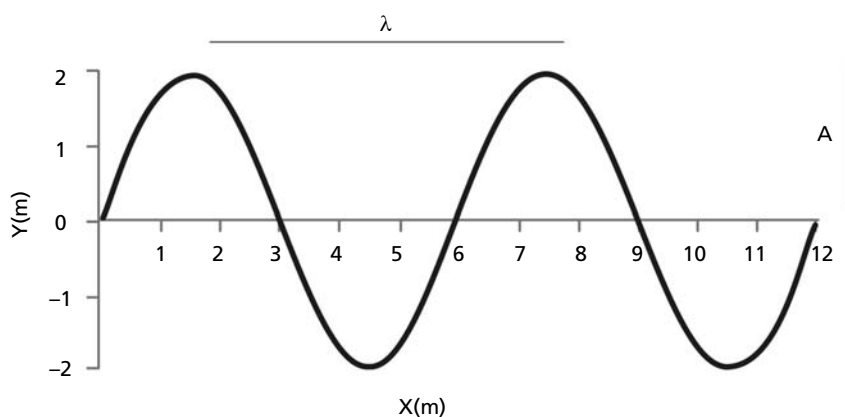


Figura 17.4: Onda senoidal de comprimento de onda λ e amplitude A .

**PERÍODO
E FREQUÊNCIA
DE UMA ONDA**

O período é definido como o tempo necessário para uma oscilação completa. A unidade usual para o período é o segundo (s). A frequência é o número de oscilações completas que ocorrem por unidade de tempo. Se o tempo for medido em segundos, a unidade da frequência será 1/s ou hertz (Hz). Por exemplo, se o tempo necessário para uma oscilação completa é 0,5s, em um segundo ocorrerão duas oscilações completas. De forma geral,

$$f = \frac{1}{T}.$$

A curva senoidal (**Figura 17.4**) apresenta duas importantes características:

- amplitude (A): corresponde ao valor máximo da perturbação; no caso da corda, ao deslocamento vertical máximo de um ponto da corda;
- comprimento de onda (λ): distância entre dois máximos consecutivos (ou a distância mínima na qual a forma da onda se repete).

Se conhecemos a velocidade de propagação de uma onda, podemos obter uma relação entre o comprimento de onda e duas outras importantes propriedades: o **PERÍODO** (T) e a **FREQUÊNCIA** (f) da onda.

A velocidade é dada pela distância percorrida pela perturbação no tempo, ou seja,

$$v = \frac{\Delta x}{\Delta t} = \frac{\lambda}{T}; \text{ portanto, } T = \frac{\lambda}{v} \text{ ou } f = \frac{v}{\lambda}.$$

ATIVIDADE



1. Calcule os comprimentos de onda de diferentes sons graves e agudos:
 - a. A tecla mais grave de um piano (lá da primeira oitava) tem frequência de 27,5Hz.
 - b. A tecla lá da última oitava tem frequência de 3520Hz.
 - c. Os seres humanos percebem sons na faixa 20-20.000Hz.
 - d. Os morcegos percebem sons na faixa 1-150kHz.

RESPOSTA COMENTADA

O comprimento de onda se relaciona com a frequência pela relação $\lambda = \frac{v}{f}$, e podemos supor que a velocidade do som no ar seja de 340m/s.

$$a. \lambda = \frac{v}{f} = \frac{340\text{m/s}}{27,5\text{Hz}} = 12,4\text{m}$$

$$b. \lambda = \frac{v}{f} = \frac{340\text{m/s}}{3.520\text{Hz}} = 10\text{cm}$$

$$c. \lambda = \frac{340\text{m/s}}{20\text{Hz}} = 17\text{m}$$

$$\lambda = \frac{340\text{m/s}}{20\text{kHz}} = 17\text{mm}$$

$$d. \lambda = \frac{340\text{m/s}}{1\text{kHz}} = 34\text{mm}$$

$$\lambda = \frac{340\text{m/s}}{150\text{kHz}} = 2,3\text{mm}$$

Uma perturbação mais geral, no entanto, não apresenta necessariamente uma forma senoidal. De fato, na **Figura 17.2**, a corda pode assumir qualquer forma geométrica complexa; suponha, por exemplo, a forma apresentada na **Figura 17.5.a**, que possui comprimento de onda de 3cm.

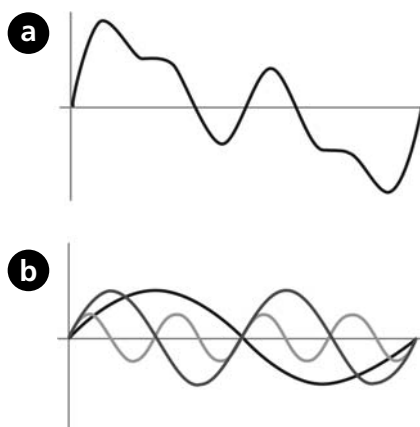


Figura 17.5: (a) perturbação ou onda de forma complexa que pode ser gerada em uma corda; (b) curvas senoidais que, somadas, reproduzem a curva complexa.



**JEAN-BAPTISTE
JOSEPH FOURIER
(1768 – 1830)**

Célebre físico e matemático francês que iniciou a investigação das posteriormente chamadas Transformadas de Fourier e suas aplicações aos problemas da Física, por exemplo, o da condução do calor. Atualmente, as Transformadas de Fourier encontram aplicações em quase todas as áreas das ciências exatas e da saúde, que fazem uso do processamento de sinais periódicos.

É possível mostrar, entretanto, que uma curva de qualquer forma geométrica pode ser representada pela soma de curvas senoidais de diferentes amplitudes e frequências. Se somarmos as três curvas apresentadas na **Figura 17.5.b**, obteremos a curva apresentada em **Figura 17.5.a**. A representação de uma curva qualquer, como uma soma de senos, recebe o nome de Série de Fourier, em homenagem ao notável físico e matemático francês **JEAN-BAPTISTE JOSEPH FOURIER**. Os métodos matemáticos que possibilitam essa decomposição, apesar de relativamente complexos, são atualmente realizados rapidamente com a ajuda dos computadores.

Você deve notar, na **Figura 17.5.b**, que os componentes senoidais possuem diferentes amplitudes e diferentes comprimentos de onda (3cm, 1,5cm e 0,75cm). Os diferentes comprimentos de onda correspondem a diferentes frequências. Se a velocidade da onda for 300m/s,

$$\lambda = 3\text{cm} \quad f = \frac{v}{\lambda} = \frac{300\text{m/s}}{3\text{cm}} = 10\text{kHz}$$

$$\lambda = 1,5\text{cm} \quad f = \frac{v}{\lambda} = \frac{300\text{m/s}}{1,5\text{cm}} = 20\text{kHz}$$

$$\lambda = 0,75\text{cm} \quad f = \frac{v}{\lambda} = \frac{300\text{m/s}}{0,75\text{cm}} = 40\text{kHz}$$

A amplitude da onda de frequência 40kHz é aproximadamente a metade da amplitude das outras duas componentes.

Em geral, os componentes podem ser numerosos (milhares) e, portanto, é vantajoso representá-los em um gráfico de amplitude x frequência, chamado espectro de frequências. No caso das ondas da **Figura 17.5**, o espectro de frequências está apresentado na **Figura 17.6**.

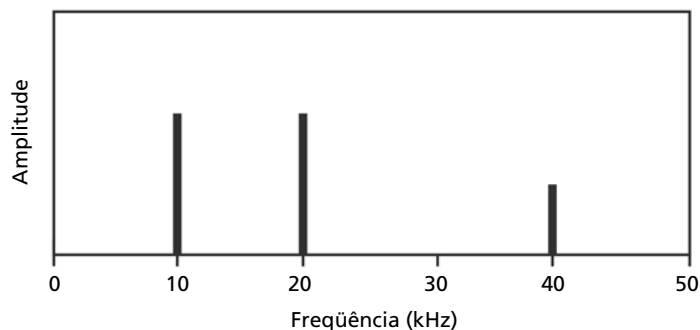


Figura 17.6: Espectro de frequências correspondente à curva da **Figura 17.5**.

Vistos esses conceitos gerais de onda, concentremos nossa atenção no tipo especial de onda que nos interessa: as ondas sonoras. Veremos que os pontos discutidos até agora, em particular a decomposição de uma onda sonora qualquer em suas componentes senoidais, são fundamentais para compreender as propriedades do som, dos instrumentos musicais e dos instrumentos de recepção, sejam eles microfones ou o ouvido.

O SOM

Para melhor compreendermos as ondas sonoras, é útil a análise de todos os processos que ocorrem após tocarmos um instrumento musical. Por exemplo, após dedilharmos a corda de um violão, a vibração da corda comprime e descomprime as moléculas do ar em torno de si, provocando zonas de compressão e zonas de rarefação no ar. Uma zona de maior pressão é criada, seguida de uma zona de pressão menor, e esta perturbação passa a se propagar pelo ar. Assim como a corda, as moléculas de ar oscilam devido a sua massa inercial, ainda que por algum tempo. As ondas de pressão que se propagam pelo ar encontram, eventualmente, o nosso tímpano, o qual pode ser comparado a um outro instrumento musical: o tambor. Agora são as ondas de pressão do ar que o colocam em movimento, fazendo-o vibrar. O movimento dessa pequena membrana no interior do nosso ouvido é consequência, portanto, do movimento da corda do violão.

Assim, a energia para o movimento do tímpano provém da energia que transferimos à corda que dedilhamos.

Na **Figura 17.7**, vemos representada uma onda de pressão sonora senoidal. Nesta figura, podemos ver zonas claras, que representam regiões de menor pressão, e zonas mais escuras, de maior pressão. A pressão ao longo da onda oscila em torno do valor da **PRESSÃO ATMOSFÉRICA**.

PRESSÃO ATMOSFÉRICA

A pressão é medida normalmente em Pa (Pascal):

$1 \text{ Pa} = 1 \text{ N/m}^2$
(Newton por metro quadrado).

A pressão atmosférica (1atm) vale aproximadamente 10^5 Pa , o que é equivalente à pressão exercida por 10 toneladas depositadas em um metro quadrado.

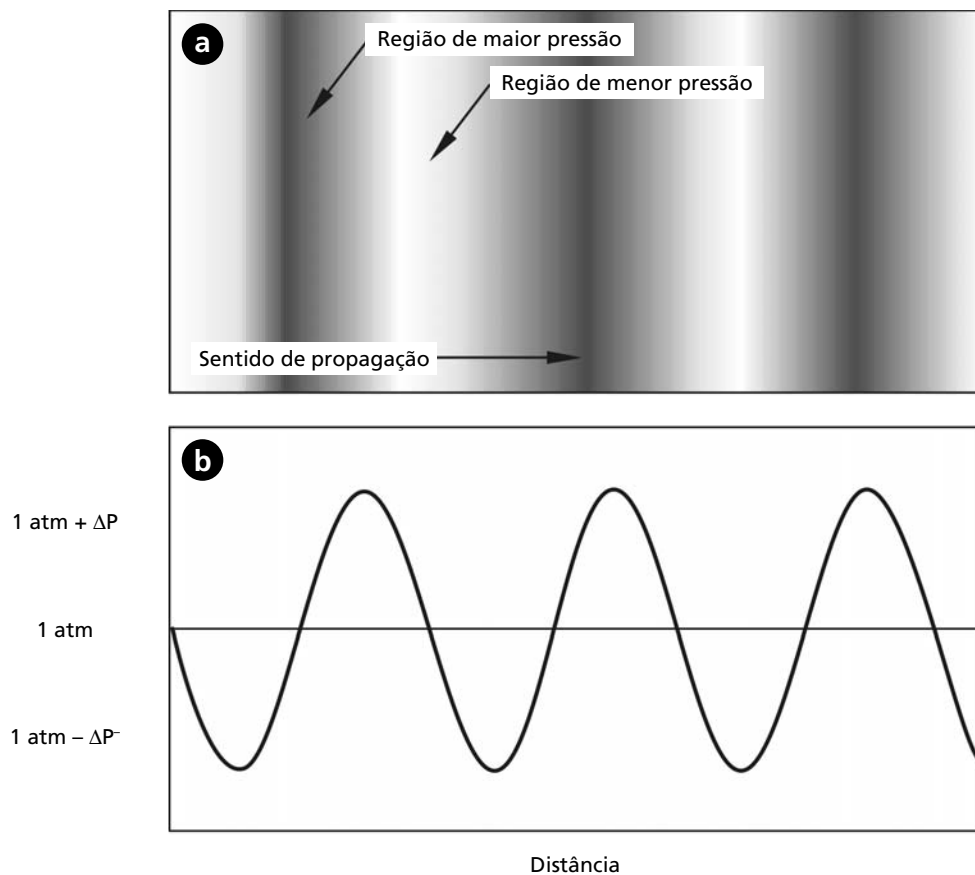


Figura 17.7: (a) Representação de uma onda sonora que se propaga em um meio: as regiões escuras representam zonas de maior pressão (e também maior densidade). (b) O perfil de pressão ao longo da direção de propagação: a pressão oscila em torno do valor da pressão atmosférica.

Os valores de variação de pressão encontrados na **Tabela 17.1** correspondem às amplitudes das ondas sonoras produzidas pelas respectivas fontes citadas.

Tabela 17.1: Sons e suas respectivas intensidades: variação de pressão e nível de pressão sonora

	Variação de pressão ΔP		NPS
	Pa	atm	dB (20 μ Pa)
Limite teórico para uma onda sonora (1 atm)	100237	1,0	194
Turbina de foguete espacial a 30m	20000	0,20	180
Turbina de avião a 30m	632	0,006	150
Disparo de rifle a 1m	200	0,002	140
Limite da dor	63	$6,2 \cdot 10^{-4}$	130
Concerto de rock; Jato decolando a 100m (danos a curto prazo)	20	$2,0 \cdot 10^{-4}$	120
Acelerador de motocicleta a 5m	6,3	$6,2 \cdot 10^{-5}$	110
Britadeira a 2m; discotecas	2,0	$2,0 \cdot 10^{-5}$	100
Caminhão a 1m (danos à audição a longo prazo)	0,63	$6,2 \cdot 10^{-6}$	90
Aspirador de pó a 1m, esquina de ruas movimentadas	0,20	$2,0 \cdot 10^{-6}$	80
Ruído médio de fábrica ou trânsito	0,063	$6,2 \cdot 10^{-7}$	70
Conversação normal	0,020	$2,0 \cdot 10^{-7}$	60
Escritório	0,0063	$6,2 \cdot 10^{-8}$	50
Sala de estar	0,0020	$2,0 \cdot 10^{-8}$	40
Biblioteca	0,0006	$6,2 \cdot 10^{-9}$	30
Respiração humana normal a 3m, farfalhar das folhas	0,00006	$6,2 \cdot 10^{-10}$	10
Limite da audição humana (2kHz)	0,00002	$2,0 \cdot 10^{-10}$	0

Analisando as fontes sonoras apresentadas na **Tabela 17.1**, nota-se que as variações de pressão que podemos perceber variam por um fator maior que um milhão ($>10^6$). Por volta de 1860, Ernst Heinrich Weber, um médico alemão, estudou a relação entre a intensidade física de uma excitação e a intensidade subjetiva da sensação de uma pessoa. Ele descobriu uma regra que vale para qualquer percepção sensorial, seja auditiva, visual, térmica, tátil, gustativa ou olfativa: *o aumento do estímulo (ΔI), necessário para produzir um incremento mínimo da sensação (ΔS), é proporcional ao estímulo (I) preexistente.*

Matematicamente, podemos escrever:

$$\frac{\Delta I}{\Delta S} = KI,$$

onde k é a constante de proporcionalidade.

A função matemática que apresenta esta propriedade é a função logarítmica, portanto,

$$S = k \log I,$$

onde S é a sensação, I é a intensidade do estímulo e k é a constante de proporcionalidade.

Esta relação nos é familiar em muitas situações. Por exemplo, uma pequena lanterna acesa em um ambiente muito iluminado pode passar despercebida, o que não acontece em um ambiente escuro. Em outras palavras, uma variação do estímulo (provocada pela iluminação da lanterna) não provoca variações na percepção de forma independente do estímulo total (iluminação da lanterna superposta à iluminação do ambiente).

Portanto, como a intensidade da sensação sonora cresce proporcionalmente ao logaritmo da intensidade física, podemos usar esta relação para criar uma medida para a intensidade sonora que seja mais apropriada para os nossos sentidos, o nível de pressão sonora (NPS).

O nível de pressão sonora é uma medida relativa a uma intensidade padrão do estímulo (P_0), definida por

$$\text{NPS} = 20 \log_{10} \frac{\Delta P}{\Delta P_0},$$

onde o padrão ΔP_0 é escolhido como $20 \mu\text{Pa}$ (aproximadamente, o menor valor de pressão sonora audível para 2kHz).

O nível de pressão sonora é dado em decibéis (db), medido sempre em relação ao padrão de referência, o qual deve ser sempre indicado. A **Tabela 17.1** apresenta também tais níveis de pressão sonora para as diferentes fontes sonoras.

A nossa percepção de ondas sonoras depende ainda de outra importante qualidade das ondas: a frequência.

O nosso ouvido recebe e interpreta flutuações da pressão sonora de formas diferentes, dependentes da frequência da onda. Um exemplo importante é a diferente audibilidade em diferentes faixas de frequência, isto é, dois sons com mesma amplitude, mas de frequências muito distintas, são percebidos também com amplitude distinta. Estudos nessa área devem ser estatísticos, pois existe uma grande variabilidade entre os indivíduos. Assim, várias pesquisas foram realizadas para determinar a sensibilidade média da audição de pessoas normais, algumas envolvendo centenas de milhares de pessoas.

Para determinarmos a menor intensidade percebida pelo ouvido humano, nas diversas frequências, vamos imaginar a seguinte experiência: coloquemos um observador à distância de um metro de um alto-falante e de frente para este. Façamos o alto-falante vibrar com 1kHz em

intensidade perfeitamente audível e vamos atenuando o som até que o observador declare não estar mais ouvindo. Substituímos, então, o observador por um microfone calibrado para medir a intensidade do som: esta intensidade será o limiar de audição para 1kHz, que corresponde aproximadamente a 5dB.

Se repetirmos a experiência para outras frequências, poderemos construir uma curva para o limiar de audibilidade do ser humano, isto é, àquela intensidade sonora (amplitude) abaixo da qual, por não conseguir perceber as variações de pressão no ar, ele nada ouve.

No outro extremo, para intensidades sonoras muito altas, chegamos ao limiar da dor, que corresponde àquela amplitude que provoca valores da pressão do ar sobre o tímpano maiores do que os que podemos suportar.

Para determinar o limiar da dor, vamos repetir a experiência, só que iremos aumentando o nível de intensidade sonora do som até que o nosso observador sinta uma sensação dolorosa acompanhando a audição. Isso ocorre em média, para 1kHz, em 120dB. Repetindo-se a experiência para outras frequências, teremos a curva do limiar da dor.

De forma semelhante, podemos definir a curva de audibilidade para todas as intensidades. Suponha que seja oferecido ao nosso observador um som de frequência 1kHz, com 10dB (NPS). Em seguida, lhe é oferecido um som de frequência 2kHz, sobre o qual o observador tem o controle de intensidade. Pede-se, então, ao observador que altere a intensidade do som da frequência 2kHz, até que este soe com a mesma audibilidade do primeiro (1kHz e 10dB). Repetindo a experiência para diversas frequências, teremos a curva de igual intensidade psicológica (igual nível de audibilidade). Finalmente, repetindo o procedimento anterior para sons de diferentes intensidades, NPS de 20, 30, 40dB, vamos obter as curvas da **Figura 17.8**.

Estas curvas nos dizem, por exemplo, que um som de 50 dB de NPS em 1kHz tem o mesmo nível de audibilidade de um som de 60dB de NPS e 100Hz. A maior sensibilidade do ouvido ocorre entre 2 e 5kHz, e há uma perda de sensibilidade nos dois extremos da banda de frequência audível. Para 50Hz, essa perda chega a 50dB.

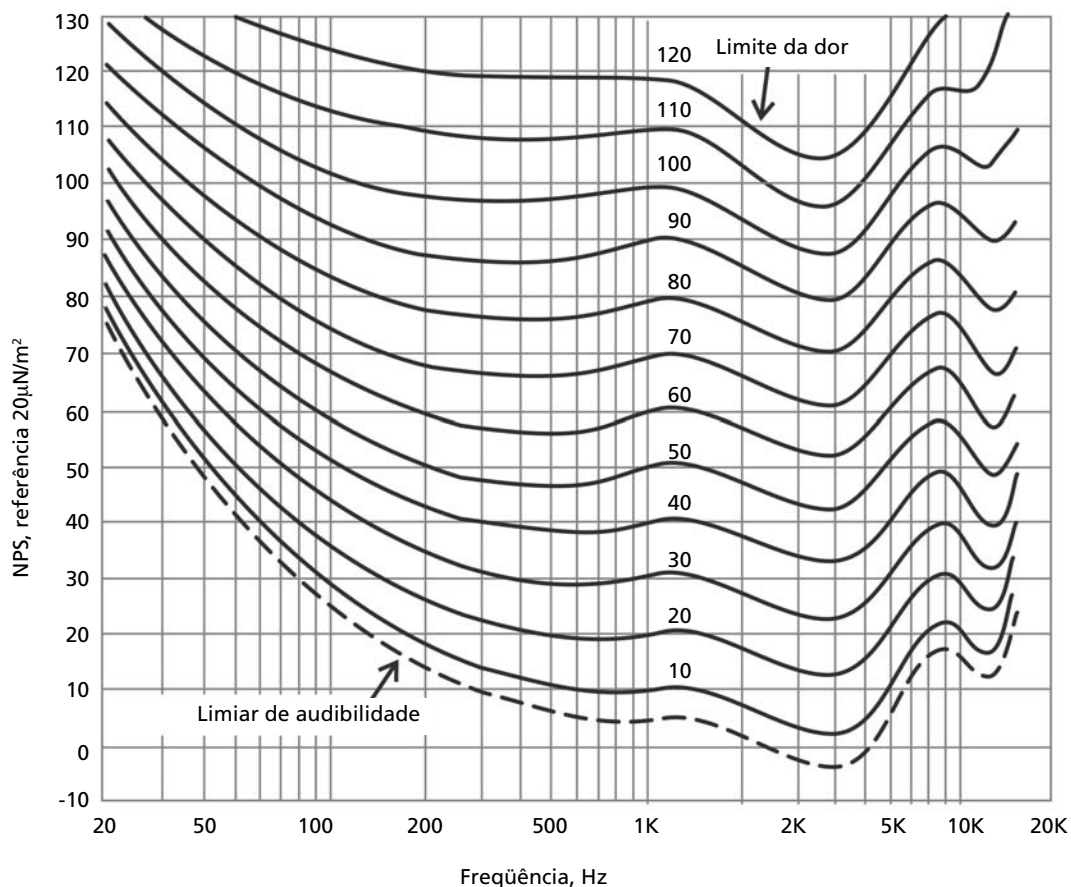


Figura 17.8: Curvas de audibilidade determinadas por Robinson & Dadson em 1956. Ao longo de uma curva, percebemos os sons com a mesma audibilidade.

ATIVIDADE



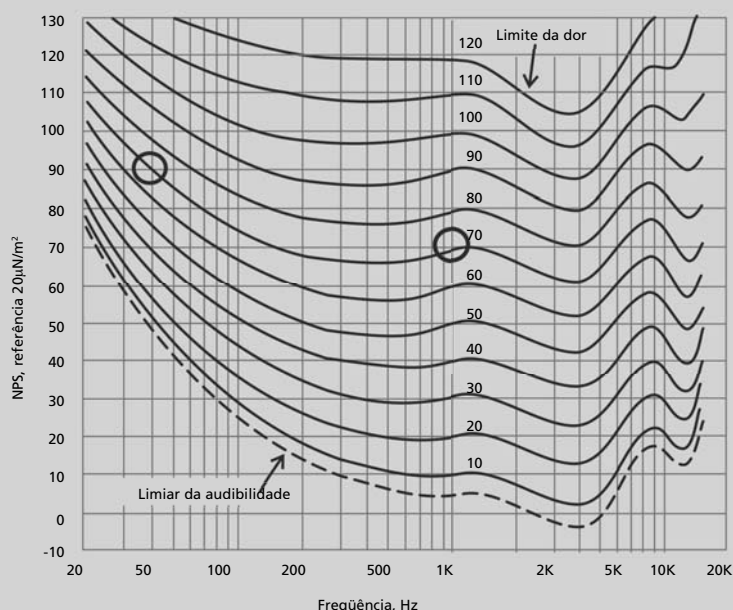
2. Sons com mesma intensidade, isto é, que provocam uma mesma variação de pressão no ar, são percebidos com intensidades diferentes por nossos ouvidos se possuírem frequências diferentes.

a. Qual a intensidade NPS de um som de 40Hz que percebemos com intensidade aproximadamente igual a um som de 70dB e 1kHz?

b. Quais as variações de pressão que esses dois sons provocam no ar?

RESPOSTA COMENTADA

a. De acordo com a **Figura 17.8**, vemos que sons de 70 e 90 decibéis são percebidos de forma idêntica em frequências de 1kHz e 40Hz, respectivamente.



b. Este gráfico foi construído com uma frequência de referência de $20\mu\text{Pa}$ (indicado no eixo y).

Portanto, podemos utilizar a relação anteriormente apresentada:

$$NPS = 20 \log_{10} \frac{\Delta P}{\Delta P_0}$$

Para 70 decibéis: $70 = 20 \log_{10} \frac{P}{20}$ ou $\Delta P = 63,2\text{mPa}$ e para 90db, $\Delta P = 632\text{mPa}$.

LOCALIZAÇÃO DA FONTE SONORA

Uma das características importantes da audição humana é a capacidade de determinar a direção da fonte das ondas sonoras. Por causa da separação geométrica das orelhas na cabeça humana, cada ouvido recebe o mesmo som com características diferentes; ocorrem alterações na intensidade e no tempo de chegada do som a cada ouvido. O sistema nervoso central registra tais diferenças e estabelece a direção da onda sonora.

A Figura 17.9 ilustra, em um plano horizontal, uma onda sonora que atinge as duas orelhas de uma pessoa. Como a onda chega de uma posição lateral, inclinada por um ângulo α em relação à direção frontal, ela atinge primeiramente o ouvido esquerdo (com maior intensidade) e depois o ouvido direito (com menor intensidade), pois o ouvido direito está Δd mais distante.

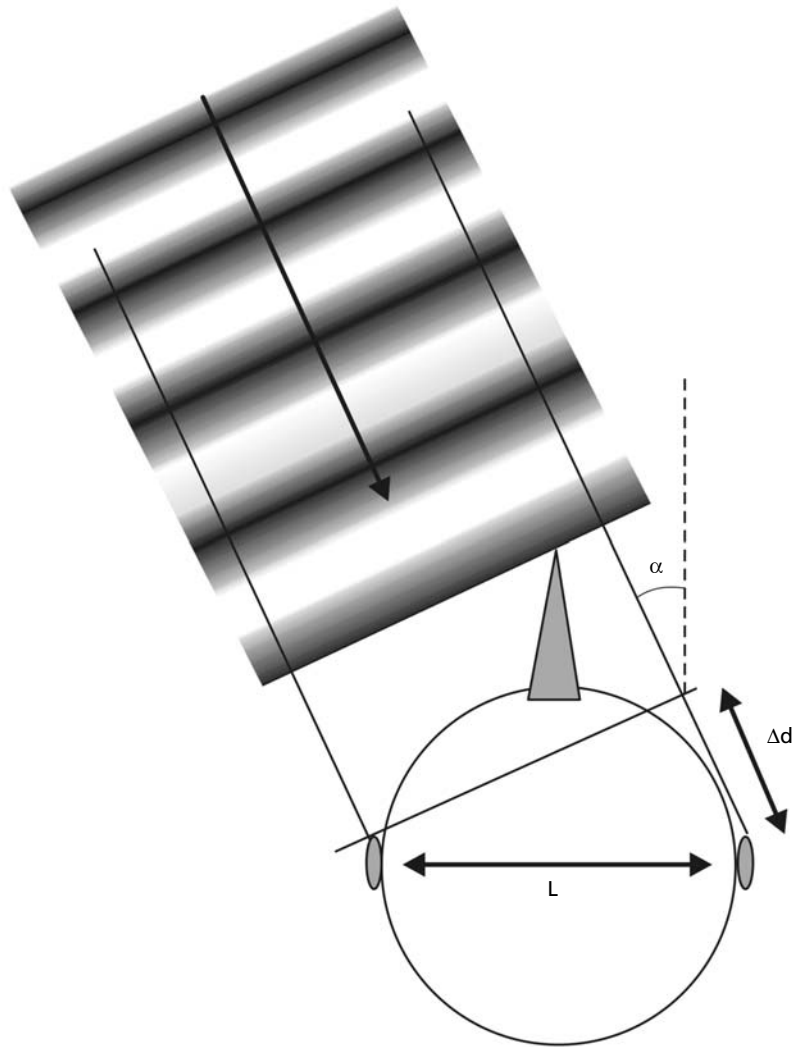


Figura 17.9: Localização de uma onda sonora em uma direção determinada.

Se L for a distância entre as orelhas ($\approx 21\text{cm}$), podemos escrever:

$$\Delta d = L \sin \alpha$$

Considerando a velocidade do som como 344m/s , a Tabela 17.2

apresenta os valores de Δd e o tempo de atraso do som (Δt) para diferentes valores do ângulo α .

Tabela 17.2: Valores da diferença da distância entre os ouvidos e do tempo de atraso do som para valores de α . A velocidade do som é 344m/s e a distância entre os ouvidos é de 21cm

Ângulo α (graus)	Δd (cm)	Δt (ms)
0	0	0
10	3,64	0,106
20	7,18	0,208
30	10,5	0,305
45	14,8	0,431
60	18,2	0,528
90	21,0	0,610

Para sons graves, existe maior dificuldade na identificação da direção: erros de 10 ou 15 graus. Sons agudos são localizados com uma margem de erro de apenas 2 a 3 graus. Quando a fonte de som está localizada atrás do ouvinte, a sensação da intensidade é um pouco reduzida (em relação a uma posição simétrica na frente do ouvinte) e a localização da fonte se torna relativamente mais difícil.

QUALIDADES DO SOM: INTENSIDADE, ALTURA E TIMBRE

Até agora, consideramos nosso universo sonoro de forma limitada, representando os fenômenos acústicos usando o modelo de ondas do tipo senoidal. Um som cuja onda pode ser representada por uma única curva senoidal é chamado som puro e apresenta apenas duas qualidades:

- Intensidade; está relacionada à amplitude da onda (ΔP), diferencia sons fracos e fortes e é medida em decibéis;
- Altura; diferencia sons graves e agudos, depende apenas da frequência – grave, menor frequência; agudo, maior frequência – e é medida em herz.

Um **DIAPASÃO** emite um som puro. Na Natureza, contudo, os sons são mais complexos. Se analisarmos, com o auxílio de um gráfico amplitude X tempo, o som produzido por um instrumento como a viola (**Figura 17.10**), veremos que ele difere muito da forma senoidal, na qual a amplitude e a frequência são facilmente identificáveis.



DIAPASÃO

É um instrumento metálico em forma de forquilha, inventado em 1711, para afinar instrumentos ou voz. Duas barras metálicas são forjadas de modo a oscilar em uma frequência definida ao ser golpeado (atualmente, o mais usual é o do Lá de 440Hz). Em geral, é necessário esperar poucos segundos até que eventuais frequências mais altas desapareçam e se obtenha a nota pura. Esses instrumentos estão sendo rapidamente substituídos por versões eletrônicas e programas de computador.

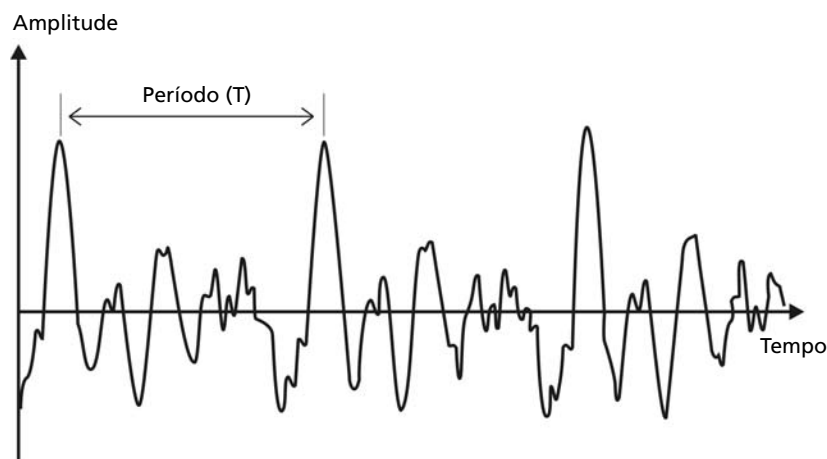


Figura 17.10: Curva amplitude *versus* tempo produzida por uma viola.

Não obstante, também é possível associar a esses sons mais complexos um período e uma amplitude média. Mas agora podemos compreender por que uma mesma nota musical (mesma frequência) tocada por diferentes instrumentos nos soa tão diferente: cada instrumento gera um apresenta uma forma de onda característica.

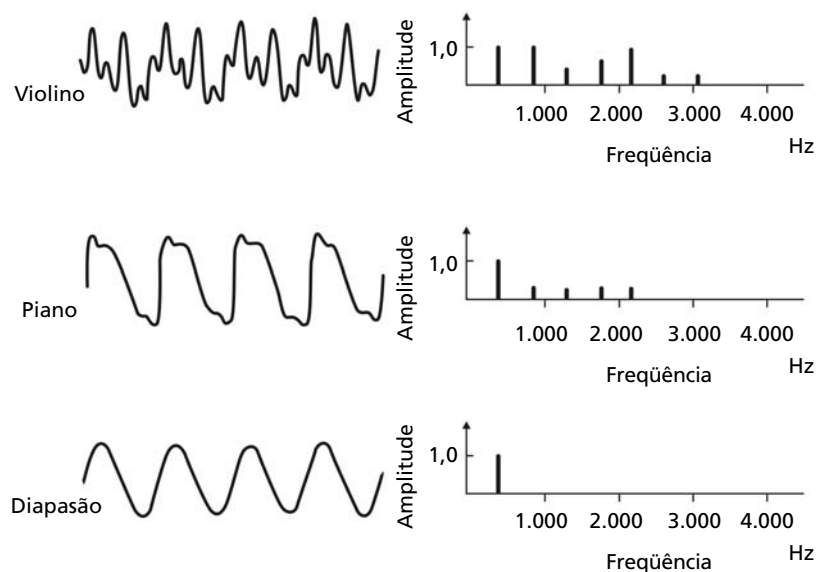


Figura 17.11: Curvas de amplitude *versus* tempo e seus respectivos espectros de frequência. As notas lá, emitidas por um violino, por um piano e por um diapasão têm a mesma frequência fundamental – 440Hz –, mas diferem quanto à presença de harmônicas superiores, o que caracteriza o timbre de cada instrumento.

Podemos, portanto, definir uma nova qualidade dos sons:

– Timbre diferencia sons de mesma altura e intensidade, emitidos por fontes diferentes. O timbre está relacionado com a forma da onda ou, equivalentemente, pelas frequências que a compõe, com suas respectivas amplitudes.

A menor frequência, que define a altura de determinada nota, é chamada frequência fundamental; as componentes de maior frequência, que diferenciam os instrumentos e caracterizam o seu timbre, são chamadas harmônicos superiores. Você pode perceber, na **Figura 17.11**, que todos os instrumentos, quando tocam o lá, apresentam a mesma frequência fundamental de 440Hz.

UMA BREVE NOTA MUSICAL

Do ponto de vista da física acústica, música é uma combinação dinâmica de sons que resulta em um efeito agradável ao ser humano. Dois sons que mantêm uma relação matemática simples entre os valores de suas frequências fundamentais resultam em uma sensação auditiva agradável; por exemplo, se um som tiver o dobro da frequência do outro. Isso ocorre, provavelmente, porque o cérebro “percebe” rapidamente a “consonância”, levando a um efeito harmônico.

De acordo com essa regra, a frequência fundamental de 256Hz terá como notas harmônicas: 64, 128, 256, 512, 1.024, 2.048, 4.096 e 8.192Hz (a próxima está fora do limite auditivo). Podemos encontrar relações harmônicas entre estes intervalos, chamados oitavas, 256 até 512, por exemplo. De fato, existem muitas relações harmônicas em uma oitava, e diversas escalas foram desenvolvidas ao longo do tempo, tais como a escala diatônica ou a escala temperada.

Por exemplo, na escala diatônica maior, as frequências das notas compreendidas em uma oitava obedecem às seguintes relações matemáticas entre suas frequências:

Nota	dó	ré	mi	fá	sol	lá	si	dó
Relação	1	9/8	5/4	4/3	3/2	5/3	15/8	2
f (Hz)	256	288	320	341,3	384	426,7	480	512

Na oitava seguinte, teremos novamente essas mesmas proporções aplicadas à frequência 512, e assim sucessivamente.

Na escala temperada, a razão entre duas notas subseqüentes se mantém constante. Em todas as escalas, encontramos rígidas leis matemáticas, que foram deduzidas e consideradas necessárias à estética musical.

RESSONÂNCIA

Qualquer objeto material tem uma ou mais freqüências nas quais “gosta” de vibrar, as freqüências naturais de vibração do objeto. Você conhece inúmeros exemplos cotidianos: os pêndulos, os galhos das árvores oscilando ao vento ou os móveis à sua volta, que vibram com o impacto de pequenos golpes. Quando o objeto é “excitado” por algum agente externo em uma de suas freqüências naturais, dá-se a **RESSONÂNCIA**: o objeto vibra em uma ou mais dessas freqüências com amplitude que aumenta a cada oscilação, só limitando-se pelos inevitáveis amortecimentos. Nós nos valemos da ressonância ao empurrarmos uma criança em um balanço: ajustamos a freqüência com que empurramos para aumentar a amplitude de oscilação.

A expressão ressonância vem do latim, *resonantia*, que significa eco. Isso pode indicar que este fenômeno foi observado inicialmente como fenômeno sonoro.

Quando um elemento vibrante, como o diapasão, é colocado na extremidade aberta de um tubo, como mostrado na **Figura 17.12**, não se observa, em geral, quase nenhuma alteração na intensidade do som emitido. Porém, se a freqüência do diapasão for igual ou aproximada à freqüência natural de oscilação do ar no interior do tubo, ocorre ressonância. Há um aumento na intensidade sonora, isto é, um aumento da amplitude das vibrações.

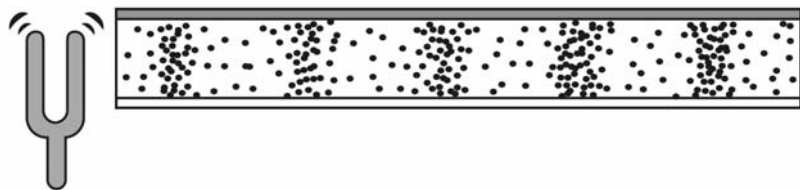


Figura 17.12: A vibração de um diapasão força o ar a vibrar dentro do tubo.

As frequências naturais das vibrações do ar no interior de uma cavidade são determinadas pela forma e comprimento da cavidade e são múltiplas de uma frequência fundamental.

Em tubos com extremidades abertas, se uma corrente de ar é dirigida para uma das extremidades, ondas com frequência natural poderão ser criadas no seu interior. Para compreendermos as frequências naturais que surgem em um tubo, podemos nos valer do fenômeno análogo que ocorre em cordas.

As oscilações naturais de uma corda estão mostradas na **Figura 17.13.a**, e as do ar, em um tubo aberto, na **17.13.b**.

Pelo fato de o tubo ser aberto, a pressão nas extremidades é a mesma da atmosfera. Portanto, nas extremidades formam-se os “nós” de pressão. No centro do tubo, a pressão atinge os seus valores máximos e mínimos.

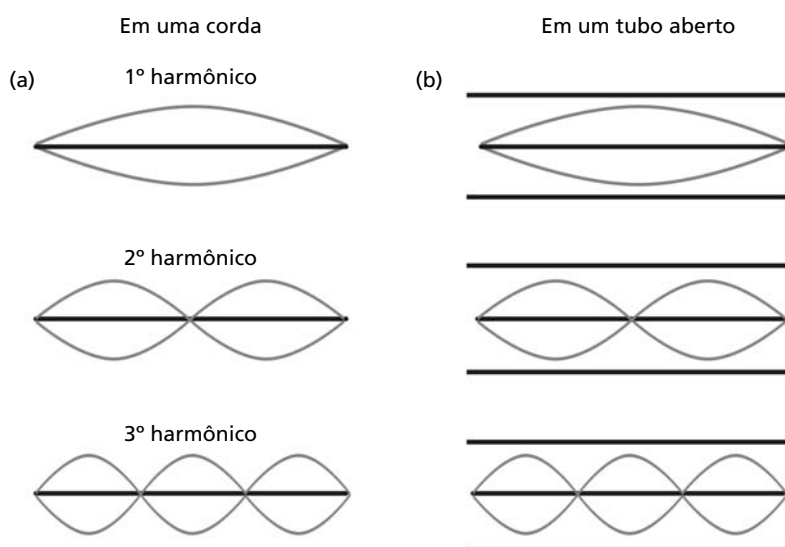


Figura 17.13: Harmônicos que se estabelecem em uma corda **(a)** e em um tubo aberto **(b)**.

Os comprimentos de onda possíveis são:

$$\lambda_n = 2 \frac{L}{n},$$

onde $n = 1, 2, 3, \dots$ e L é o comprimento do tubo.

Como $v = \gamma_n f_n$, as frequências naturais (f_n) formam uma seqüência harmônica dada por:

$$f_n = \frac{nv}{2L}$$

Em tubos com uma extremidade fechada e outra aberta, como mostrado na **Figura 17.14**, na extremidade fechada a pressão oscila entre seus valores máximo e mínimo e, na extremidade aberta, é a mesma da atmosfera. Os comprimentos de onda possíveis são:

$$\gamma_m = 4 \frac{L}{m} \text{ (com } m = 1, 3, 5 \dots \text{ ímpares)}$$

e as frequências naturais correspondentes são:

$$f_m = \frac{mv}{4L}$$

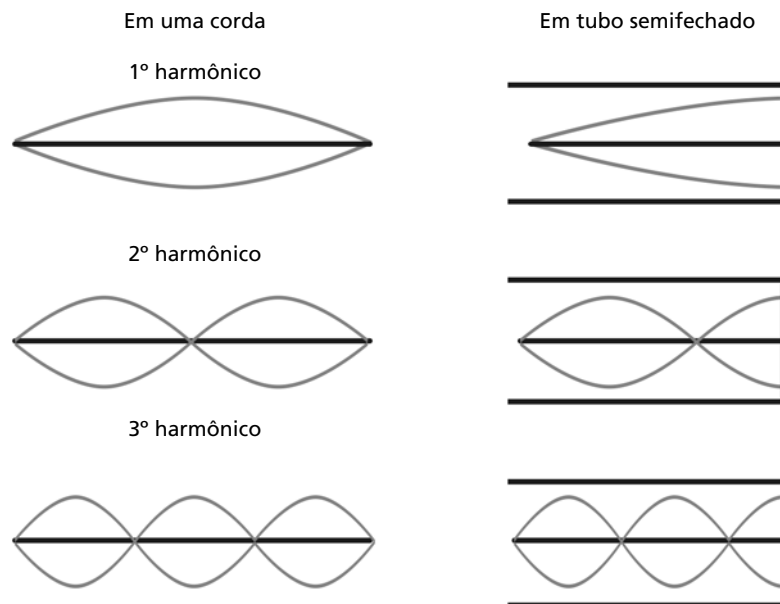


Figura 17.14: Harmônicos que se estabelecem em uma corda (a) e em um tubo semifechado (b).

A PRODUÇÃO DA VOZ: RESSONÂNCIA NO TRATO ORAL

A voz humana é produzida de acordo com a seguinte seqüência de eventos:

1. quando os pulmões se comprimem, cria-se um fluxo estacionário de ar através da traquéia, laringe (a caixa vocal) e faringe (fundo da garganta);

2. as cordas vocais na laringe vibram, criando as ondas sonoras;
3. ressonâncias no trato oral modificam estas ondas de acordo com a posição e a forma de todos os seus elementos, incluindo aqueles que controlamos: lábios, maxilar e língua, por exemplo;
4. finalmente, o som é irradiado para o ambiente através das aberturas nasais e bucais.

O som da voz é produzido quando o ar expelido pelos pulmões faz pressão na região abaixo das pregas vocais. O controle muscular das cordas vocais permite que controlemos a pressão e a passagem de ar pelas pregas vocais, fazendo-as vibrarem. Esse mecanismo se assemelha ao que acontece quando apertarmos a “boca” de um balão de borracha. Você, provavelmente, sabe que podemos tencionar de forma diferente a borracha, para produzir sons mais ou menos agudos (ruídos estridentes, na verdade), fruto da vibração da borracha.

Se imaginarmos o trato oral como um tubo cilíndrico de 17cm de comprimento, com a língua em repouso, verificaremos que ele é capaz de entrar em ressonância para as seguintes frequências: 500, 1.500 e 2.500Hz. Na fonação, o trato oral forma um tubo fechado pela glote, em uma das extremidades, e a ressonância ocorre respeitando a relação:

$$f_m = \frac{mv}{4L},$$

podendo m assumir valores ímpares. As frequências dos sons vocálicos tornam-se mais altas, à medida que o comprimento do trato oral diminui, e, mais baixas, à medida que ele aumenta. As consoantes apresentam uma energia acústica consideravelmente menor do que a das vogais, pois na sua produção ocorre a constrição do trato oral, impedindo a ressonância.

ATIVIDADE



3. Calcule as frequências de ressonância possíveis no trato oral.

RESPOSTA COMENTADA

Como discutido no texto, devemos considerar o trato oral como um cilindro de 17 cm de comprimento com uma extremidade fechada.

Neste caso, $f = \frac{mv}{4L} = \frac{m \ 340\text{m/s}}{4 \ 0,17\text{m}} = m \times 500\text{Hz}$, onde m é um número ímpar. Portanto, teremos 500, 1500, 2500Hz.

Atividade Final

Você aprendeu que na cadeia da fala existe um importante mecanismo de *feedback*. Mencione outros mecanismos de feedback que você conheça no ser humano.

Resposta Comentada

Mecanismos de feedback ou de retroalimentação são fundamentais para o funcionamento de sistemas complexos como os seres vivos e são, portanto, quase onipresentes. Usa-se também o termo biofeedback, os quais podem ser positivos ou negativos. Feedback negativo é um mecanismo que procura sempre anular diferenças que eventualmente apareçam, como no caso da cadeia da fala: quando percebemos que estamos falando diferente, o feedback nos permite corrigir a diferença. Feedback positivo amplifica uma diferença. Talvez o exemplo mais familiar seja a microfonia (aquele ruído que surge ao aproximarmos o microfone da caixa de som): os ruídos que a caixa de som produz são captados pelo microfone e reenviados à caixa, a qual os reproduzirá de forma amplificada e serão novamente captados pelo microfone e reenviados à caixa. Nesse processo de realimentação positiva, um pequeno ruído se torna um zumbido ensurdecedor. É impossível enumerar todos os mecanismos de biofeedback, mas podemos enunciar alguns importantes:

- 1. Equilíbrio: todas as pessoas, quando estão paradas em pé, oscilam levemente para os lados. O ouvido interno capta a alteração da posição e, por um mecanismo de feedback negativo, a posição vertical é recuperada. O consumo de álcool, por exemplo, afeta este mecanismo e provoca uma oscilação maior, característica das pessoas embriagadas.*
- 2. Dirigir um carro ou uma bicicleta em linha reta requer constantes correções (feedback negativo). Este exemplo pode ser facilmente generalizado: tudo aquilo que mantemos em uma posição fixa passa por um processo de feedback negativo (assim, este segundo exemplo engloba o primeiro).*
- 3. Na Aula 4, discutimos homeostase e equilíbrio químico. A homeostase é um processo complexo de biofeedback negativo.*
- 4. O consumo de drogas provoca um processo de biofeedback positivo. O organismo usa os seus mecanismos de biofeedback negativo para manter o equilíbrio homeostático; a necessidade psicológica por prazer faz com que o usuário consuma cada vez maior quantidade.*
- 5. Hoje em dia, biofeedback é o nome de uma técnica que permite que o paciente aprenda o controle voluntário de funções fisiológicas, das quais as pessoas normalmente não têm consciência, com a finalidade de recuperar, manter ou melhorar sua saúde e/ou seu desempenho. Isto é feito pelo uso de determinados aparelhos que medem, com precisão e instantaneamente, como se encontra a função fisiológica em estudo, informando ao sujeito, de modo visual ou sonoro, quais os valores medidos. Com esta informação, e orientado pelo terapeuta, o paciente tem a possibilidade de alterar tais valores, para mais ou para menos, segundo a sua vontade e conforme o que for mais desejável.*

Com treinamento repetido, o sujeito consegue condicionar aquele processo fisiológico a funcionar de modo estável e desejado. Atualmente, esta técnica tem sido aplicada com sucesso, por exemplo, nos seguintes distúrbios: estresse, estafa e síndrome de fadiga crônica; enxaqueca e dores de cabeça tensionais; dores crônicas lombares, na nuca e ombros etc.; reabilitação neuromuscular; quadros ansiosos, fobias, síndrome do pânico; bruxismo; incontinência urinária etc.

CONCLUSÃO

Quem pensaria, de imediato, o trato oral como um tubo cilíndrico de 17cm? Talvez você tenha se surpreendido com esta e outras simplificações que fizemos nesta aula. Em realidade, ao longo de todo o curso desta disciplina, não fizemos mais do que isto: buscamos modelos simples cujos comportamentos reproduzem, em grande medida, os aspectos principais preponderantes naqueles comportamentos dos sistemas biológicos abordados nas 17 aulas. Simplificamos a membrana celular a um capacitor de placas paralelas para reproduzir os fenômenos elétricos nela observados; a osmose pode ser discutida com o auxílio do modelo do gás ideal; o sistema circulatório, constituído pelo coração e vasos sanguíneos, foi substituído por um circuito de canalizações de diferentes diâmetros e quatro bombas etc.

A utilização de modelos simplificados para abordar comportamentos dos sistemas complexos da natureza permite, em primeira aproximação, uma compreensão dos aspectos fundamentais de muitos fenômenos que ocorrem nos seres vivos. A partir dessa compreensão, podemos, com a introdução de pequenas modificações nos modelos simplificados, corrigir o comportamento do modelo para aproximá-lo daquele dos sistemas reais. Por exemplo, pequenas correções na geometria do modelo simplificado do trato oral fornecerão frequências mais próximas das reais.

RESUMO

Apresentamos um diagrama, chamado cadeia da fala, que resume e organiza os inúmeros processos envolvidos em um diálogo. Estes processos estão classificados: lingüístico, fisiológico e acústico. A cadeia da fala apresenta um ramo lateral de *biofeedback*, importante para o aprendizado da fala. O som é uma perturbação mecânica no ar. Uma corda ou membrana vibrante provoca variações na pressão do gás, que se propagam até atingir o tímpano. As ondas podem ter diferentes amplitudes e frequências; a forma com que percebemos estas duas qualidades do som são diferentes: quando aumentamos o volume de um aparelho de som, estamos variando a amplitude das ondas; quando escutamos um som de baixa frequência, o percebemos como um som grave (a corda mais grossa do violão, por exemplo) e um som de alta frequência é percebido como um som agudo (a corda mais fina do violão). Uma onda sonora pode ter ainda uma forma muito diversa da forma senoidal; mas pode ser representada como uma soma de ondas senoidais. O componente de mais baixa frequência desta soma define a frequência fundamental do som, e os outros componentes definem o timbre. Um violão soa levemente diferente de um piano tocando a mesma nota porque diferentes instrumentos têm timbres diferentes.

A produção de sons envolve o conceito de ressonância. Esse é o caso da voz humana e de inúmeros instrumentos musicais. A voz humana ocorre pela ressonância no trato oral das vibrações produzidas pelas cordas vocais.

Biofísica

Referências

Aula 11

SKOOG, Douglas A.; HOLLER, F. James; NIEMAN, Timothy A. *Princípios de análise instrumental*. 5. ed. Porto Alegre: Artmed, 2002.

Aula 12

OKUNO, E.; CALDAS, I. L.; CHOW, C. *Física para ciências biológicas e biomédicas*. São Paulo: Haper & Row do Brasil, 1982.

RESNIK, R.; HALLIDAY, R. *Física*. Rio de Janeiro: LTC, 1981. v. 2.

SEARS, F. W. *Física*. Rio de Janeiro: LTC, 1975. v. 1.

Aula 13

OKUNO, E.; CALDAS, I. L.; CHOW, C. *Física para ciências biológicas e biomédicas*. São Paulo: Haper & Row do Brasil, 1982.

Aula 14

MOUNTCASTLE, V. B. *Fisiologia médica*. 13. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1987.

Aula 15

MOUNTCASTLE, V. B. *Fisiologia médica*. 13. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1987.

Aula 16

BACH, Michael. Optical illusions e visual phenomena. Disponível em: <<http://www.michaelbach.de/ot/index.html>>. Acesso em: 24 maio 2007.

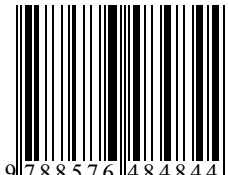
ILLUSIONS Works. Disponível em: <<http://psylux.psych.tu-dresden.de/i1/kaw/diverses%20Material/>>. Acesso em : 24 maio 2007.

_____. Disponível em: <www.illusionworks.com/index.html>. Acesso em: 24 maio 2007.

Aula 17

RUSSO, Ieda Chaves Pacheco. *Acústica e psicoacústica aplicadas à fonoaudiologia*. 2. ed. ver. e ampl. São Paulo: Lovise, 1999. 263 p.

ISBN 978-85-7648-484-4



9 788576 484844



UENF
Universidade Estadual
do Norte Fluminense



Universidade Federal Fluminense



FAPERJ
Fundação Carlos Chagas Filho de Amparo
à Pesquisa do Estado do Rio de Janeiro



**GOVERNO DO
Rio de Janeiro**

SECRETARIA DE
CIÊNCIA E TECNOLOGIA

Ministério
da Educação

