

Física da Corpo Humano

Licenciatura em Física

Ano letivo de 2020/2021 - 1º semestre.

Estas notas resultam directamente da adaptação de materiais de apoio utilizados nas aulas de Física do Corpo Humano para o curso de Licenciatura em Física – Percurso C – Física Médica, para o ano letivo de 2020/2021.

São facultadas apenas para servirem como guia das matérias abordadas, podendo ser vistas como “sumários” alargados e ilustrados de cada um dos temas. Sendo, na sua maioria, cópias directas dos “slides” apresentados **não devem**, pelo exposto, **ser tomadas como elemento de estudo**.

As publicações referidas na bibliografia (todas elas existentes nas bibliotecas da Universidade do Minho e /ou na posse do docente responsável) deverão servir para o estudo aprofundado dos temas tratados nesta unidade curricular.

A sequência apresentada, bem como a maior parte das figuras, segue muito de perto os capítulos 7* e 8** do livro “Physics of the Human Body,” de Herman P. Irving, indicado como principal texto de apoio, pelo que é sugerida a leitura atenta desses textos.

*excluindo a secção 7.5

** excluindo 8.3; 8.4.4 e 8.4.5

Francisco J. M. Macedo
(DF – UM)

Circulação de fluidos no corpo humano:

- Sangue no coração e sistema circulatório
- Ar nos pulmões e sistema respiratório
- Urina na bexiga e sistema urinário
-
-

O fluxo direcionado de fluidos no corpo, ocorre, essencialmente, por movimento do respetivo fluido em sistemas de vasos. O movimento “não direcionado” ocorre por difusão → escala ...

Pressão arterial

No contexto do corpo humano, é usual usar-se a “pressão manométrica” e não a pressão absoluta:

$$P_{manométrica} = P_{absoluta} - 1 atm$$

Faz sentido – o que importa é a diferença de pressão...

<hr/>	
arterial blood pressure	
maximum (systolic)	100–140
minimum (diastolic)	60–90
capillary blood pressure	
arterial end	30
venous end	10
venous blood pressure	
typical	3–7
great veins	<1
middle ear pressure	
typical	<1
eardrum rupture threshold	120
eye pressure	
humors	20 (12–23)
glaucoma threshold range	~21–30
cerebrospinal fluid pressure	
in brain – lying down	5–12
gastrointestinal	10–12
skeleton	
long leg bones, standing	~7,600 (10 atm.)
urinary bladder pressure	
voiding pressure	15–30 (20–40 cmH ₂ O)
momentary, up to	120 (150 cmH ₂ O)
intrathoracic	
between lung and chest wall	–10
<hr/>	

Pressões (**manométricas**) típicas no corpo humano (em mm Hg)

Medida da pressão arterial

A pressão sanguínea mede-se com um **esfigmomanómetro**:

manga

medidor de pressão (mede a pressão na manga)

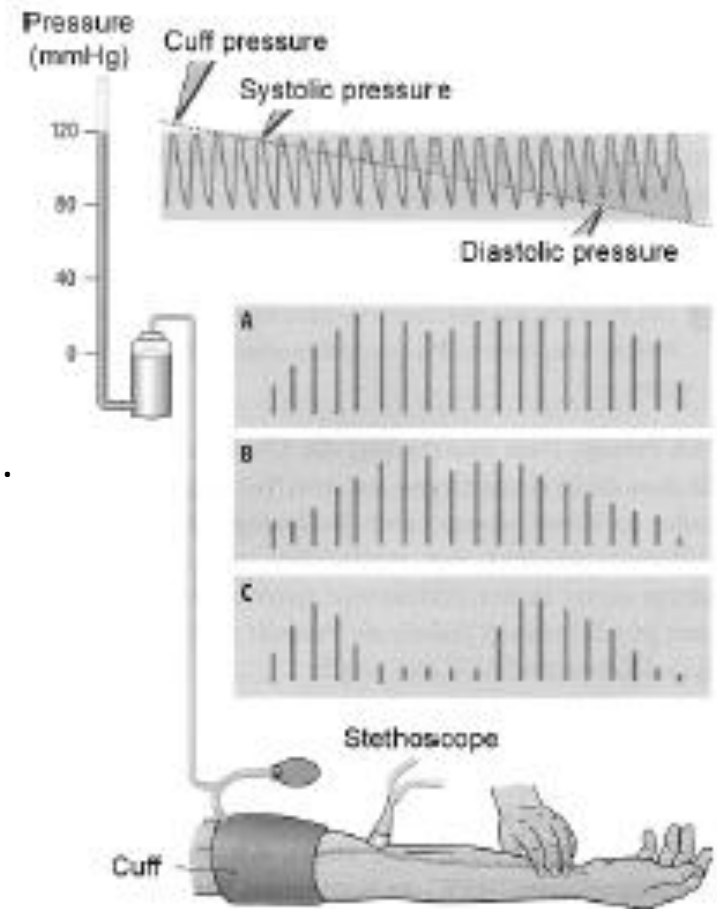
sistema de injeção de ar

A manga é colocada na parte superior do braço, acima do cotovelo, envolvendo a artéria braquial.

O sensor de um estetoscópio é colocado na parte inferior do braço, junto à zona do cotovelo.

Sem pressão na manga, não há qualquer som audível. Quando se pressuriza (despressuriza) a manga, são ouvidos sons caraterísticos.

→ Sons de Korotkoff

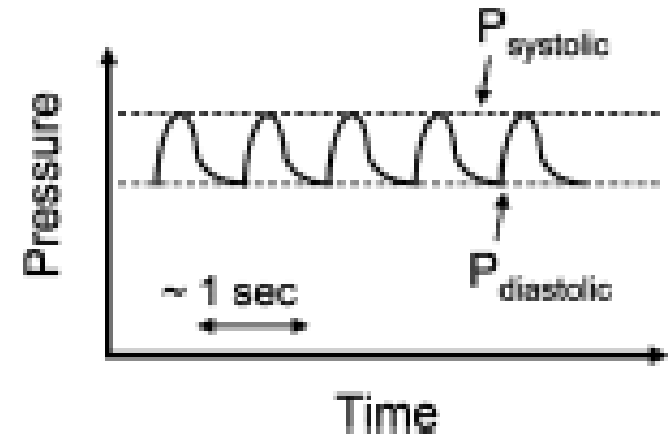


Medida da pressão arterial

Como varia a pressão sanguínea nas principais artérias em função do tempo?

Sistólica ~ **120 mm Hg**

Diastólica ~ **80 mm Hg**



Quando a pressão na manga excede a pressão sistólica deixa de haver fluxo de sangue para a parte inferior do braço → deixa de haver som audível.

Quando a pressão na manga baixa para valores mesmo abaixo da **pressão sistólica**, passa a haver um **fluxo intermitente** – turbulento → **sons de Korotkoff**, detetáveis por um estetoscópio.

À medida que a pressão na manga continua a baixar, os sons continuam audíveis até essa pressão igualar a pressão diastólica. Aí, o fluxo deixa de ser turbulento e o som deixa de se ouvir → **pressão diastólica**.

https://www.youtube.com/watch?v=kih1_IOgjic

<https://www.youtube.com/watch?v=VJrLHePNDQ4>

<https://www.youtube.com/watch?v=xjBDiQL3sW0>

https://www.youtube.com/watch?v=UfCr_wUepxo

Lei de Laplace

A pressão no interior das paredes dos vasos sanguíneos (P) excede a pressão exterior (P_{ext}) por:

$$\Delta P = P - P_{ext}$$

Qual deverá ser a **tensão** nas paredes dos vasos que permita suportar esta **diferença de pressão**, em equilíbrio?

A força que é exercida nas paredes (interior) é dada por:

$$\Delta P \times \text{área} = \Delta P \times (R\theta)L$$

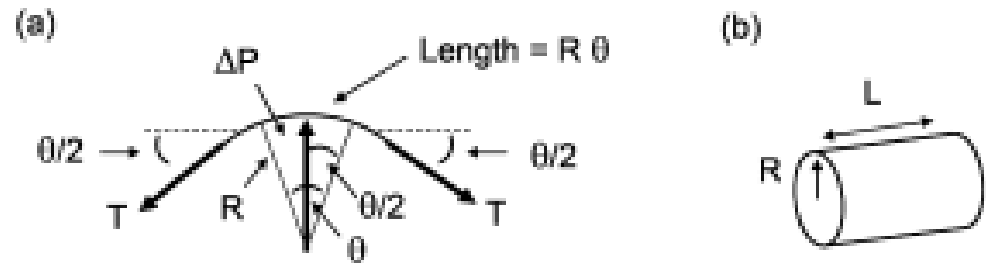
As componentes horizontais de T anulam-se. As verticais (para “dentro”) são dadas por:

$$T \times \sin(\theta/2) \approx T \times (\theta/2)$$

Em equilíbrio (comprimento L):

$$\Delta P \times (R\theta)L = 2T \times \frac{\theta}{2} L \rightarrow T = R\Delta P$$

Para uma esfera: $T = R\Delta P/2$



Nota: a tensão T (no “filme”) tem unidades de força/comprimento. Pode representar a tensão ao longo de uma circunferência que envolve um vaso sanguíneo.

Lei de Laplace

Tensão superficial (γ) para vários líquidos

liquid	T ($^{\circ}\text{C}$)	γ (10^{-4} N/m)
water	0	7.56
	20	7.28
	60	6.62
	100	5.89
whole blood	20	5.5–6.1
blood plasma	20	5.0–5.6
lung surfactant	20	0.1
cerebrospinal fluid	20	6.0–6.3
saliva	20	1.5–2.1
benzene	20	2.89
mercury	20	46.4

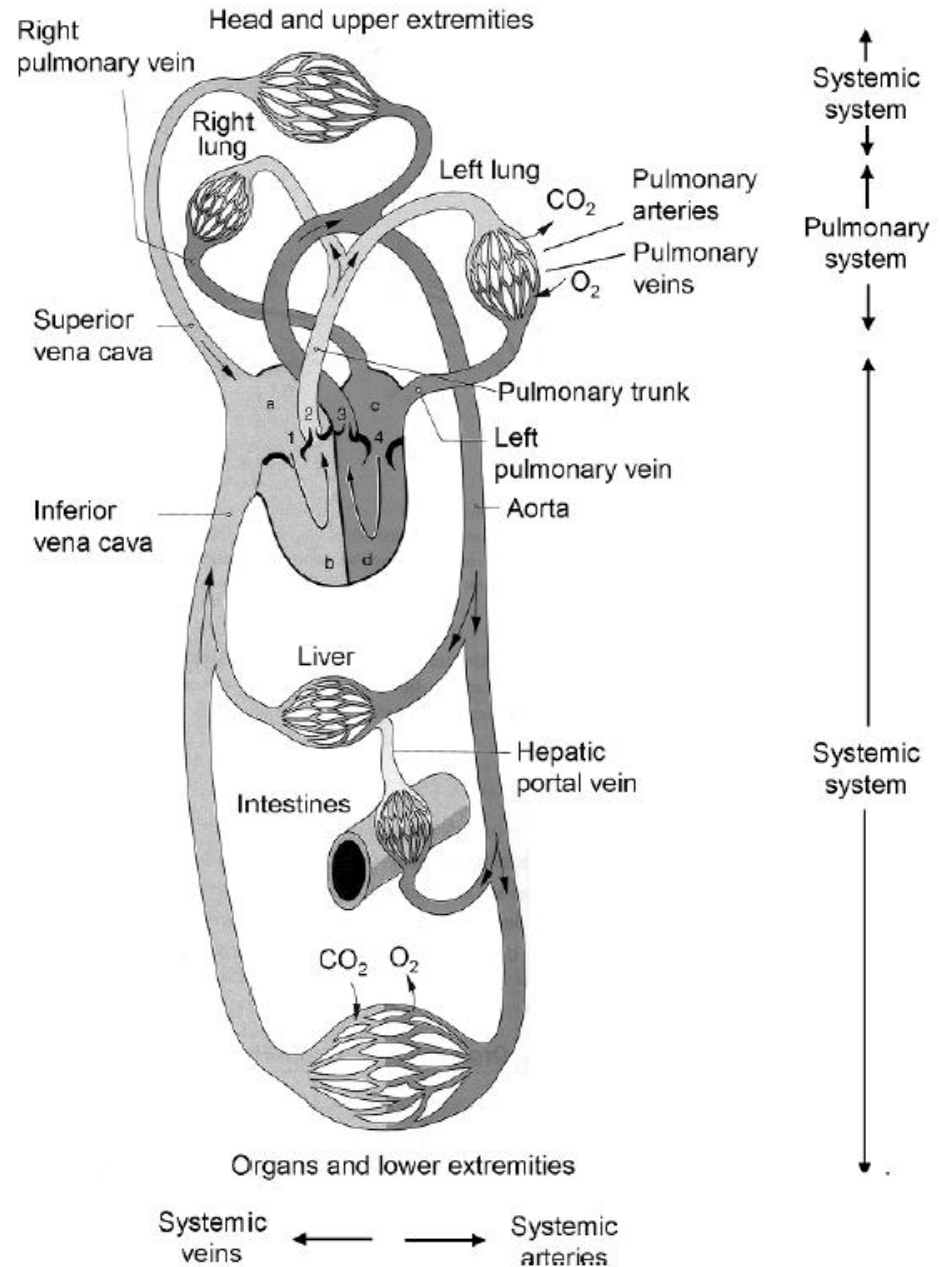
O sistema circulatório e o ciclo cardíaco

Circulação

pulmonar (“pequena circulação”)
sistêmica (“grande circulação” ou
“circulação geral”)

Na circulação sistêmica, o sangue arterial é bombeado, do ventrículo esquerdo do coração, através da aorta, para todos os órgãos. Após as “trocas de nutrientes” ao nível dos tecidos, o sangue regressa ao coração como sangue venoso através da aurícula direita e das veias cavas.

Na circulação pulmonar, sangue pobre em oxigênio é bombeado pelo ventrículo direito para os pulmões, onde é oxigenado, regressando ao ventrículo esquerdo.



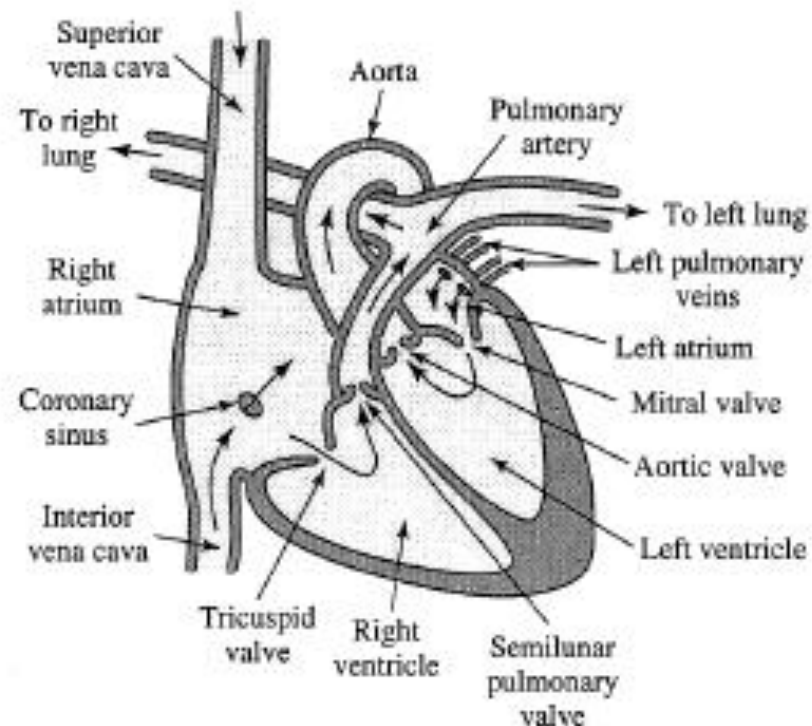
O sistema circulatório e o ciclo cardíaco

Coração

	P (mmHg)	V (L)
systemic arteries	100	1.0
systemic veins	2	3.5
pulmonary arteries	15	0.1
pulmonary veins	5	0.4

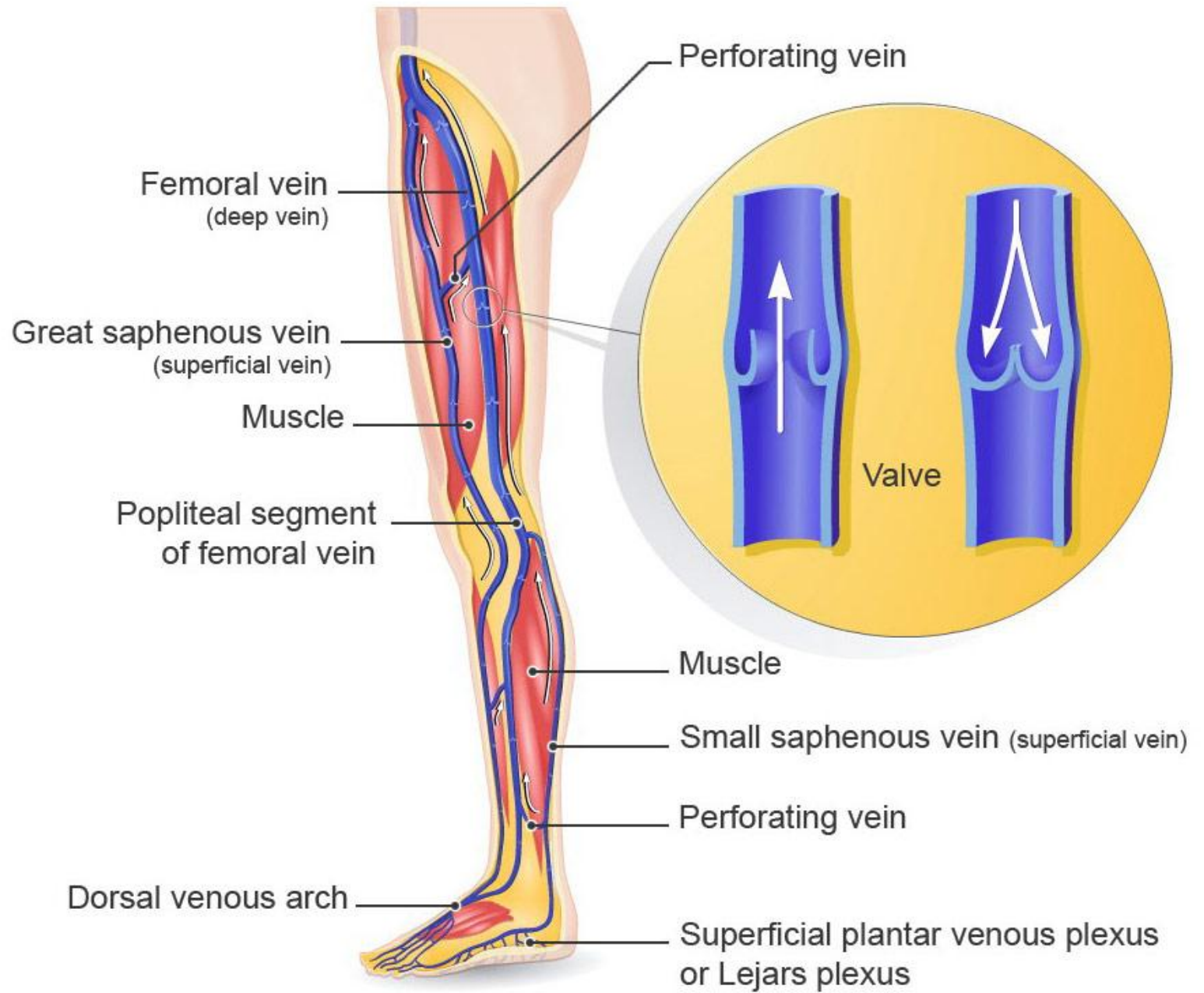
Valores da pressão sanguínea (em repouso), e volumes de sangue em cada parte do sistema

Sistémico → maior pressão – a parte esquerda do coração é maior. É necessário levar o sangue mais longe!



Nota 1: deficiências no funcionamento das válvulas podem ser detetadas por auscultação, devido às variações de fluxo que provocam.

Nota 2: as doenças do aparelho circulatório são a principal causa de morte em Portugal e na maior parte dos países europeus.



Ciclo cardíaco

vessel	diameter (mm)	length (mm)	wall thickness (μ m)	pressure (mmHg)
aorta	25.0	400	1,500	100
large arteries	6.5	200	1,000	100
main artery branches	2.4	100	800	95
terminal artery branches	1.2	10	125	90
arterioles	0.1	2	20	60
capillaries	0.008	1	1	30
venules	0.15	2	2	20
terminal venules	1.5	10	40	15
main venous branches	5.0	100	500	15
large veins	14.0	200	800	10
vena cava ^a	30.0	400	1,200	5
heart chambers	—	—	—	120

Ciclo cardíaco

Características dos diferentes vasos presentes no sistema circulatório humano

vessel	number	total length (mm)	total surface area (mm ²)	total blood volume (mm ³)
aorta	1	400	31,400	200,000
large arteries	40	8,000	163,000	260,000
main artery branches	500	50,000	377,000	220,000
terminal artery branches	11,000	110,000	415,000	120,000
arterioles	4,500,000	9,000,000	2,800,000	70,000
capillaries	19,000,000,000	19,000,000,000	298,000,000	375,000
venules	10,000,000	20,000,000	9,400,000	355,000
terminal venules	11,000	110,000	518,000	190,000
main venous branches	500	50,000	785,000	1,590,000
large veins	40	8,000	352,000	1,290,000
vena cava ^a	1 ^a	400	37,700	280,000
heart chambers	—			450,000
Total		~19,000 km	312,900,000	5,400,000

This is for a 30-yr-old male, with mass 70 kg and 5.4 L blood volume.

Medidas dos fluxos de sangue podem ser feitas por Ecocardiografia Doppler (ultrasónica) ou por “Balistocardiografia”

*registo do impulso da onda sistólica

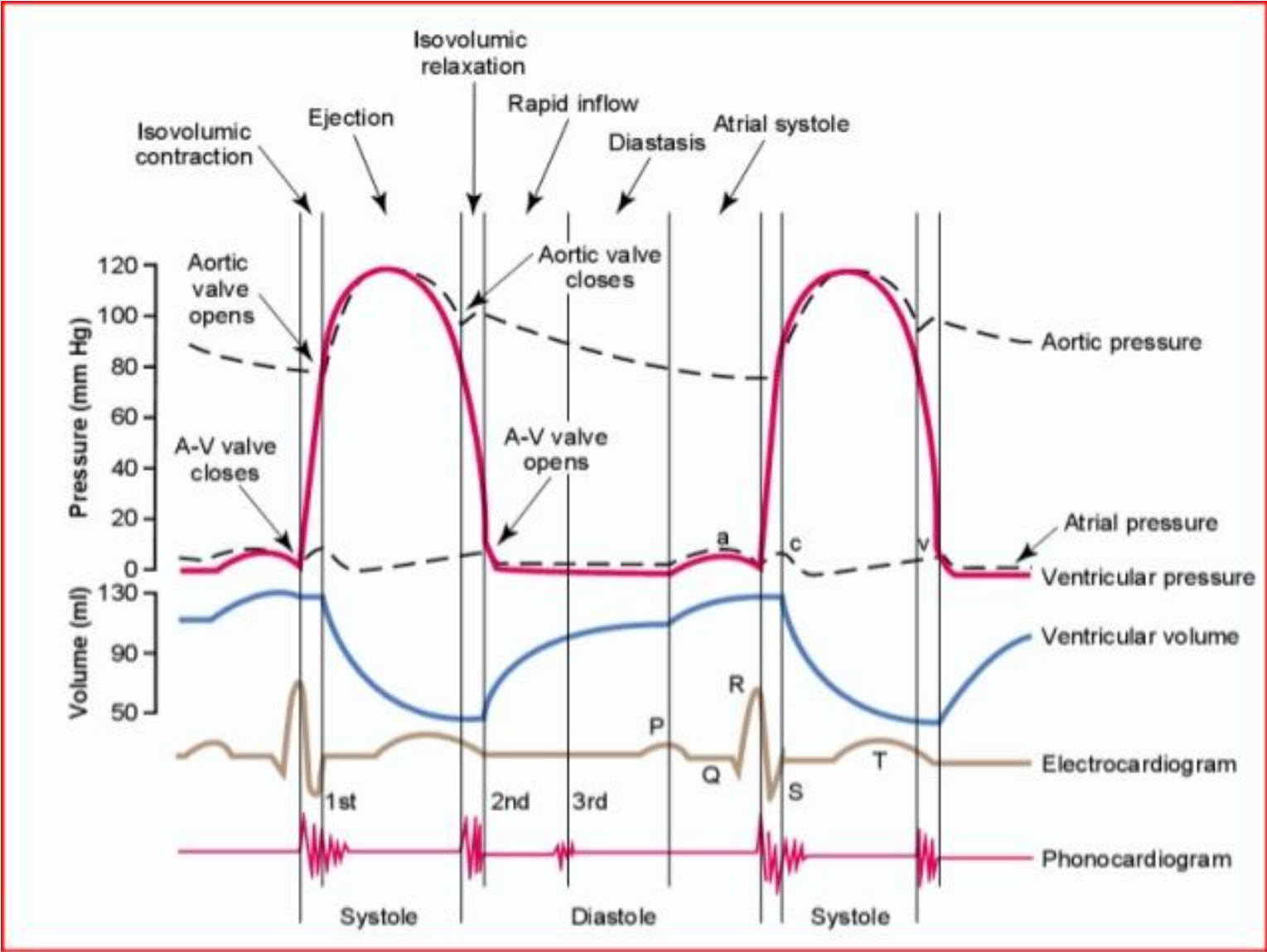
Ciclo cardíaco

Balístocardiografia

(ou balistografia), s. f. (fr. ballistocardiographie ou ballistographie; ing. ballistocardiography). Método de exploração utilizado em cardiologia, que permite registar, com o auxílio de um balístocardiógrafo (balistógrafo), os movimentos muito fracos do corpo humano que lhe são transmitidos à distância pela contracção cardíaca, pela ejeção do sangue e pela sua passagem nos grandes vasos. O resultado registado é um balístocardiograma (balistograma) que complementa os dados fornecidos por outros métodos gráficos, nomeadamente o electrocardiograma.

in Glossário de “Médicos de Portugal”

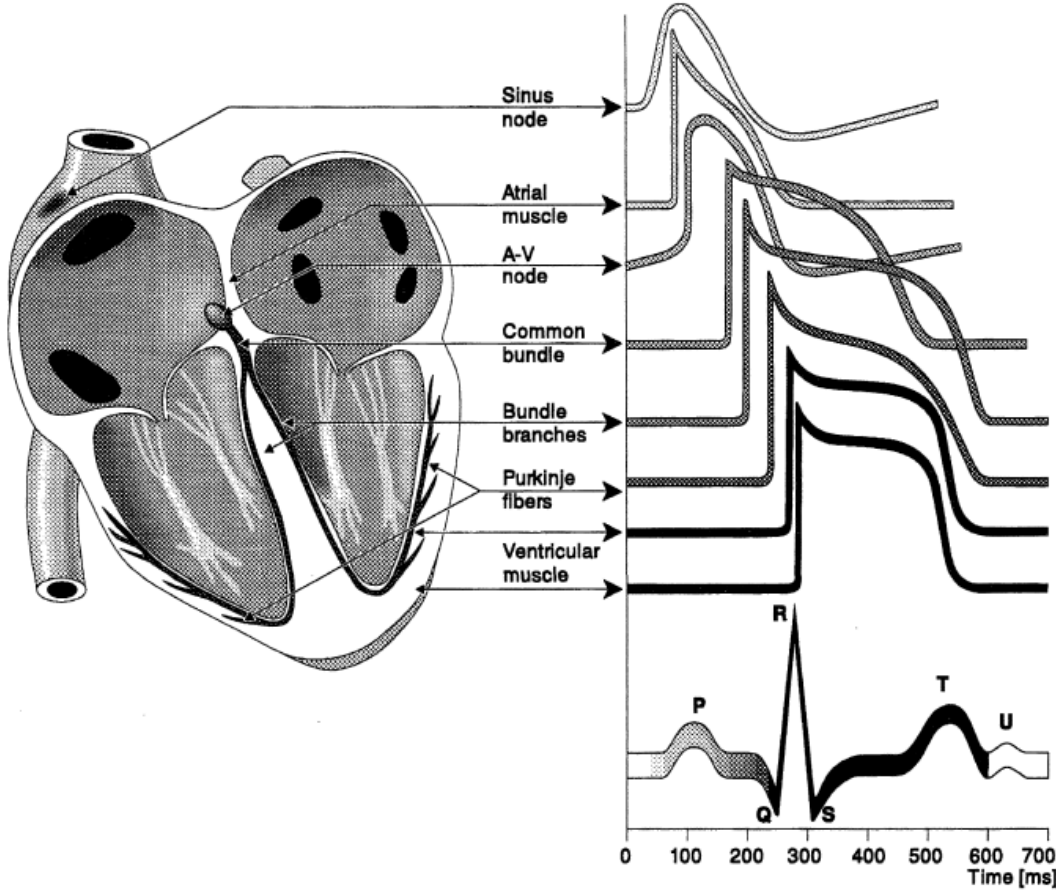
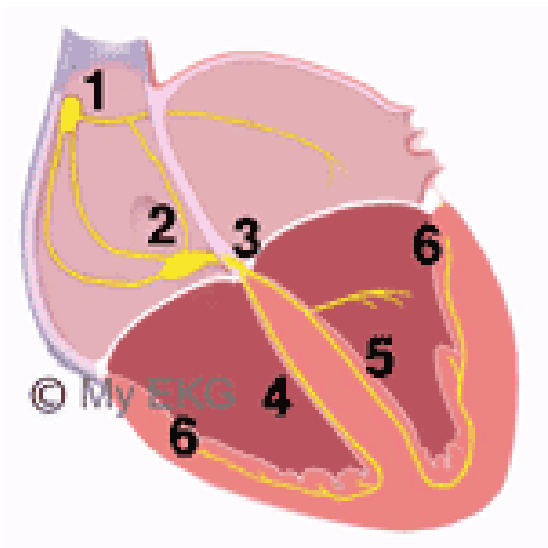
Ciclo cardíaco



Video recomendado: www.youtube.com/watch?v=IS9TD9fHFv0

Ciclo cardíaco

“Circuito elétrico”



As duas partes (direita e esquerda) devem trabalhar completamente sincronizadas

Existe um “pacemaker” que envia um impulso elétrico para as aurículas e que obriga à contração simultânea.

O sinal segue depois para o nodo auriculoventricular (atrioventricular), onde sofre um “atraso”.

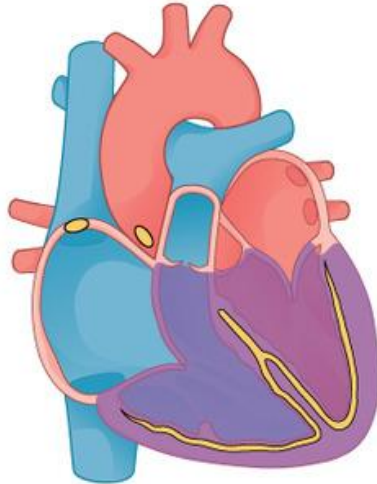
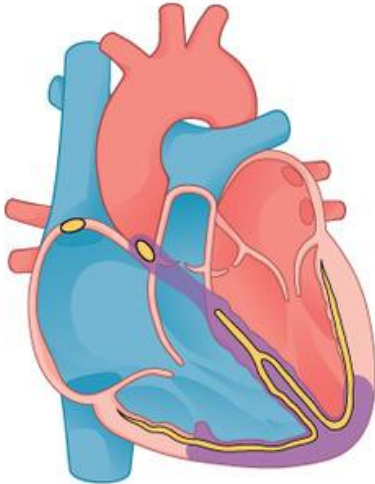
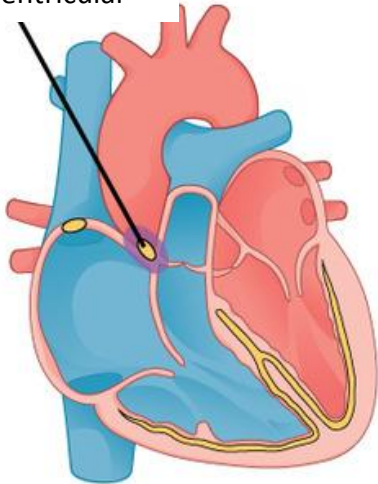
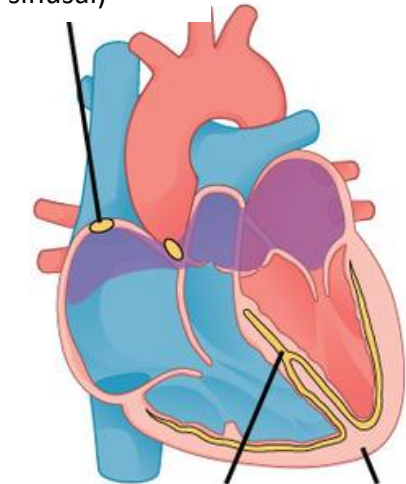
É depois enviado para o músculo cardíaco ventricular, obrigando à contração ventricular simultânea.

Ciclo cardíaco

“Circuito elétrico”

Nó sino-auricular
(nó sinusal)

Nó aurículo-ventricular



Fibras de Purkinje “apex” cardíaco



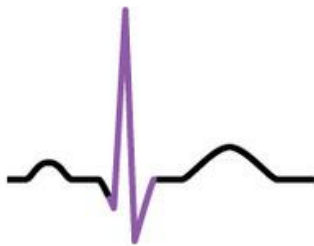
Um impulso elétrico viaja desde o nó sino-auricular até às paredes da aurícula, causando a sua contração



O impulso chega ao nó aurículo-ventricular, onde sofre um atraso de 0.1 segundos.



Ramificações de fibras levam o sinal do nó aurículo-ventricular para o “apex” do coração.



O sinal espalha-se pelas paredes do ventrículo, causando a sua contração

* Fibras de Purkinje – contração coordenada do coração
** “apex” cardíaco – responsável pela contração ventricular. Recebe e reenvia sinais elétricos vindos do nó aurículo-ventricular

Correntes elétricas e efeitos no corpo humano

Bibliographic Entry	Result (w/surrounding text)	Standardized Result
Cutnell, John D., Johnson, Kenneth W. <i>Physics. 4th ed.</i> New York, NY: Wiley, 1998.	"Currents of approximately 0.2 A are potentially fatal, because they can make the heart fibrillate, or beat in an uncontrolled manner."	0.2 A
Carr, Joseph J. Safety for electronic hobbyists . <i>Popular Electronics</i> . October 1997. as found in Britannica.com.	"In general, for limb-contact electrical shocks, accepted rules of thumb are: 1-5 mA is the level of perception; 10 mA is the level where pain is sensed; at 100 mA severe muscular contraction occurs, and at 100-300 mA electrocution occurs."	0.1–0.3 A
"Electrical Injuries." <i>The Merck Manual of Medical Information: Home Edition</i> . Pennsylvania: Merck, 1997.	"At currents as low as 60 to 100 milliamperes, low-voltage (110-220 volts), 60-hertz alternating current traveling through the chest for a split second can cause life-threatening irregular heart rhythms. About 300-500 milliamperes of direct current is needed to have the same effect."	0.06–0.1 A (AC) 0.3–0.5 A (DC)
Zitzewitz, Paul W., Neff, Robert F. <i>Merrill Physics, Principles and Problems</i> . New York: Glencoe McGraw-Hill, 1995.	"The damage caused by electric shock depends on the current flowing through the body -- 1 mA can be felt; 5 mA is painful. Above 15 mA, a person loses muscle control, and 70 mA can be fatal."	0.07 A
Watson, George. SCEN 103 Class 12 . University of Delaware. March 8, 1999.	"0.10 death due to fibrillation > 0.20 no fibrillation, but severe burning, no breathing"	0.1–0.2 A

Válvulas

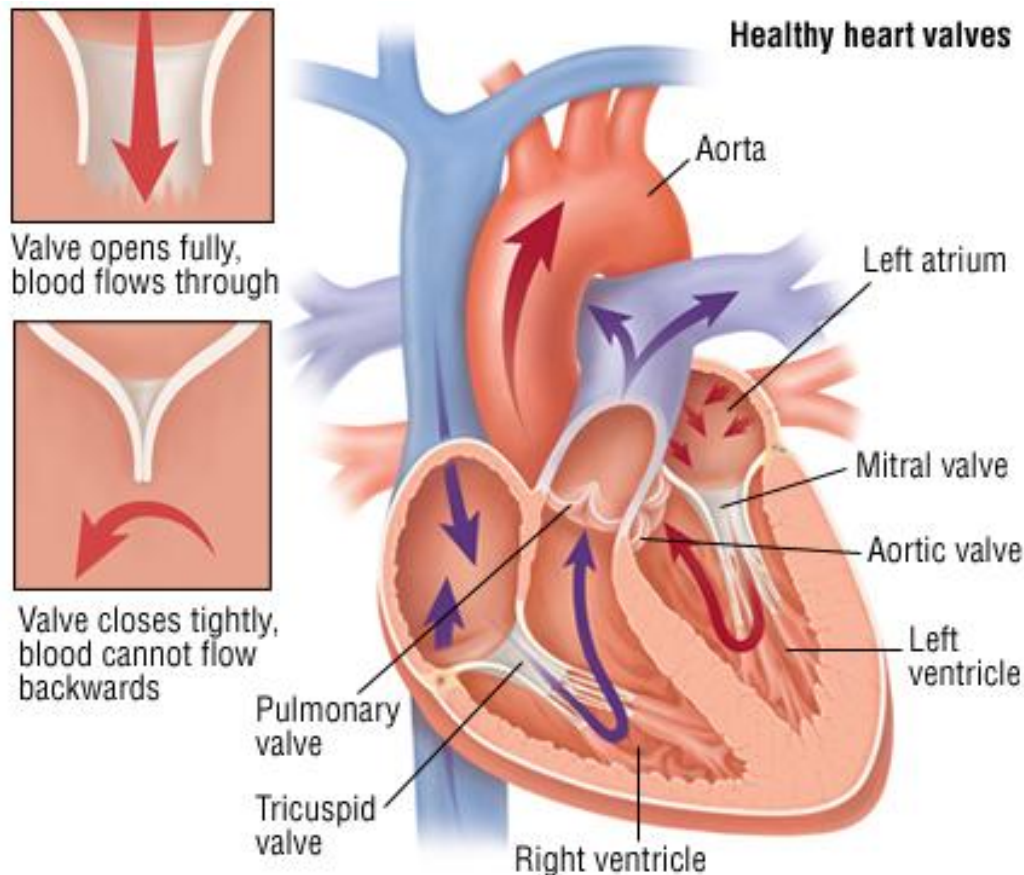
Há quatro válvulas principais no coração, todas de “sentido único”

Mitral ou **bicúspide**: fluxo sanguíneo entre aurícula e ventrículo esquerdos.

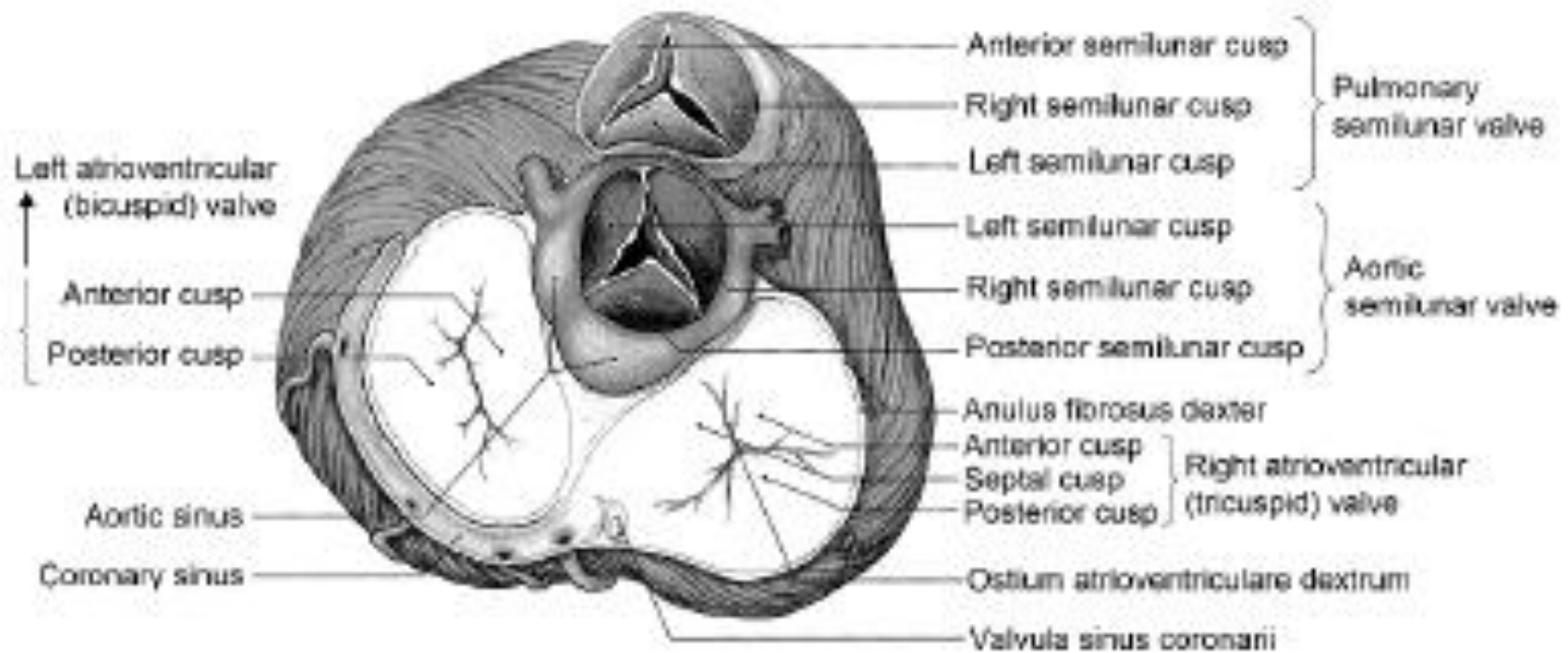
Tricúspide: fluxo sanguíneo entre aurícula e ventrículo direitos.

Aórtica: fluxo sanguíneo entre o ventrículo esquerdo e a aorta.

Pulmonar: fluxo sanguíneo entre o ventrículo direito e a artéria pulmonar.



Válvulas



<https://www.youtube.com/watch?v=yGIFBzaTuol>

(seg 30 e seguintes)

<https://www.youtube.com/watch?v=oHMMtgKgs50>

Física do sistema circulatório

- Como é que a pressão varia nas artérias e nas veias (ao longo das), incluindo nos capilares.
- Quais as consequências das “irregularidades” nas artérias, tais como “entupimentos” e aneurismas (dilatação anormal do vaso por enfraquecimento das paredes --- pode romper...).

do ponto de vista da “força” das paredes das artérias

- Cálculo do trabalho feito pelo coração –necessidades metabólicas do corpo (contribuição)

- **Modelo Físico** do sistema circulatório e do coração.

Propriedades do sangue

pH

- pH normal de ~ 7.4
- Sangue venoso tem um $\text{pH} < (+\text{CO}_2)$

temperatura

- Cerca de um grau acima da temperatura corporal
- Ap. 38°C

viscosidade

- 3 a 5 vezes mais denso e mais viscoso do que a água e ligeiramente pegajoso.

cor

- Vermelho. Tom varia com o conteúdo de O_2 .
- Sangue arterial é mais “vivo”.

quantidade

- 5 a 6 L para um homem adulto. 4 a 5 L para uma mulher adulta. $\sim 8\%$ massa total do corpo.

Funções do sangue

Transporte

- Respiração
- Transporta nutrientes do trato gastrointestinal
- Transporte de hormonas das glândulas endócrinas
- Transporte os “restos” do metabolismo

Regulação

- Regula o pH
- Ajusta e mantém a temperatura corporal
- Mantém o conteúdo de água nas células

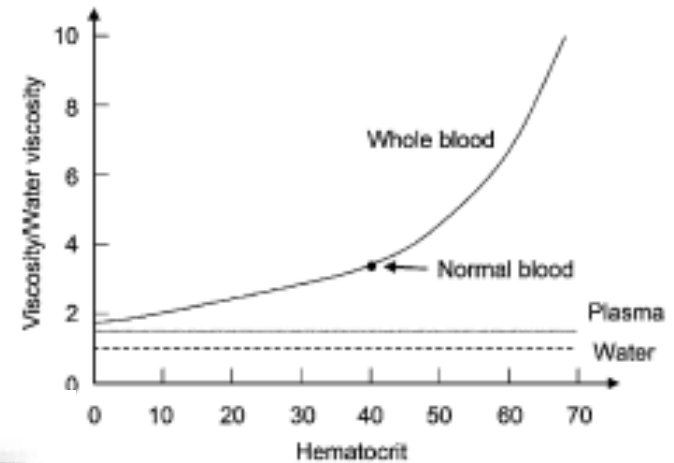
Proteção

- Protege contra doenças através da fagocitose
- Reservatório para eletrólitos, água, ...
- Realiza a hematose (venoso – arterial)

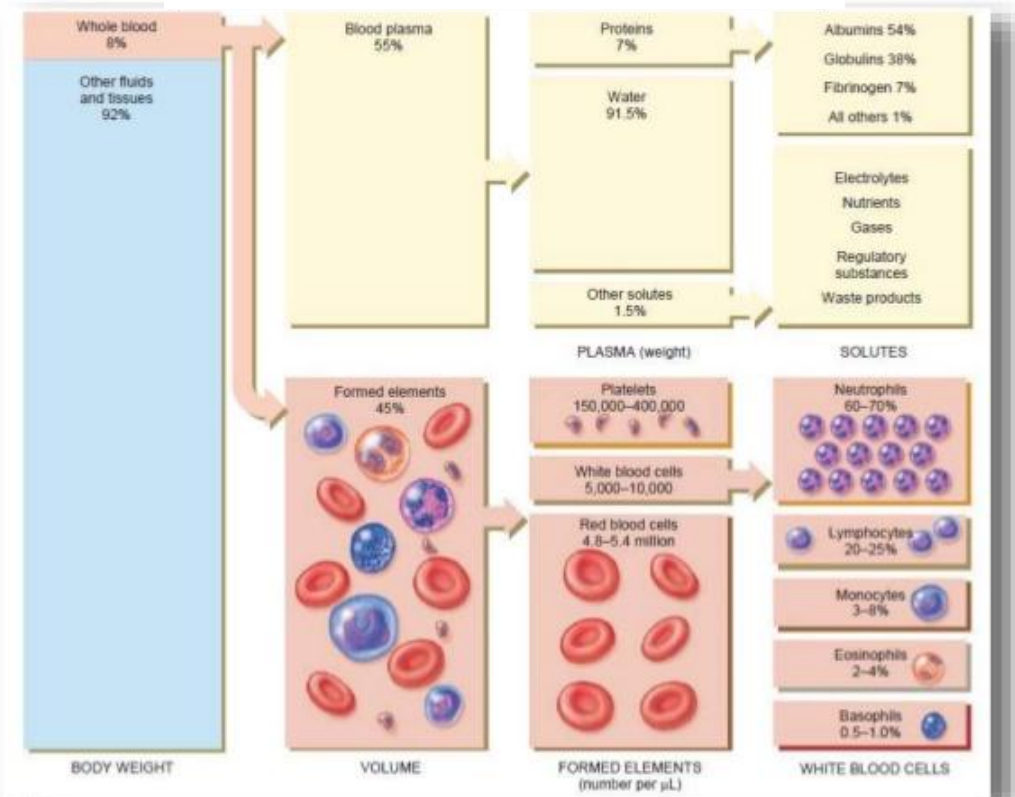
Propriedades do sangue

Fluido não-Newtoniano

composição não homogênea



←
fracção (em volume) de glóbulos vermelhos no sangue



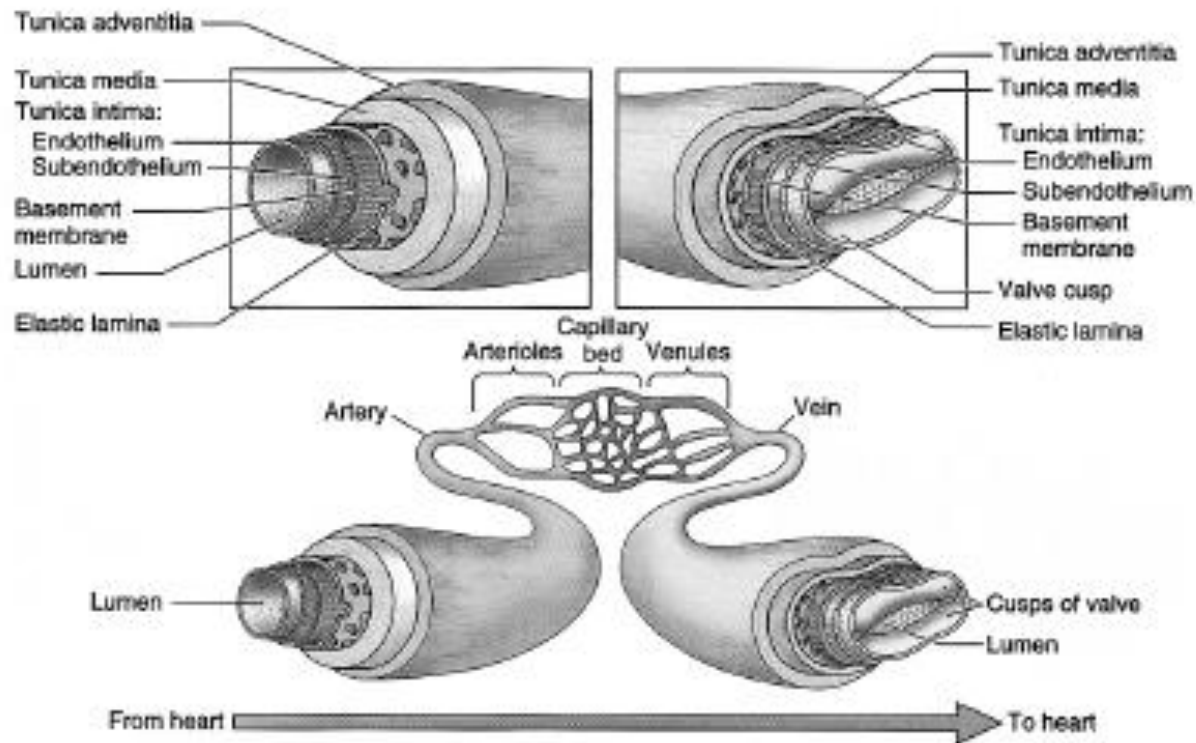
O plasma, com mais de 90% de água, comporta-se como um fluido Newtoniano, com uma viscosidade de 0.0012 Pa s.

A viscosidade do sangue diminui com o aumento da tensão tangencial
100 × água para tensão tangenciais muito baixas
4 × água para valores típicos do escoamento.

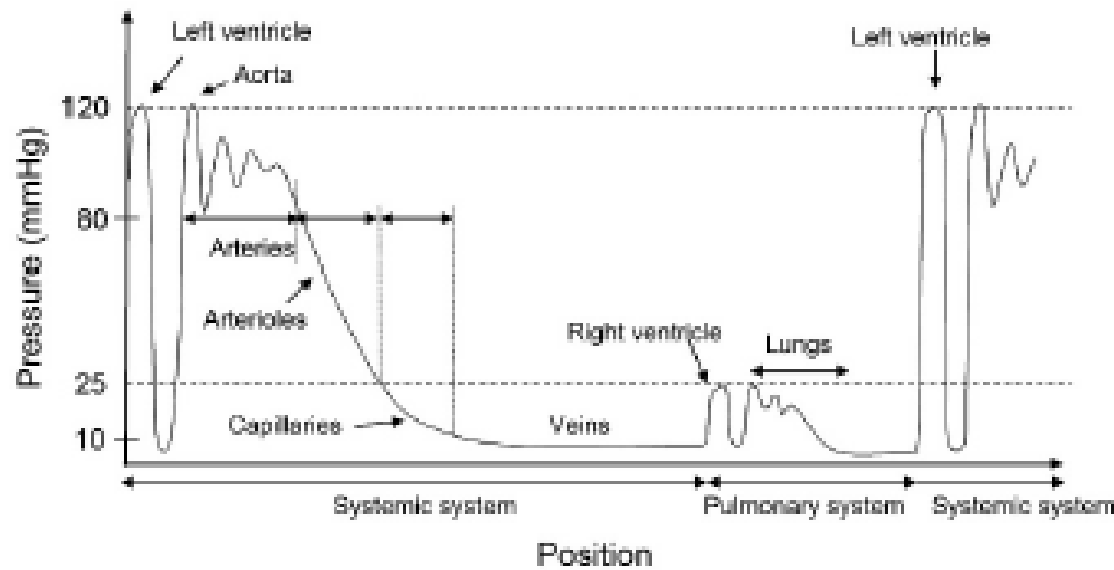
... em muitos casos ainda podemos tratar o sangue como um fluido Newtoniano.

Pressão sanguínea e fluxo nos vasos

Estrutura dos vasos sanguíneos



Pressão sanguínea



Pressão sanguínea média no sistema circulatório, para uma pessoa adulta deitada

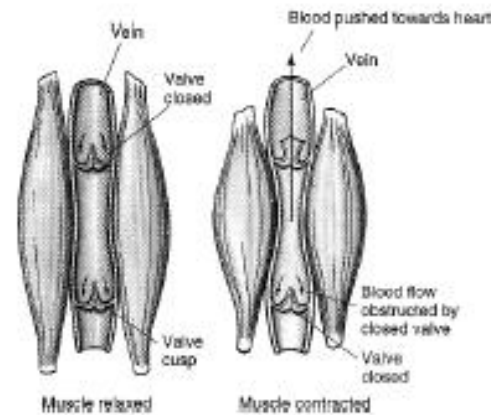
As oscilações de pressão sanguínea nas artérias principais na circulação sistêmica, traduzem o ciclo sístole/diástole.

Como a sístole demora cerca de um terço do ciclo e a diástole cerca de dois terços, a pressão média é definida como:

$$P_{média} = \frac{P_{sístole} + 2P_{diástole}}{3}$$

A maior parte das quedas de pressão ocorrem nas arteríolas e capilares → viscosidade

A pressão nas veias é demasiado baixa para, só por si, fazer voltar o sangue ao coração, apesar dos seus largos diâmetros → baixa resistência. Existe um mecanismo peristáltico...



Pressão sanguínea

Diferenças de pressão e irrigação sanguínea.

Para uma pessoa em pé, há um ΔP dado por ρgh , em que h representa a altura relativamente ao coração

Diferença de ~ 30 mmHg entre o cérebro e o coração ($\Delta h \sim 40$ cm).

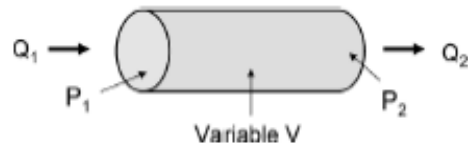
Efeitos da gravidade.....

Porque não devemos “fazer o pino” por grandes períodos?

O que acontece na cabeça? E nos pés?

Quem sofre de “varizes” tem mais problemas em estar na posição vertical (veias dilatadas e irregulares...)

Modelização de fluxo em vasos sanguíneos



Fluxo sanguíneo: caso genérico)

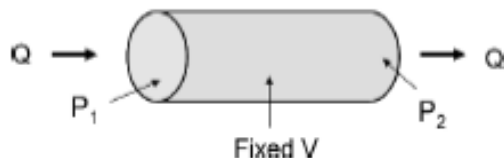
$$Q_1 = Q_2 = Q$$

$$P_{ext} = 0 \text{ (pressão manométrica)}$$

Propriedades físicas dos vasos sanguíneos:

- resistência ao fluxo \Rightarrow é necessária uma diferença de pressão nas extremidades para haver fluxo.
- “compliance” em resposta a um estímulo de expansão.

Caso particular 1 (vaso com volume constante – vaso “resistente”)



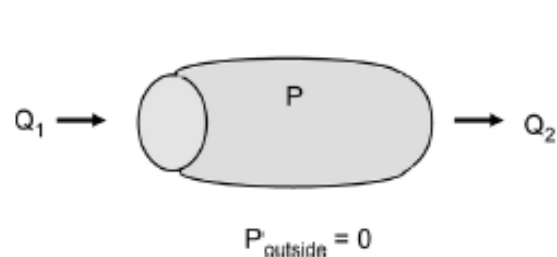
$$P_1 - P_2 = R_{fluxo} \times Q$$

“Lei de Ohm”

A resistência vascular (R_{fluxo}) é dada por (tubo raio r):

$$R_{fluxo} = \frac{8\eta L}{\pi r^4}$$

Caso particular 2 (vaso flexível (“compliance” *) – resistência muito baixa)



$$P_1 = P_2 = P$$

Neste caso: $V(P) = V_d + C_{\text{fluxo}} P$

C_{fluxo} – “coeficiente de flexibilidade”

V_d – volume quando $P = 0$

No caso do vaso “resistente”, o caudal é afetado pela variação da pressão ao longo do vaso.

No caso do vaso “flexível”, o seu volume é afetado pela diferença de pressão entre o interior e o exterior.

Os vasos reais tem características de um e de outro.

A aorta, as artérias e veias maiores, tem características mais próximas dos vasos “flexíveis”. Arteríolas, capilares e vénulas comportam-se como vasos de “resistência”.

As arteríolas são os vasos onde ocorrem as maiores quedas de pressão, sendo essa a razão pela qual o coração tem de bombear o sangue a pressão tão elevada.

*A propriedade de um material sofrer uma deformação elástica ou uma mudança de volume quando sujeito a uma força. Inverso de rigidez.

Queda de pressão nas artérias e em vasos “resistentes”

Da lei de Poiseuille:

$$\Delta P = \frac{8\eta l}{\pi r^4} Q$$

Podemos estimar $\Delta P = P_1 - P_2$

na aorta, nas grandes artérias, nas arteríolas e nos capilares.

Resistência ao fluxo utilizando valores “standard” : (pág 463/4 FHB)

$$R_{fluxo,0} = \frac{7.7 \times 10^{-5} \text{ mmHg}}{\text{cm}^3/\text{s}}$$

Unidades PRU – unidade de resistência periférica (unidade comum em fisiologia)

Para um vaso com comprimento e raio arbitrário:

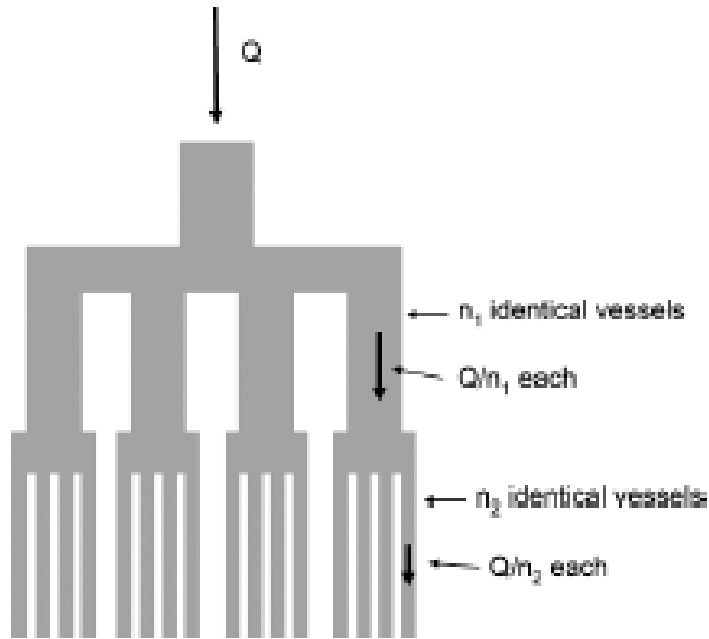
$$R_{fluxo} = R_{fluxo,0} \frac{L(\text{cm})}{r^4(\text{cm})}$$

e: $\Delta P = R_{fluxo} Q = 7.7 \times 10^{-5} (\text{mmHg}) R \frac{L(\text{cm})}{r^4(\text{cm})} Q(\text{cm}^3/\text{s})$

Aorta → grandes artérias → arteríolas → capilares

Queda de pressão nas artérias e em vasos - modelo

Em cada “nível” (vasos iguais e paralelos), o fluxo é dado por $\sim Q_t / n$



Para $Q_t = 80 \text{ cm}^3$ e $Q = Q_t / n$ temos:

$$\begin{aligned}\Delta P &= R_{\text{fluxo}} Q = 7.7 \times 10^{-5} (\text{mmHg}) R \frac{L(\text{cm})}{r^4(\text{cm})} \frac{80}{n} \\ &= \frac{0.0062 \text{ mmHg}}{n} \frac{L(\text{cm})}{r^4(\text{cm})}\end{aligned}$$

Aorta ($n=1$) $r \sim 1.25 \text{ cm}$; $L \sim 10 \text{ cm} \Rightarrow \Delta P = 0.0025 \text{ mmHg}$ (insignificante)

Grandes artérias ($n=200$) $r \sim 0.2 \text{ cm}$; $L \sim 75 \text{ cm} \Rightarrow \Delta P = 1.4 \text{ mmHg}$ (insignificante)

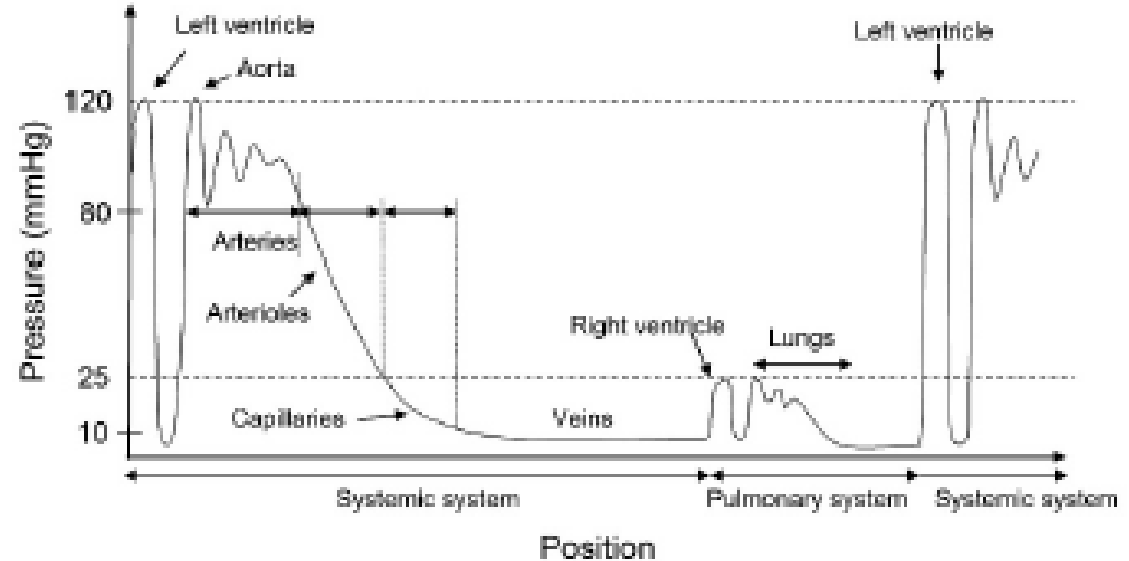
Pequenas artérias e arteríolas ($n=5 \times 10^5$) $r \sim 30 \mu\text{m}$; $L \sim 0.6 \text{ cm} \Rightarrow \Delta P = 91 \text{ mmHg}$ (muito significativo)

Capilares ($n=10^{10}$) $r \sim 3.5 \mu\text{m}$; $L \sim 0.2 \text{ cm} \Rightarrow \Delta P = 8.2 \text{ mmHg}$ (significativo)

Queda de pressão nas artérias e em vasos - modelo

Conclusões:

Os resultados do modelo estão de acordo com a figura que nos dá a situação “real”.



Arteríolas e capilares podem ser bem aproximados pelo modelo dos vasos “resistentes” (resistance vessels).

A aorta e as grandes artérias sofrem apenas pequenas variações de pressão, e são melhor descritas pelo modelo dos vasos “elásticos” (compliance vessels).

As veias tem um maior diâmetro comparativamente com as artérias \Rightarrow menor resistência
 \Rightarrow menor ΔP

Para todos os vasos, existe uma queda linear da pressão com a distância → lei Poiseuille

$$\frac{dP}{dx} = \frac{8\eta}{\pi r^4} Q$$

Esta aproximação “vê” o fluxo sanguíneo como uma “linha de transmissão”, em que o fluxo é analisado por unidade de comprimento ao longo do vaso. Isto em oposição à visão integrada dada por exemplo pela equação

$$\Delta P = R_{fluxo} Q$$

O que acontece nas artérias parcialmente entupidadas/obstruídas?

se r diminui:

maior ΔP para o mesmo Q

menor Q para o mesmo ΔP

Consequências: aumento da pressão sanguínea para manter o caudal

redução do fluxo num determinado ponto → doença das artérias coronárias (aterosclerose)

A força das paredes dos vasos sanguíneos

Sendo a diferença de pressão entre o interior do vaso e o exterior dada por $\Delta P = P - P_{ext}$

qual a tensão que as paredes dos vasos terão de ser capazes de suportar, para aguentarem esta diferença de pressão positiva? \rightarrow lei de Laplace

$$\Delta P = \frac{T}{R}$$

vessel	diameter (mm)	wall thickness, <i>w</i> (mm)	internal pressure, ΔP (mmHg)	wall tension, <i>T</i> (dyne/cm)	<i>T/w</i> (kPa)
aorta	24.0	3.0	100	160,000	53
large artery	8.0	1.0	97	52,000	52
medium artery	4.0	0.8	90	24,000	30
small artery	2.0	0.5	75	10,000	20
arteriole	0.3	0.02	60	1,200	60
capillary	0.008	0.001	30	16	16
venule	0.02	0.002	20	27	13
small vein	3.0	0.2	18	3,600	18
medium vein	5.0	0.5	15	5,000	10
large vein	15.0	0.8	10	10,000	12
vena cava	30.0	1.5	10	20,000	13

Tensão nas paredes dos vasos sanguíneos (calculada) ($1 \text{ dyne/cm} = 0.001 \text{ N/m}$)

A tensão que as paredes dos capilares tem de suportar é muito pequena \rightarrow raios muito pequenos.
 T/w aprox. constante.

Fluxo sanguíneo em artérias que curvam

As paredes de uma artéria sentem uma pressão que é dada pela diferença da pressão hidrostática dentro e fora do vaso. É sentida igualmente em toda a parede.

Artéria curva \Rightarrow força centrípeta sentida na parte exterior da curva (parede do vaso), de modo a alterar a direção do vetor momento do fluxo sanguíneo.

Qual a magnitude desta força? Constitui uma sobrecarga significativa sobre as paredes da artéria? Qual a sua magnitude comparativamente com a pressão hidrostática?

Ex: raio da artéria – R ; raio de curvatura da trajetória – \mathfrak{R}
massa volúmica – ρ ; velocidade média fluxo – v

Nestas condições, a pressão adicional é dada por:

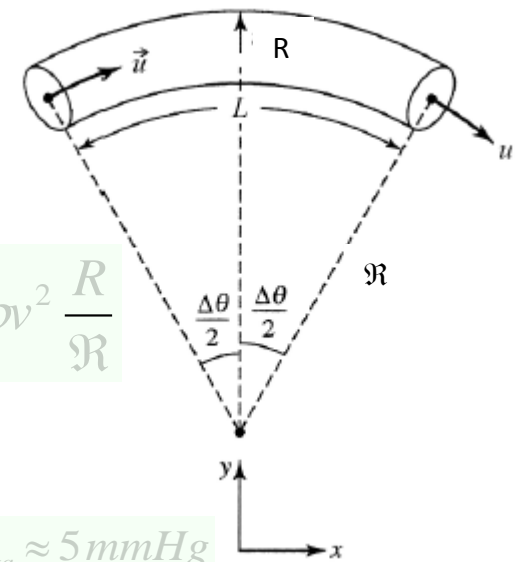
$$P_{centrípeta} = 2\rho v^2 \frac{R}{\mathfrak{R}}$$

É máxima onde o fluxo é máximo \rightarrow aorta

Se $\rho = 1 \text{ g cm}^{-3}$; $R=1.25 \text{ cm}$; $\mathfrak{R} = 2 \text{ cm}$ e $v = 100 \text{ cm s}^{-1}$ resulta

$$P_{centrípeta} \approx 5 \text{ mmHg}$$

É pequeno comparado com a pressão média na aorta (100 mm Hg) \rightarrow inconsequente



Caudais e velocidade dos fluxos sanguíneos

O coração bombeia cerca de 80 cm^3 de sangue por contração – volume sistólico (stroke volume)

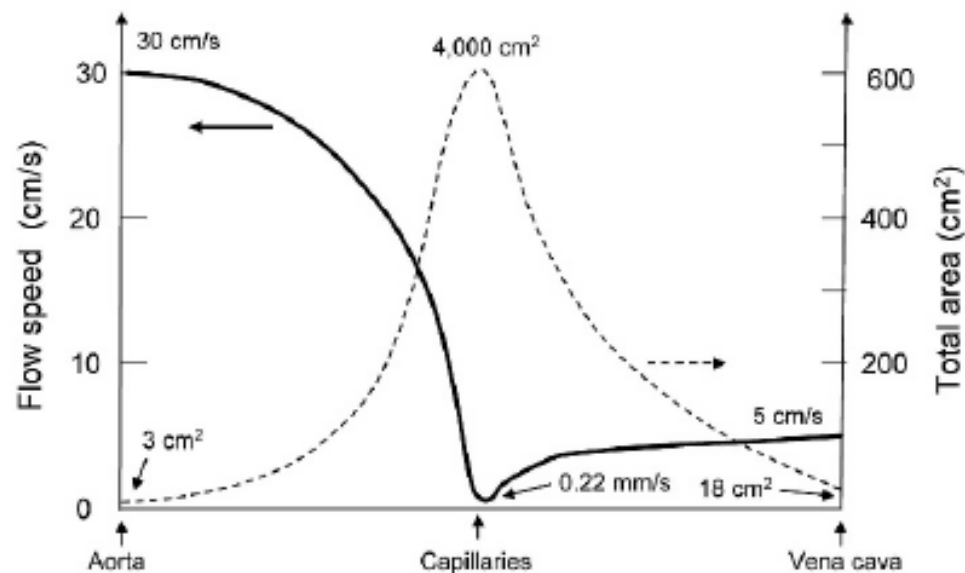
A frequência (f) do batimento é de cerca de 1 Hz.

Assim, o débito cardíaco (caudal) é de:

$$Q_t = FV_{\text{sistólico}} \approx 80 \text{ cm}^3 \text{ s}^{-1} = 4.8 \text{ l min}^{-1}$$

Volume total de sangue $\sim 5 \text{ l} \Rightarrow$ todo o sangue circula pelo corpo a cada minuto.

Equação da continuidade implica que $Q = A \times v$ é constante.



$$Q = A \times v = 90 \text{ cm}^3 \text{ s}^{-1}$$

O número de Reynolds varia entre um máximo de 6000 no coração e na aorta e um mínimo $< 10^{-3}$ nos capilares \Rightarrow fluxo de sangue na aorta é potencialmente turbulento.

A fluxo global sistémico arterial pode ser descrito relacionando o débito cardíaco com a pressão arterial sistémica:

$$P_{sa} = (TPVR) Q_t$$

em que $(TPVR)$ representa a resistência periférica vascular (total).

O corpo humano regula P_{sa} controlando o débito cardíaco e esta resistência periférica.

Quando estamos deitados, há um volume maior de sangue que é transitoriamente armazenado nas extremidades inferiores do sistema circulatório.

Levantamos \Rightarrow menor volume de sangue no coração \Rightarrow queda da pressão \Rightarrow tonturas.

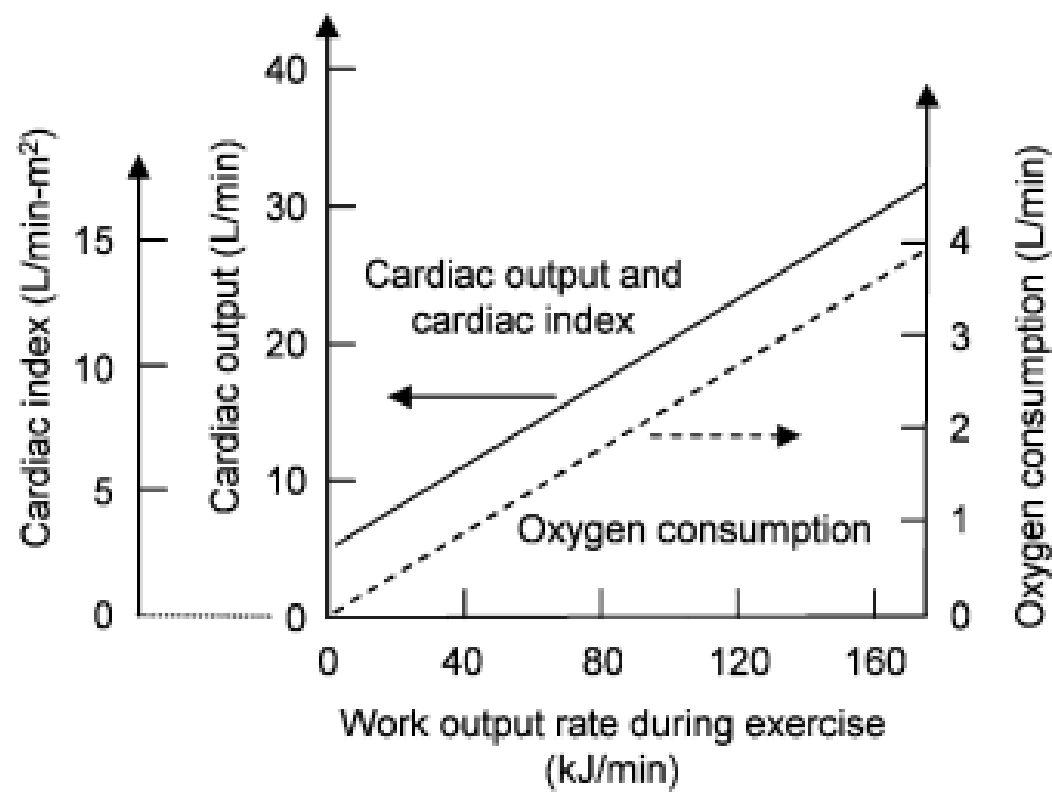
Q menor

ΔP decresce pouco devido aos mecanismos de vasoconstrição (aumento de $TPVR$)

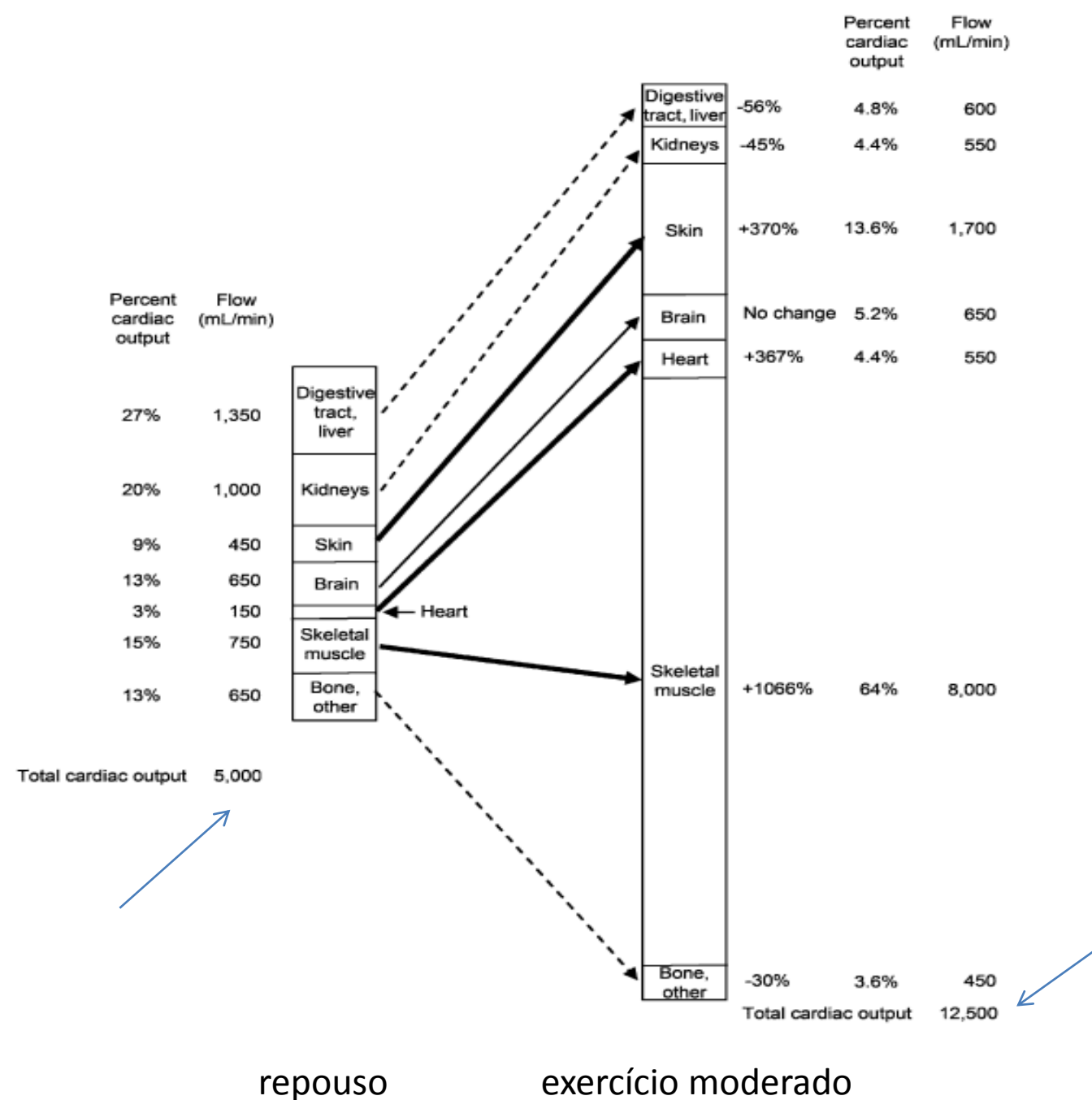
Pelo contrário, se P aumenta bruscamente, entra em ação o mecanismo que obriga à diminuição da resistência vascular geral, de modo a restaurar a pressão “normal” (cap. 13)

Mesmo em situações de exercício físico moderado, o caudal de sangue aumenta substancialmente.

A distribuição, quer absoluta quer relativa, de sangue pelas diferentes partes do corpo também muda radicalmente



Fluxo de sangue em situações de exercício físico

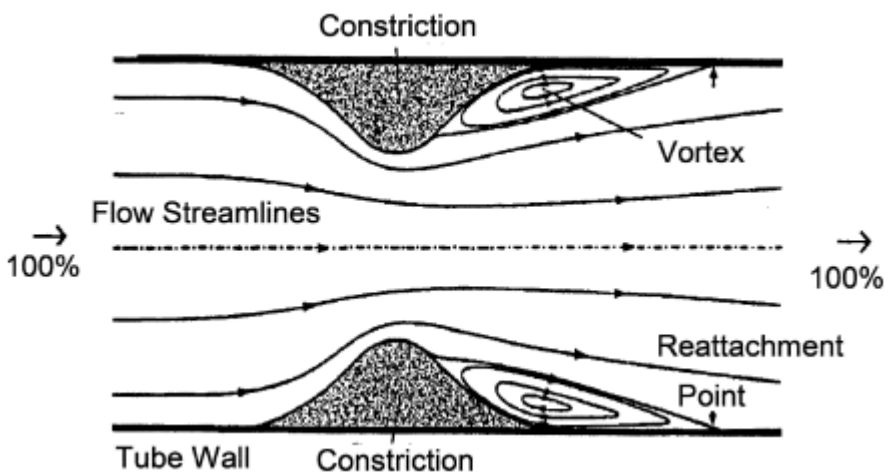
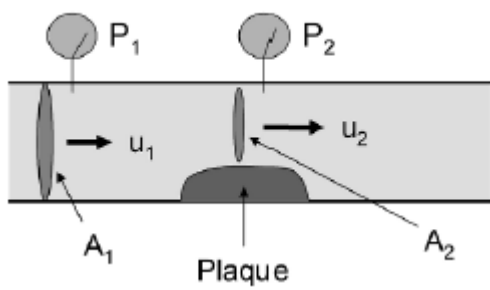


organ	rest	light exercise	heavy exercise	maximal exercise
brain	750 (13%)	750 (8%)	750 (4%)	750 (3%)
heart	250 (4%)	350 (3.5%)	750 (4%)	1,000 (4%)
muscle	1,200 (21%)	4,500 (47%)	12,500 (72%)	22,000 (88%)
skin	500 (8.5%)	1,500 (16%)	1,900 (11%)	600 (2.5%)
kidney	1,100 (19%)	900 (9.5%)	600 (3.5%)	250 (1%)
abdomen	1,400 (24%)	1,100 (11.5%)	600 (3.5%)	300 (1.2%)
other	600 (10.5%)	400 (4%)	400 (2%)	100 (0.4%)
Total	5,800 (100%)	9,500 (100%)	17,500 (100%)	25,000 (100%)

Fluxo de sangue para os órgãos em diferentes situações de exercício físico

Consequências dos entupimentos das artérias

Aterosclerose* ocorre quando um depósito ou ateroma se forma nas paredes das grandes artérias elásticas.



Nessas zonas, $A_2 < A_1 \Rightarrow v_2 > v_1$
equação da continuidade:

$$v_2 = \frac{A_1}{A_2} v_1$$

Da equação de Bernoulli resulta:

$$p_2 - p_1 = \frac{1}{2} \rho v_1^2 \left(1 - \left(\frac{A_1}{A_2} \right)^2 \right) \Rightarrow p_2 < p_1$$

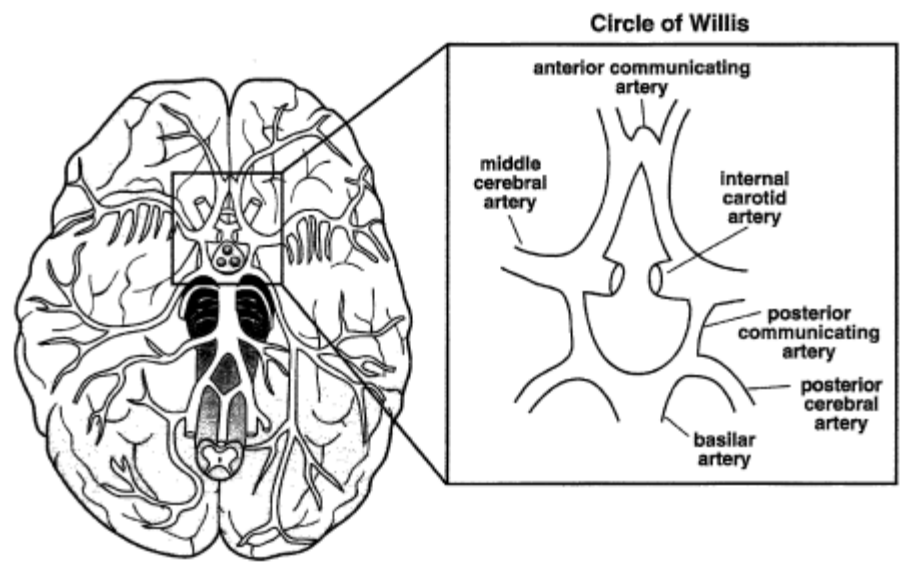
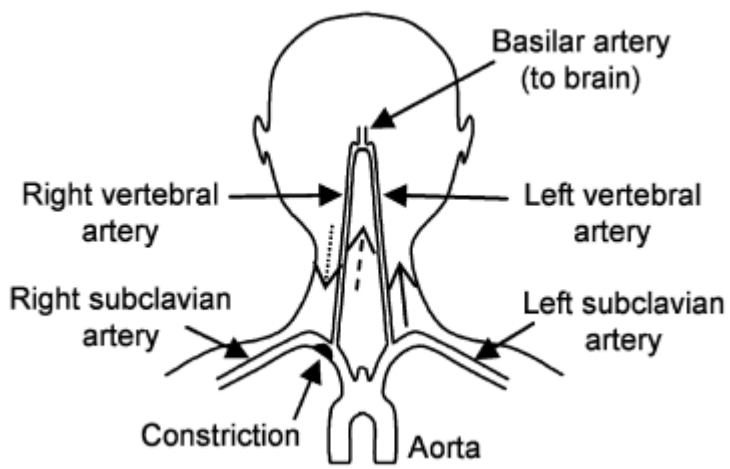
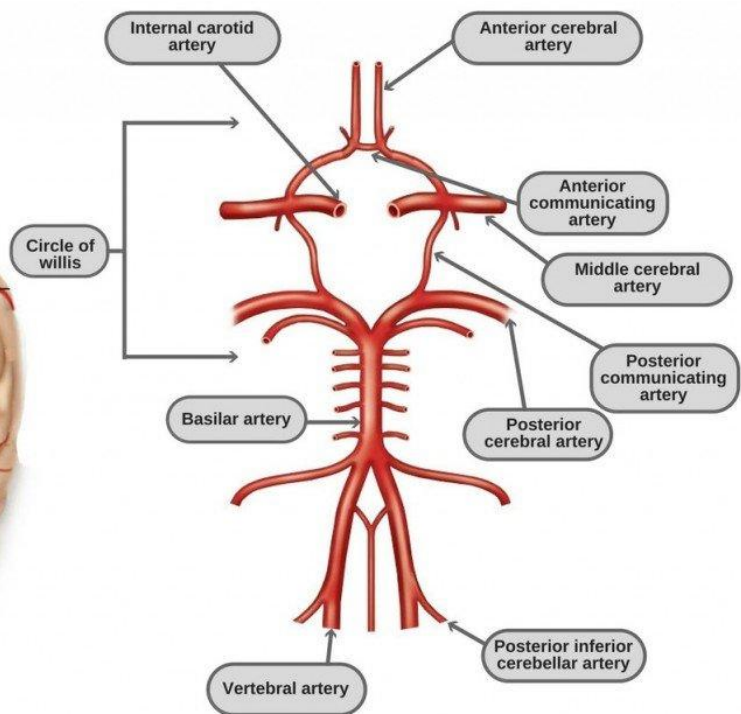
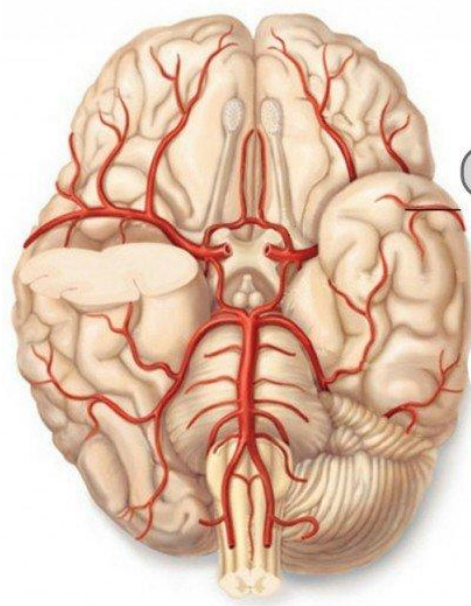
Por ex: se $A_2 / A_1 = 1/3 \Rightarrow p_2 - p_1 = - 4 \rho v_1^2$

Ou seja, esta queda de pressão aumenta com a velocidade do sangue \Rightarrow aumenta com o aumento da atividade física.

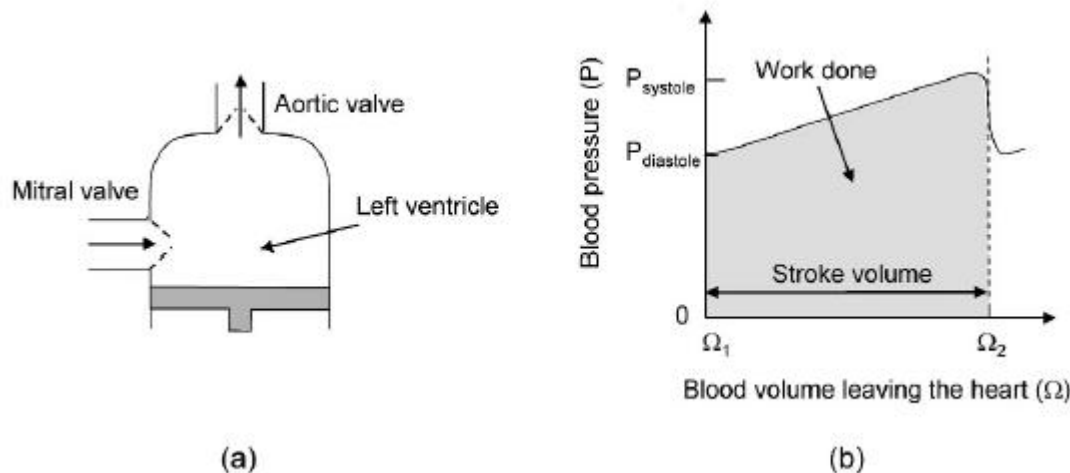
Nas regiões ocluídas o fluxo deixa de ser laminar (vortex).

* distinguir de arteriosclerose \rightarrow rigidez, por ex. resultado de calcificação

Consequências dos entupimentos das artérias



Trabalho realizado pelo coração e as suas necessidades metabólicas



$$W = \int_{L_i}^{L_f} F \, dL = \int_{L_i}^{L_f} \left(\frac{F}{A} \right) A dL = \int_{L_i}^{L_f} P \, dV$$

Volume ventricular

Cálculos ver pág. 486 PHB – Irving P. Herman e problema 1 da ficha TP

A eficiência de conversão da energia resultante do metabolismo em trabalho mecânico é de cerca de 20 % \Rightarrow 125 kcal /dia para fazer o coração funcionar.

Sob exercício excessivo, a pressão pode aumentar 50%, e o caudal de um fator de 5. Nesse caso, o trabalho mecânico realizado pelo coração e as necessidades metabólicas associadas podem aumentar por um fator de 7.5

AVCs e aneurismas

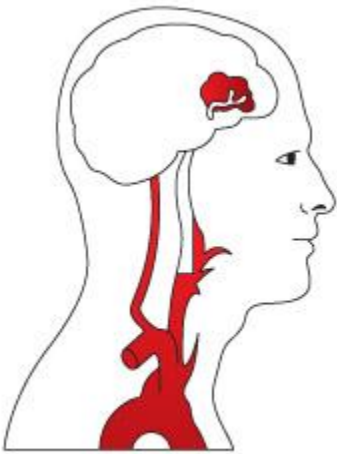
AVCs

isquémicos (deficiência no fluxo de sangue)

hemorrágicos (rebetamento de um vaso sanguíneo no cérebro)

80% dos AVCs são isquémicos

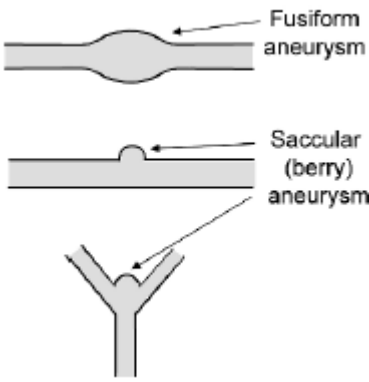
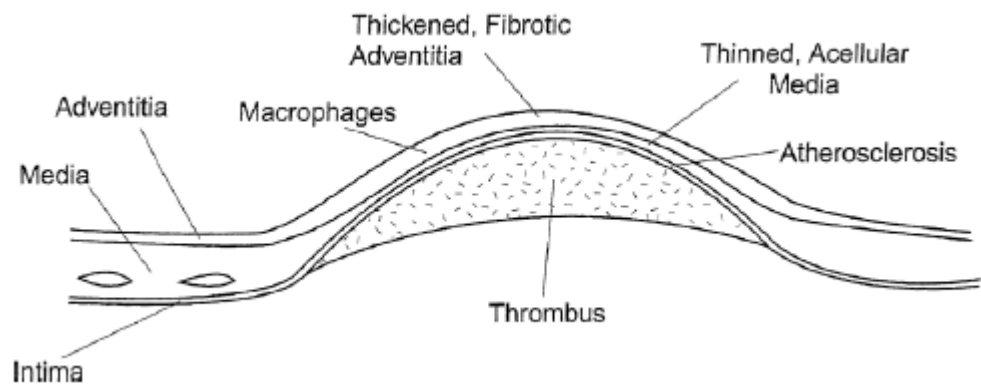
AVCs hemorrágicos → causados por aneurismas (vasos sanguíneos “dilatados”)



isquêmico



hemorrágico



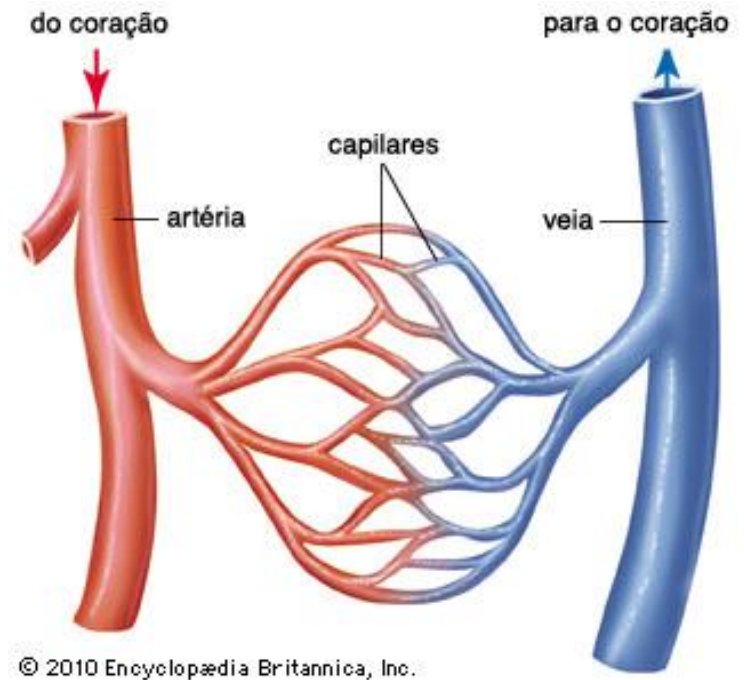
Modelização do sistema circulatório e do coração

Sistema complexo de ramificações sucessivas.

Artérias – maiores → menores

Veias – menores → maiores

Critério: todas as artérias e veias acima de um determinado diâmetro formam um subsistema.



Vasos sanguíneos maiores podem ser aproximados por “vasos elásticos” (“compliance”)

Vasos sanguíneos menores podem ser aproximados por “vasos resistentes” (“resistance”)

Objetivo: desenvolver um modelo da circulação que simule o fluxo estacionário e que possa incorporar variações temporais como a pulsação arterial.

Modelo do coração

Condições:

- considerar o ventrículo esquerdo (o tratamento do direito é semelhante)
- durante a sístole – válvula mitral (auriculoventricular esquerda) fechada
válvula aórtica aberta
pressão (P_{as}) \sim pressão nas artérias sistémicas (ΔP pequeno)
- durante a diástole – válvula mitral (auriculoventricular esquerda) aberta
válvula aórtica fechada
pressão – o ventrículo esquerdo recebe sangue da aurícula esquerda, a uma pressão baixa, que é ap. a das veias pulmonares (P_{as}) que alimentam a aurícula.
 $P_{as} \sim 5$ mmHg

Modelização do sistema circulatório e do coração

Modelo estático dos ventrículos

Condições:

-Capa hemisférica

r_i - raio interior

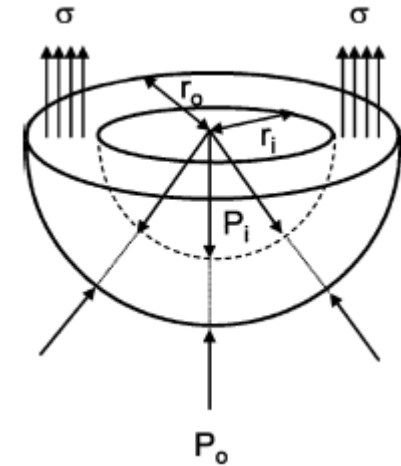
r_o - raio exterior

parede espessa ($r_o - r_i$)

P_i - “para baixo”, é max. durante a sístole – 120 mmHg

P_o - “para cima”, é exercida pelo pericárdio (~ pressão pleural – pode ser $< P_{atm}$)

σ - tensão circunferencial que atua nas paredes do ventrículo



(Ver lei de Laplace para uma esfera)

-Em equilíbrio, na direção vertical temos:

$$(\pi r_i^2) P_i = (\pi r_o^2) P_o + (\pi (r_o^2 - r_i^2)) \sigma \quad \longrightarrow \quad \sigma = \frac{P_i r_i^2 - P_o r_o^2}{r_o^2 - r_i^2}$$

Nota: $A_{sup} = 0.5 A_{total}$ – só “parte” da força é na direção vertical

Modelo estático dos ventrículos

Como $P_i \gg P_o$
$$\sigma \approx \frac{P_i}{\left(r_o/r_i\right)^2 - 1}$$

-Material das paredes do coração é incompressível $\Rightarrow V_{par}$ não varia com P

-Para a capa hemisférica teremos:
$$V_{par} = \frac{2\pi(r_o^3 - r_i^3)}{3} \rightarrow \left(\frac{r_o}{r_i}\right)^2 = \left(1 + \frac{V_{par}}{V_i}\right)^{2/3}$$

em que o volume interior do ventrículo esquerdo (V_i) é dado por:
$$V_i = 2\pi r_i^3/3$$

e
$$\sigma \approx \frac{P_i}{\left(1 + \frac{V_{par}}{V_i}\right)^{2/3} - 1}$$

Expandindo em série * e sabendo que o volume do ventrículo é muito maior que o da parede do coração, teremos:

$$\sigma \approx \frac{3V_i}{2V_{par}} P_i$$

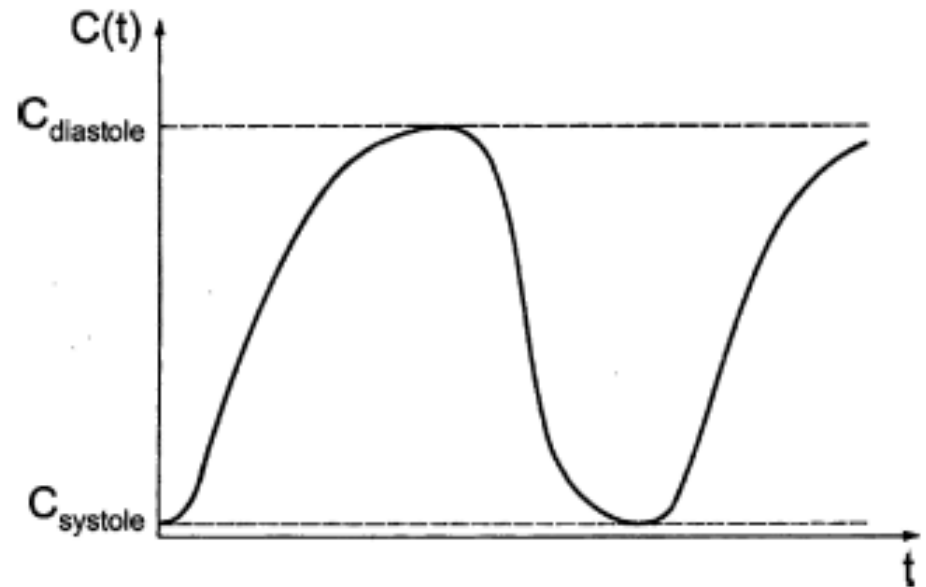
o que mostra como uma pressão sistólica elevada ou um aumento do ventrículo esquerdo leva a um aumento da tensão nas paredes

*Nota $(1+x)^n \cong 1+nx$ $|x| \ll 1$

Modelo dinâmico dos ventrículos

-Ventrículo como um vaso “elástico” (compliance), com uma elasticidade (C) que varia no tempo:

$$V(t) = V_d + C(t) P(t)$$



Variação da “elasticidade” (compliance) ventricular durante o ciclo cardíaco

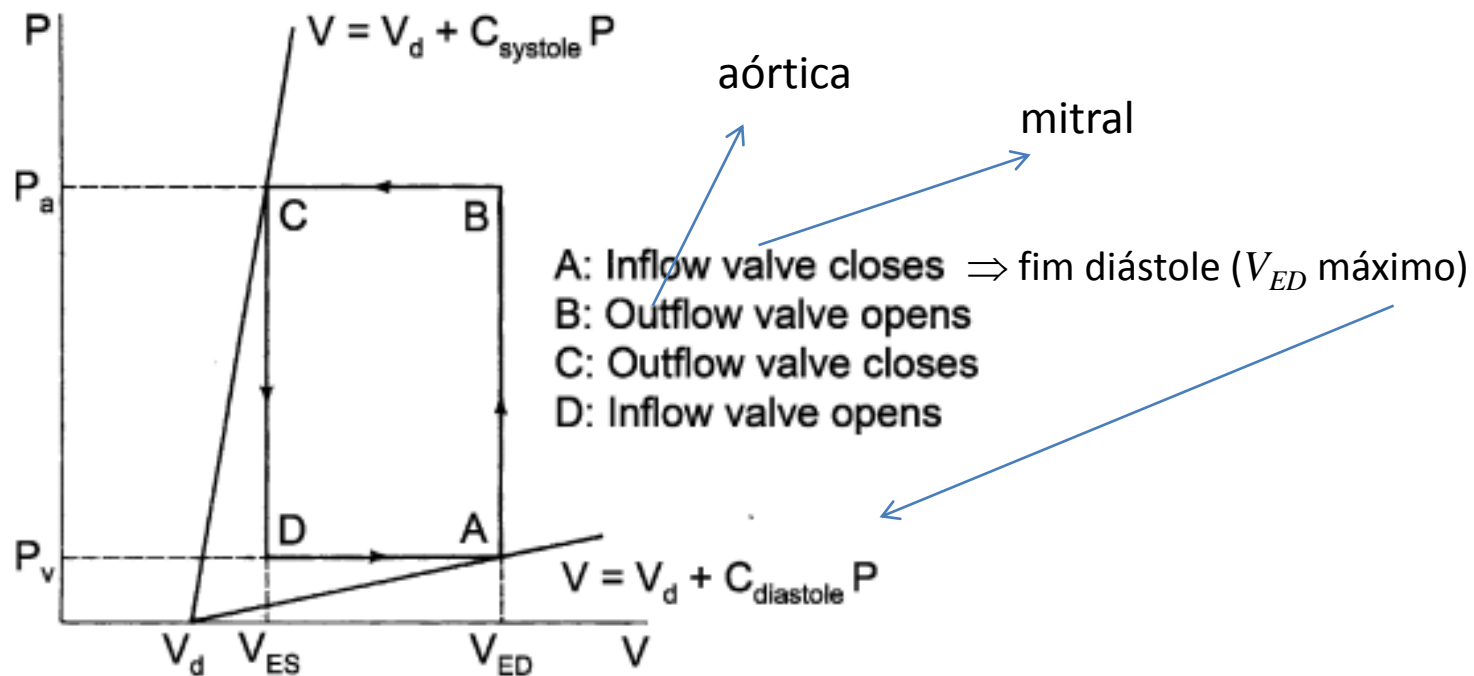
-Sístole \rightarrow baixa elasticidade $\Rightarrow > P$, $V \sim \text{const}$

-Diástole \rightarrow alta elasticidade $\Rightarrow < P$, relaxação ventricular

Modelização do sistema circulatório e do coração

Modelo dinâmico dos ventrículos

-Variações de volume e pressão no ventrículo durante o ciclo cardíaco



-A - fecho da válvula mitral \rightarrow fim diástole (ED), início da sístole. O volume ventricular é máximo. $V_{ED} = V_d + C_{diastole} P_{pv}$

-C - fecho da válvula aórtica \rightarrow fim sístole (ES), início da diástole. O volume ventricular é mínimo. $V_{ES} = V_d + C_{sístole} P_{sa}$

(pv - veias pulmonares; sa - artérias sistémicas)

Modelo dinâmico dos ventrículos

O volume bombeado (V_{stroke}) é:

$$V_{stroke} = V_{ED} - V_{ES} = C_{sístole} P_{sa} - C_{díastole} P_{pv}$$

Como $C_{sístole} \sim 0$

$$V_{stroke} \approx C_{díastole} P_{pv}$$

Considerando uma frequência de batimento cardíaco F , o caudal fica:

$$Q = F V_{stroke} = F C_{díastole} P_{pv}$$

Fazendo $K = F C_{díastole}$ temos, para o ventrículo esquerdo, o modelo:

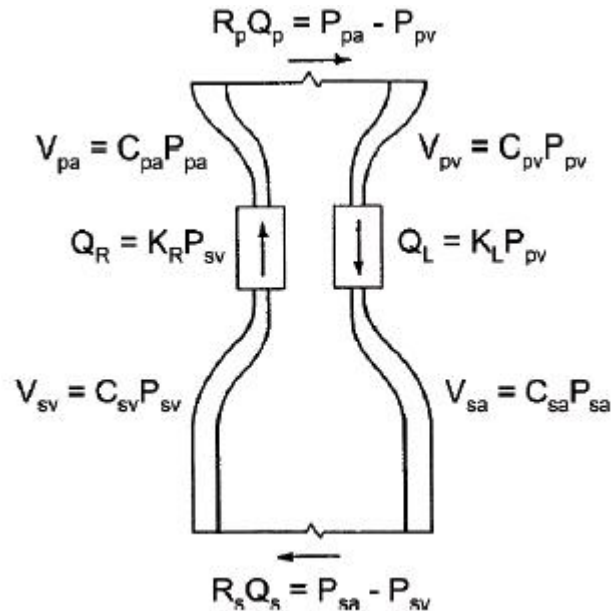
$$Q_L = K_L P_{pv}$$

-Do mesmo modo para o ventrículo direito (que é alimentado pelas veias sistémicas) teremos:

$$Q_R = K_R P_{sv}$$

Modelização do sistema circulatório e do coração

Modelo geral do sistema circulatório



Oito subsistemas:

- "dois" corações (direito e esquerdo)
- grandes artérias nos sistemas pulmonar (pa) e sistêmico (sa)
- grandes veias nos sistemas pulmonar (pv) e sistêmico (sv)
- pequenos vasos nos sistemas pulmonar e sistêmico

A circulação nos ventrículos é determinada pela pressão nas veias que os alimentam

$$Q_L = K_L P_{pv} \quad Q_R = K_R P_{sv}$$

O volume nas grandes artérias é determinado pela sua "elasticidade" e pelas pressões interiores.

$$V_{sa} = C_{sa} P_{sa} \quad V_{pa} = C_{pa} P_{pa}$$

Modelo geral do sistema circulatório

Tal como nas veias

$$V_{sv} = C_{sv} P_{sv} \quad V_{pv} = C_{pv} P_{pv}$$

A queda de pressão nos vasos pequenos é dada pela diferença entre a pressão nas grandes artérias e nas grandes veias.

$$P_{sa} - P_{sv} = R_s Q_s \quad P_{pa} - P_{pv} = R_p Q_p$$

Modelização do sistema circulatório e do coração

Modelo geral do sistema circulatório

Três tipos de variáveis: caudal (Q); volume (V); pressão (P)

Cada subsistema depende de relações entre duas delas:

ventrículos: caudal (Q); pressão (P)

grandes vasos: volume (V); pressão (P)

pequenos vasos: pressão (P); caudal (Q)

Há doze variáveis desconhecidas:

quatro caudais Q_R ; Q_L ; Q_s ; Q_p

quatro pressões P_{sa} ; P_{sv} ; P_{pa} ; P_{pv}

quatro volumes V_{sa} ; V_{sv} ; V_{pa} ; V_{pv}

São necessárias doze equações.

Só temos oito.

Em estado estacionário o fluxo mantém-se constante: $Q_R = Q_L = Q_s = Q_p$

O que dá mais três equações:

$$Q_R = Q_L ; Q_R = Q_s ; Q_R = Q_p$$

A última equação vem da constância do volume: $V_O = V_{sa} + V_{sv} + V_{pa} + V_{pv}$

Modelo geral do sistema circulatório

Resolvendo o sistema podemos chegar a soluções para Q , V_i e P_i $i=sa; sv; pa; pv$

.... pág 503 “Physics of the Human Body”, Irving P. Herman

$$Q = \frac{V_0}{T_{sa} + T_{sv} + T_{pa} + T_{pv}}$$

$$V_i = \frac{T_i V_0}{T_{sa} + T_{sv} + T_{pa} + T_{pv}}$$

$$P_i = \frac{1}{C_i} \frac{T_i V_0}{T_{sa} + T_{sv} + T_{pa} + T_{pv}}$$

$$T_{sa} = C_{sa} \left(\frac{1}{K_R} + R_s \right)$$

$$T_{pa} = C_{pa} \left(\frac{1}{K_L} + R_p \right)$$

$$T_{sv} = C_{sv} \left(\frac{1}{K_R} \right)$$

$$T_{pv} = C_{pv} \left(\frac{1}{K_L} \right)$$

Modelo geral do sistema circulatório

Com valores conhecidos para o fluxo e para o volume total, os parâmetros do modelo podem ser determinados.

	systemic system	pulmonary system
resistance, mmHg/(L/min)	$R_s = 17.5$	$R_p = 1.79$
compliance, L/mmHg		
arterial	$C_{sa} = 0.01$	$C_{pa} = 0.00667$
venous	$C_{sv} = 1.75$	$C_{pv} = 0.08$
heart	$K_L = 1.12$	$K_R = 2.8$
total volume: $V_0 = 5.0$ L		

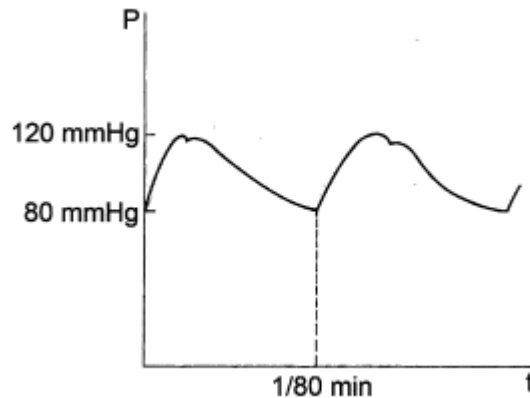
Parâmetros normais (em repouso), para o modelo de circulação estudado.

É possível ir adicionando complexidade...

Modelização do sistema circulatório e do coração

Modelo geral do sistema circulatório

“Pulso arterial” – desvio periódico da pressão arterial sistémica, relativamente ao valor da pressão diastólica, devido à sístole. Ou seja:



$$P_{pulso} = P_{sístole} - P_{diástole}$$

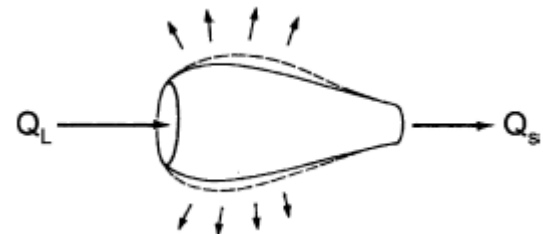
$$P_{pulso} \approx 40 \text{ mmHg}$$

É necessário evoluir o modelo anterior para incorporar este tipo de fluxo...

Considerando o sistema de artérias da circulação sistémica, que são vasos “elásticos” - volume pode mudar originando/acomodando variações de fluxo .

O caudal que entra vem da parte esquerda do coração (Q_L) e o que sai vai para os vasos pequenos (resistentes):

$$\frac{dV_{sa}}{dt} = Q_L(t) - Q_s(t)$$



Modelo geral do sistema circulatório

Para este tipo de vaso elástico sabemos que:

$$V_{sa}(t) = V_{sa,d} + C_{sa} P_{sa}(t)$$

Derivando em relação ao tempo e combinando com as equações anteriores:

$$\frac{dV_{sa}(t)}{dt} = C_{sa} \frac{dP_{sa}(t)}{dt} = Q_L(t) - Q_s(t)$$

Atendendo à relação entre P , R e Q :

$$R_s Q_s = P_{sa} - P_{sv} \approx P_{sa}$$

Chegamos a:

$$C_{sa} \frac{dP_{sa}(t)}{dt} = Q_L(t) - \frac{P_{sa}}{R_s}$$

O que determina a variação temporal da pressão arterial sistémica e, consequentemente, do pulso arterial, se o caudal à saída do ventrículo esquerdo for conhecido.

