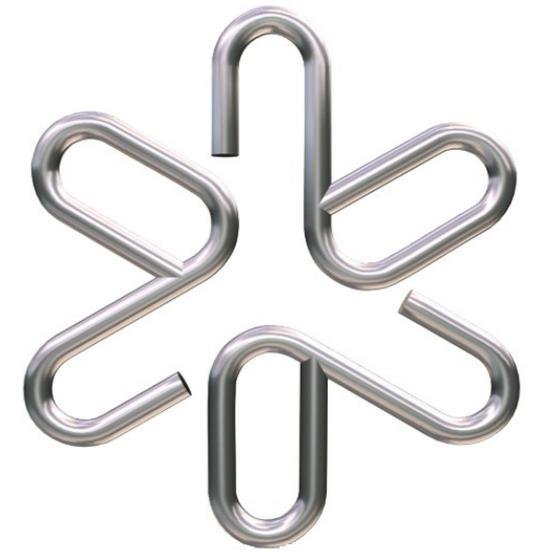


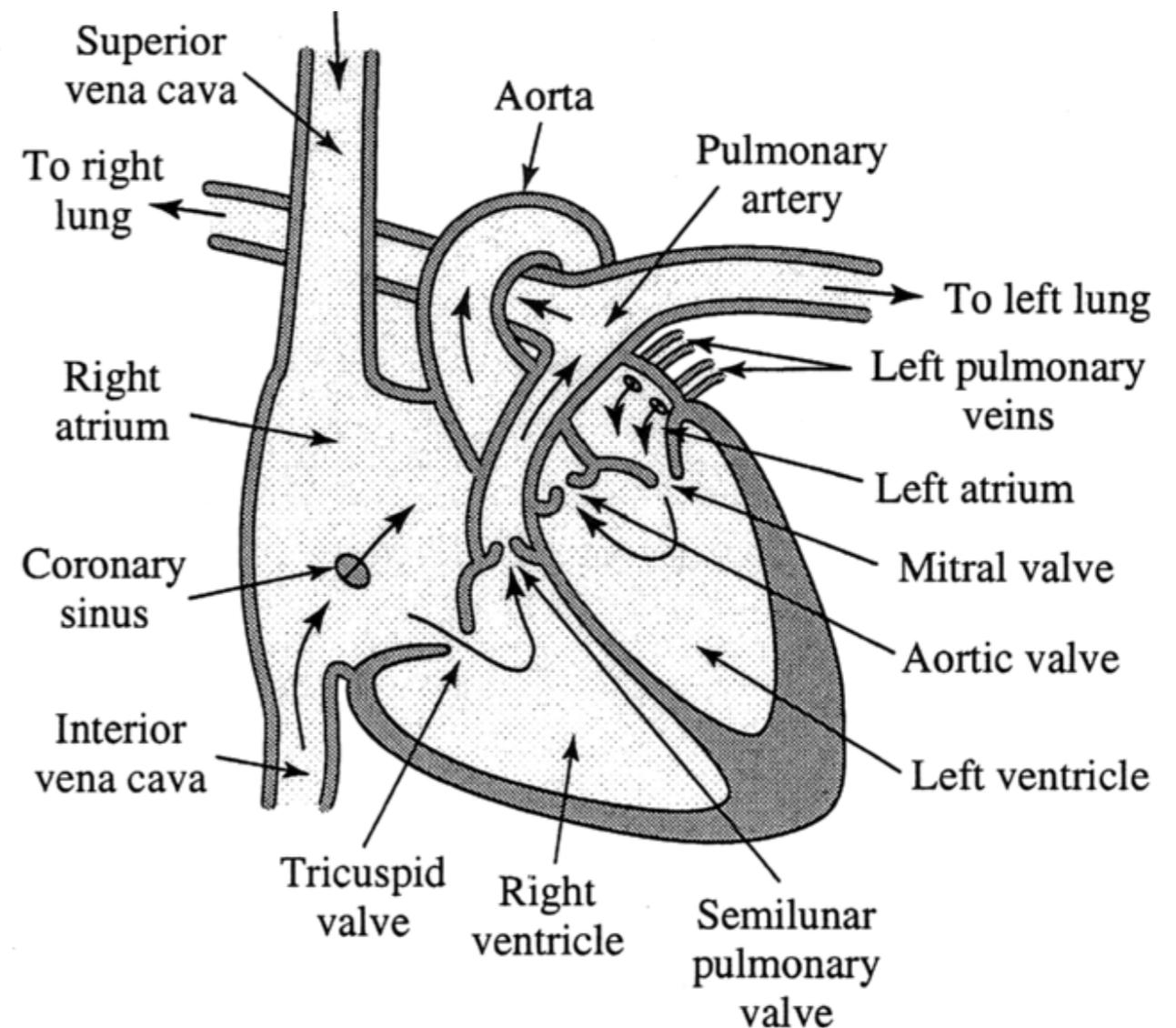
Física do Corpo Humano (4300325)



Prof. Adriano Mesquita Alencar
Dep. Física Geral
Instituto de Física da USP

DOI

**Circulação
Aula 19**



Circulação Sangüínea

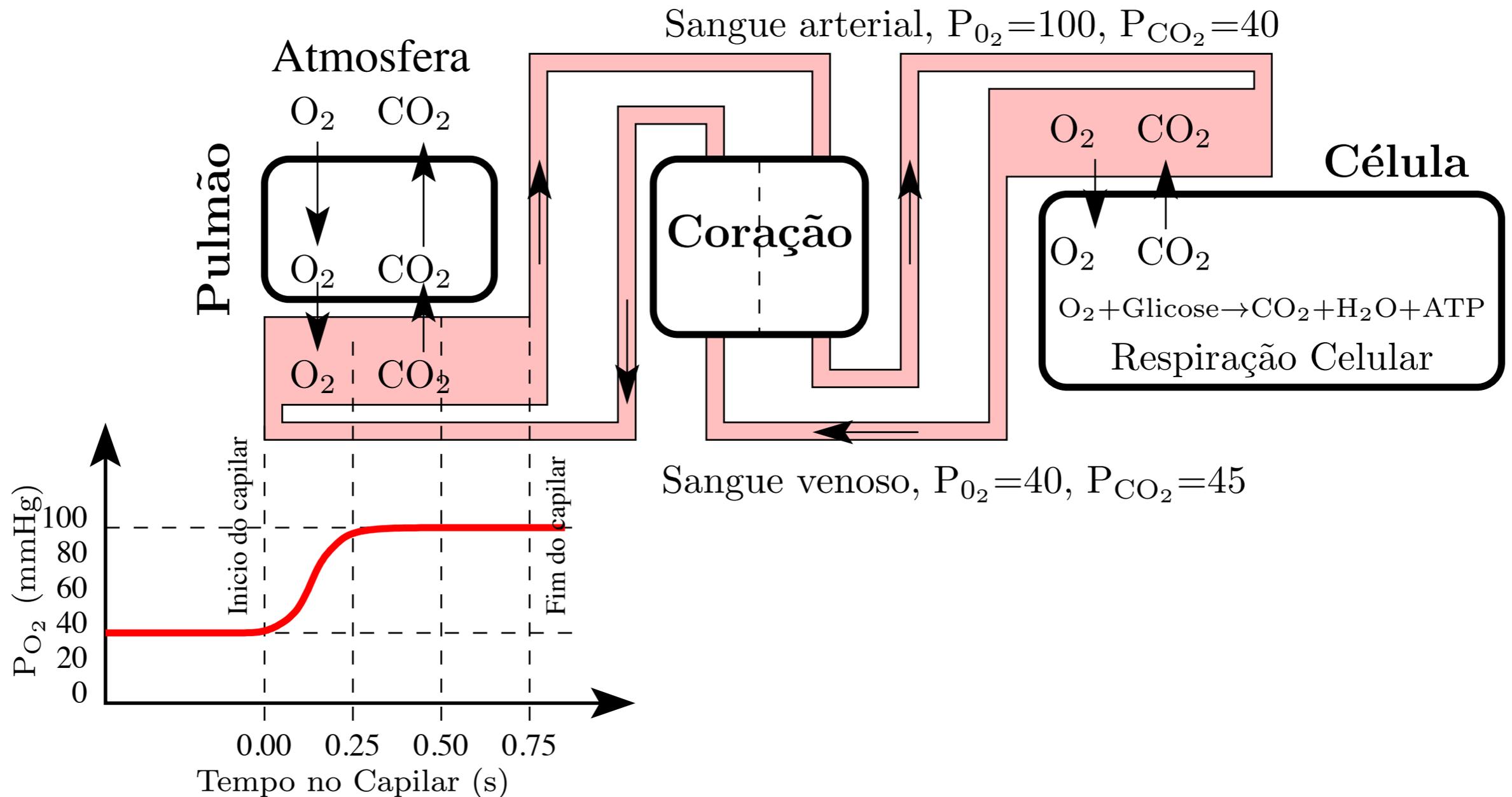


Figura 1-1: Exemplo diagramático do caminho do O_2 e do CO_2 entre a atmosfera e as células.

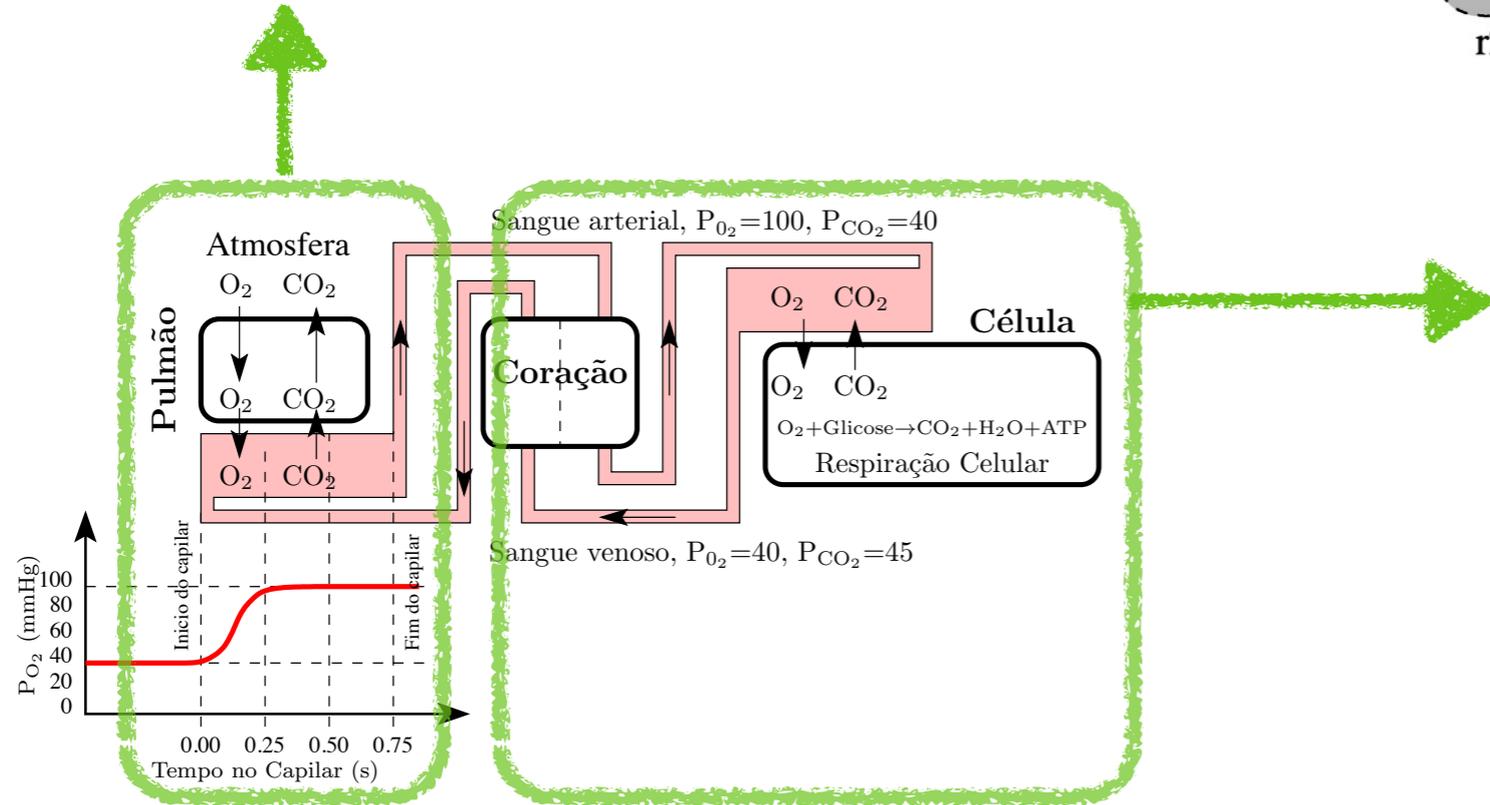
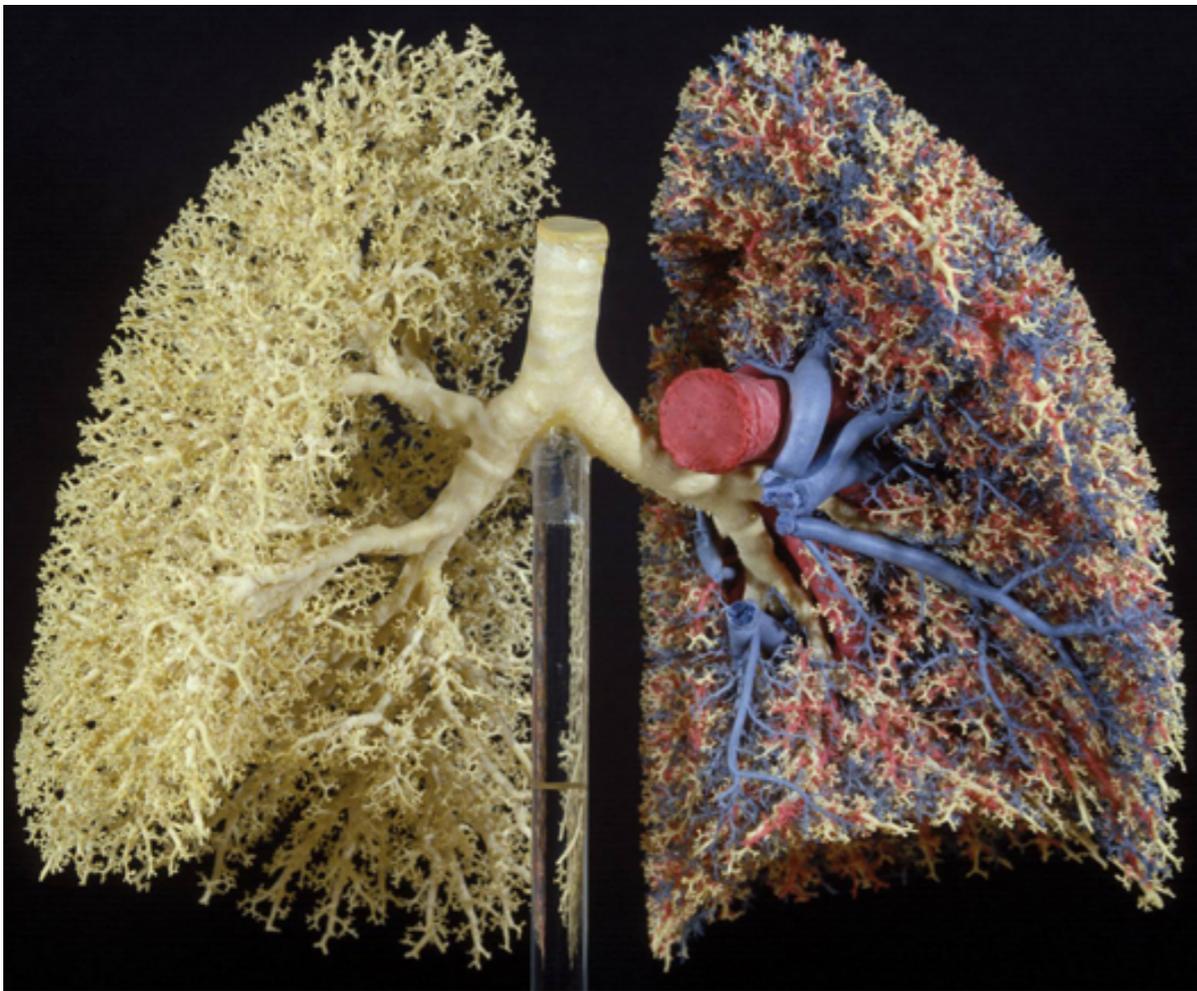
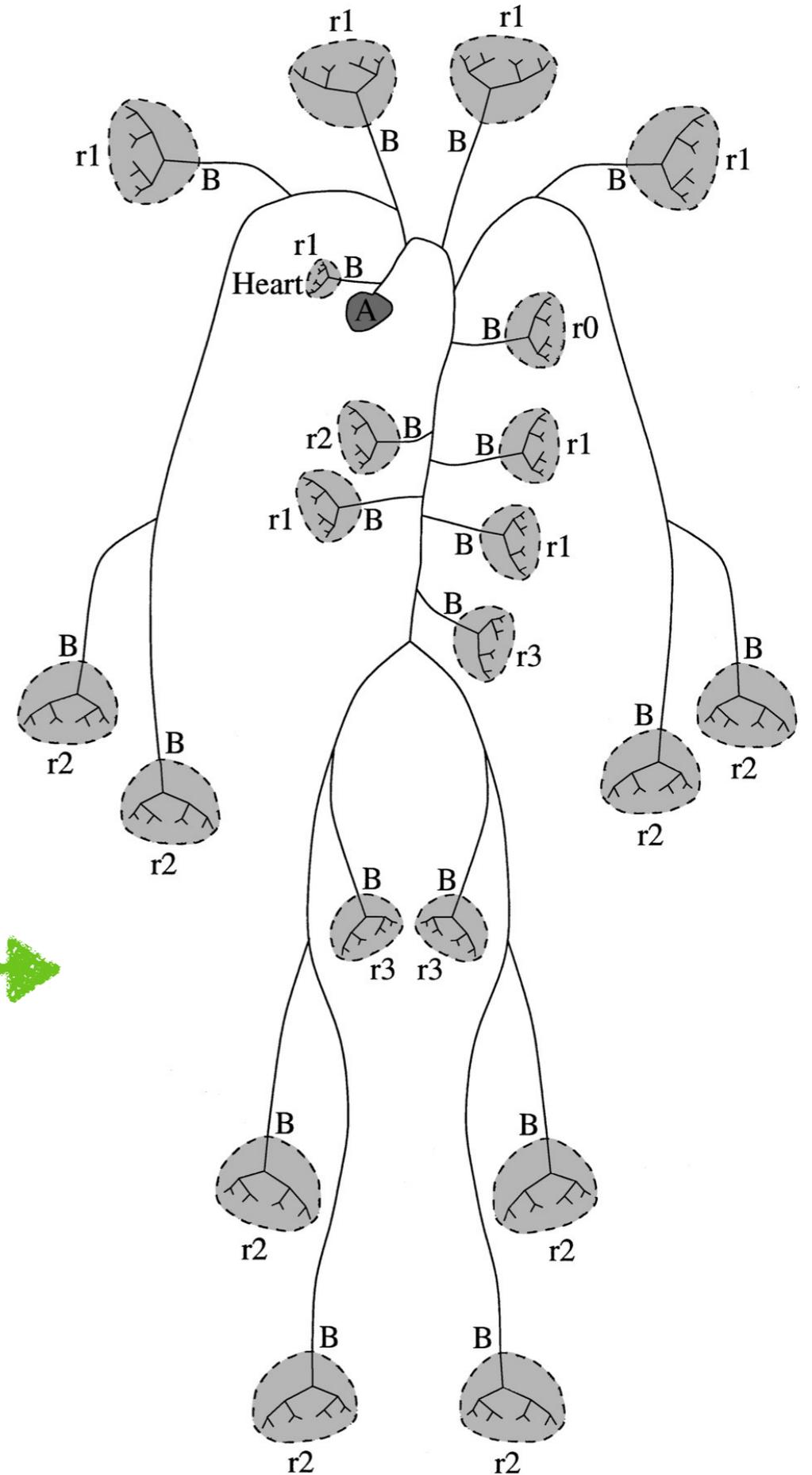


Figura 1-1: Exemplo diagramático do caminho do O_2 e do CO_2 entre a atmosfera e as células.



Pressão (Definição)



$$\text{Pressão} = \frac{\text{Força}}{\text{Área}}$$

$$\begin{aligned} P &= \frac{F}{A} \\ &= \frac{mg}{A} \frac{h}{h} \\ &= \rho gh \end{aligned}$$

Peso=100N



$A = 0.1 \text{ m}^2$
 $P = 1000 \text{ Pascals}$



$A = 0.01 \text{ m}^2$
 $P = 10,000 \text{ Pascals}$

Mesmo peso
Area diferente
Pressao diferente

Lei da Continuidade

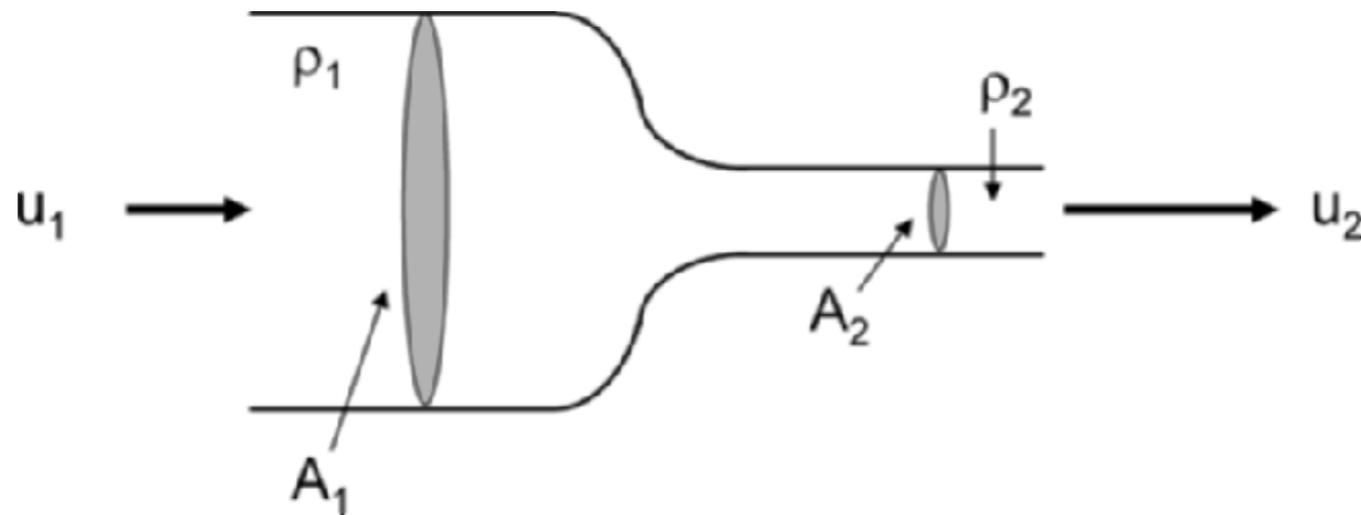


Fig. 7.6. Continuity of flow when the tube cross-sectional area changes

Área x Distância = Volume, conseqüentemente Au é o fluxo de volume por unidade de tempo e o fluxo de massa por unidade de tempo pode ser escrita como:

$$\rho_1 A_1 u_1 = \rho_2 A_2 u_2.$$

Para o fluxo:

$$Q = A_1 u_1 = A_2 u_2.$$

Princípio de Bernoulli

A Equação de Bernoulli relaciona a média da velocidade do fluxo u , pressão P , e altura y para um fluido incompressível, não viscoso, laminar e irrotacional. Em qualquer dois pontos:

$$P_1 + \frac{1}{2}\rho u_1^2 + \rho g y_1 = P_2 + \frac{1}{2}\rho u_2^2 + \rho g y_2.$$

Existem 3 casos especiais: (1) quando o fluxo $u = 0$; (2) quando a pressão $P_1 = P_2$, reduzindo ao teorema de Torricelli; e (3) quando altura $y_1 = y_2$, reduzindo o problema para um fluxo de Venturi

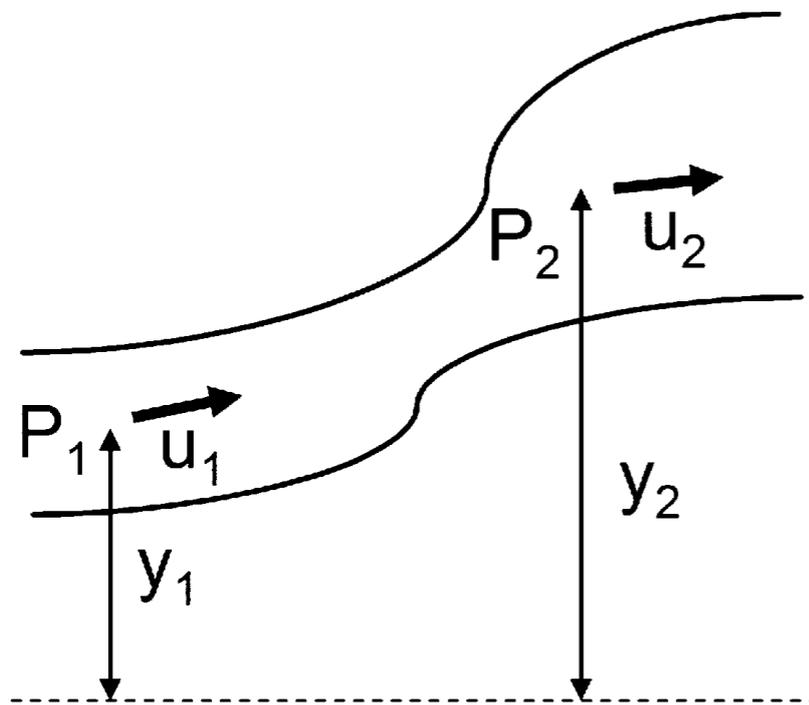


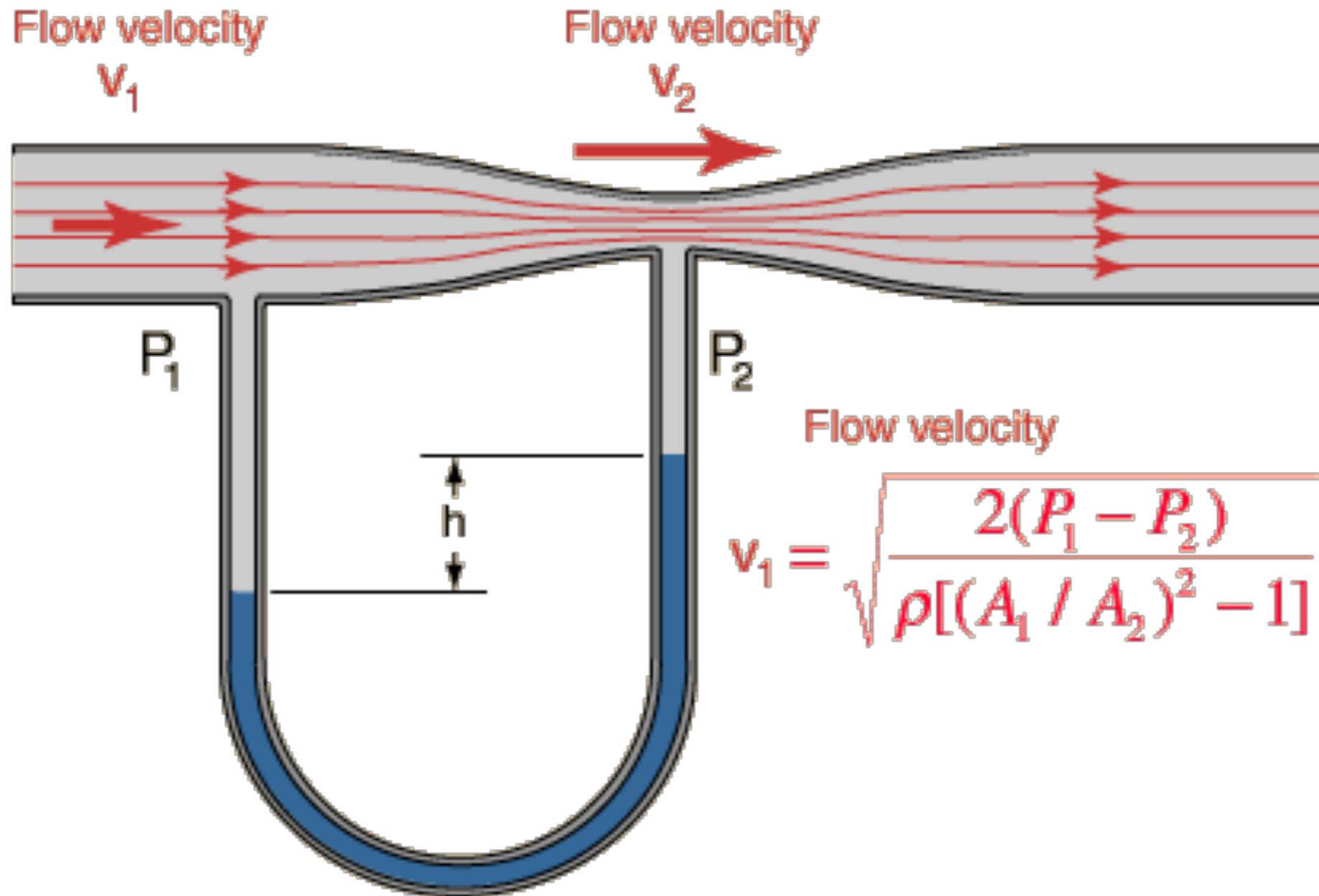
Fig. 7.7. For irrotational and nonviscous flow, the pressure, flow speed, and height are related by Bernoulli's equation along any streamline

$$P_1 + \rho g y_1 = P_2 + \rho g y_2 \quad (1)$$

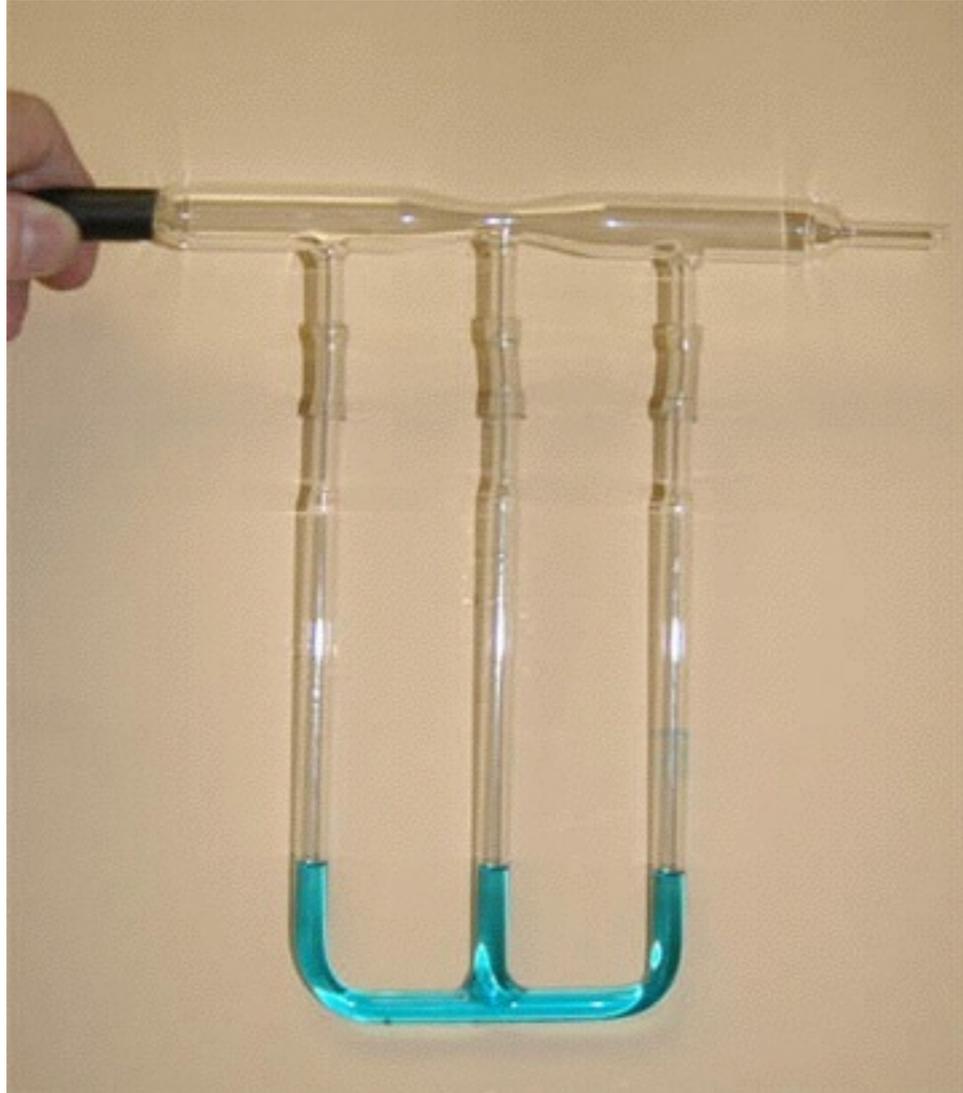
$$\rho u_1^2 / 2 + \rho g y_1 = \rho u_2^2 / 2 + \rho g y_2 \quad (2)$$

$$P_1 + \frac{1}{2}\rho u_1^2 = P_2 + \frac{1}{2}\rho u_2^2. \quad (3)$$

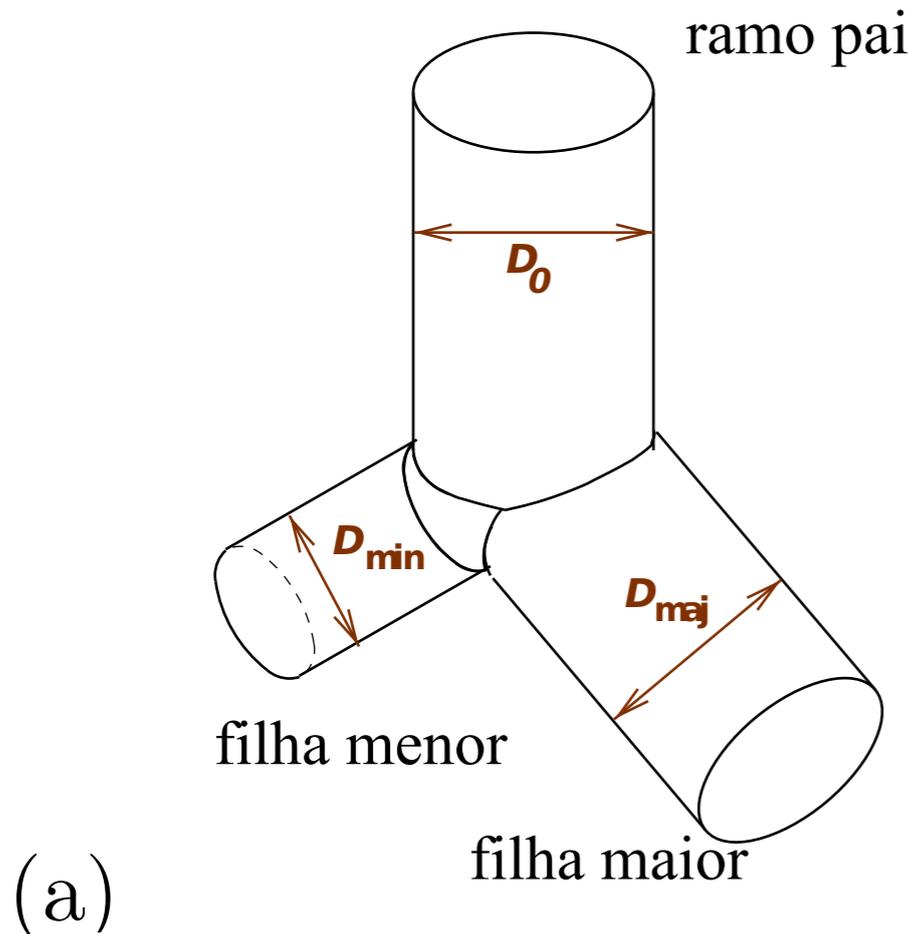
Venturi



Venturi



Lei da Continuidade



A lei de Murray relaciona o fluxo em um duto com seu diâmetro, de tal modo a minimizar o esforço necessário para a distribuição

$$Q_i = C D_i^\Delta,$$

$$Q_0 = Q_{min} + Q_{maj},$$

$$D_0^\Delta = D_{min}^\Delta + D_{maj}^\Delta,$$

A ideia de um modelo baseado na relação entre diâmetro e fluxo teve origem com Leonardo da Vinci que escreveu no seu "Livro de Notas", nota número 394, "Todos os ramos de uma árvore em cada estágio de sua altura, quando colocados juntos, terão a mesma área do tronco, abaixo dele". Todavia, apenas em 1926, Murray, utilizando a equação do fluxo de líquidos em tubos de Poiseuille [Pung 1984] para obter o trabalho perdido por atrito nos vasos sanguíneos, e o fato de que existe um custo para a manutenção do sangue no corpo³, desenvolveu um princípio, hoje conhecido como Lei de Murray, que nada mais é que o princípio da minimização do trabalho aplicado a sistemas fisiológicos [Murray 1926, Kamiya et al. 1974], especificamente a condução de fluidos pelo corpo. O conceito de minimização do gasto de energia foi muito bem aceito, pois reforça a tendência das espécies evoluírem de forma a atingir um *fitness* perfeito. A lei de Murray relaciona o fluxo Q_i em um duto com o seu diâmetro D_i , de tal forma a minimizar o esforço necessário à distribuição,

$$Q_i = C D_i^\Delta, \quad (1.1)$$

onde Δ é o expoente do diâmetro e C é uma constante que depende do órgão e do fluido em questão. Devido à viscosidade do fluido estar incluída no parâmetro C , a lei de potência Eq. 1.1 deve ser aplicável tanto para vasos sanguíneos como para vias aéreas. De acordo com Murray, $\Delta = 3$ minimizaria o esforço³, e foi utilizado para o estudo da distribuição de fluxo em estruturas ramificadas, supondo apenas que a massa é conservada em cada bifurcação, equivale a dizer que a equação é contínua para fluidos incompressíveis e que a mudança do volume dos dutos durante o fluxo é desprezível. Assim, pode-se escrever,

$$Q_0 = Q_{min} + Q_{maj}, \quad (1.2)$$

onde Q_0 é o fluxo antes da bifurcação e Q_{min} e Q_{maj} são os fluxos nos ramos filhos. Substituindo Eq. 1.1 na Eq. 1.2,

$$D_0^\Delta = D_{min}^\Delta + D_{maj}^\Delta, \quad (1.3)$$

onde D_0 é o diâmetro do ramo "pai" e D_{min} e D_{maj} são os diâmetros dos dois ramos "filhos" (ver Fig. 1-3). De acordo com Leonardo da Vinci, apesar de não ter escrito matematicamente, Δ seria igual a 2 na Eq. 1.3 para uma árvore botânica, e 3 para os pulmões e artérias de acordo com Murray, como já foi dito. Em valores atuais: para as árvores botânicas este valor é próximo do sugerido por Leonardo da Vinci, $\Delta \approx 2$, para os pulmões $\Delta \approx 2.8$, para as artérias $\Delta \approx 2.7$ e para os rios $\Delta \approx 2$ [Mandelbrot 1982].

O processo da montagem de uma árvore pulmonar pelo modelo de transporte, é descrito como um processo estocástico onde Q é iterativamente dividido em cada bifurcação e o diâmetro de cada ramo é dado pela Eq. 1.1.

Define-se uma razão para divisão de fluxo r , como a razão entre o fluxo Q_0 do pai pelo fluxo do ramo filho com o menor Q , por definição Q_{min} , isto é, $r = Q_{min}/Q_0$ ($0 < r \leq 0.5$), assim, Q_{maj}/Q_0 é igual a $1-r$. A variável r pode ser considerada aleatória e os fluxos dos

³Para artérias grandes, a equação de Poiseuille não funciona, visto que a maior parte do trabalho mecânico é utilizado para produzir uma aceleração intermitente ao sangue durante cada batimento cardíaco [Murray 1926].

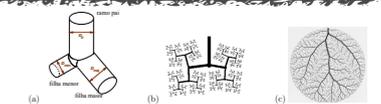
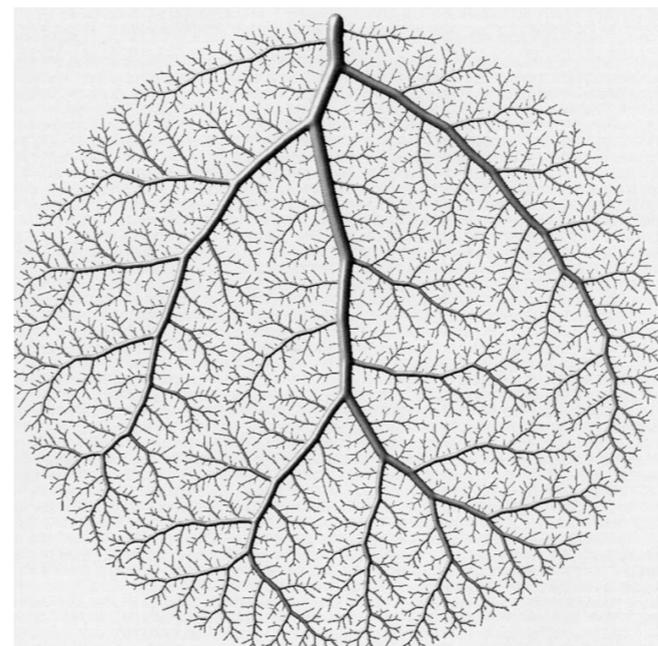
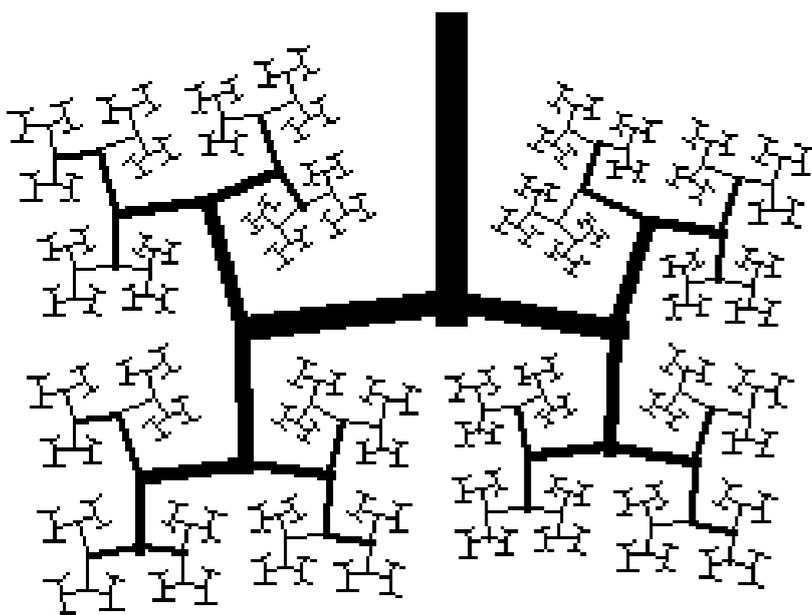


Figura 1-3: (a) Modelo de bifurcação de estruturas ramificadas evidenciando o ramo pai e os ramos filhos. (b) Pulmão fractal, auto-similar, sugerido por Mandelbrot [Mandelbrot 1982]. (c) Modelo para a árvore arterial gerado por construção otimizada por condições limitantes como a Eq. 1.3 [Shervette et al. 1995]

mamífero	limiar de fluxo, Q_c	razão de divisão de fluxo	expoente de diâmetro	número total de terminais
Humano	0.0006	0.2-0.5	2.8	26419
Cachorro	0.0008	0.1-0.4	2.8	23136
Rato	0.0007	0.1-0.3	2.8	2923
Hamster	0.0018	0.1-0.3	2.8	1151

Tabela 1.1: Parâmetros para a simulação de árvores pulmonares para quatro mamíferos usando o modelo de divisão de fluxo, os valores dos números de terminais foram utilizados como parâmetro de ajuste do limiar de fluxo [Ritondo e Sola 1997].

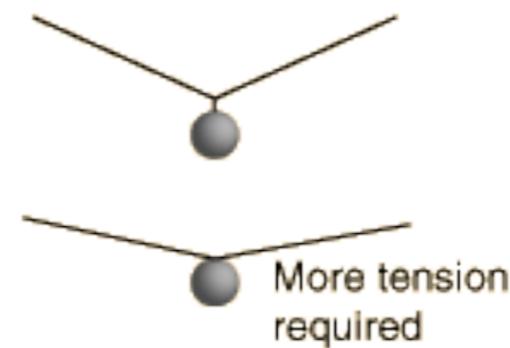
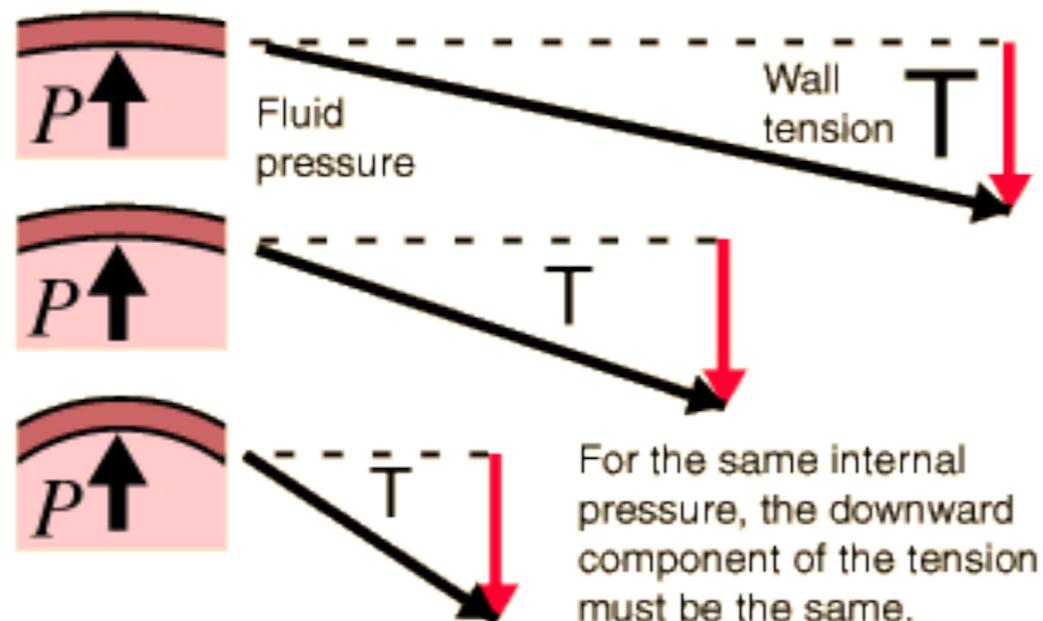
ramos filhos serão determinados a partir dela. A forma da flutuação de r irá determinar o grau de assimetria da árvore, ver Tab. 1.1. Se a razão entre os fluxos r se igualar a 0.5, a árvore será completamente simétrica.

Lei de Laplace

A pressão, P , de um vaso sanguíneo excede a pressão externa por:

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

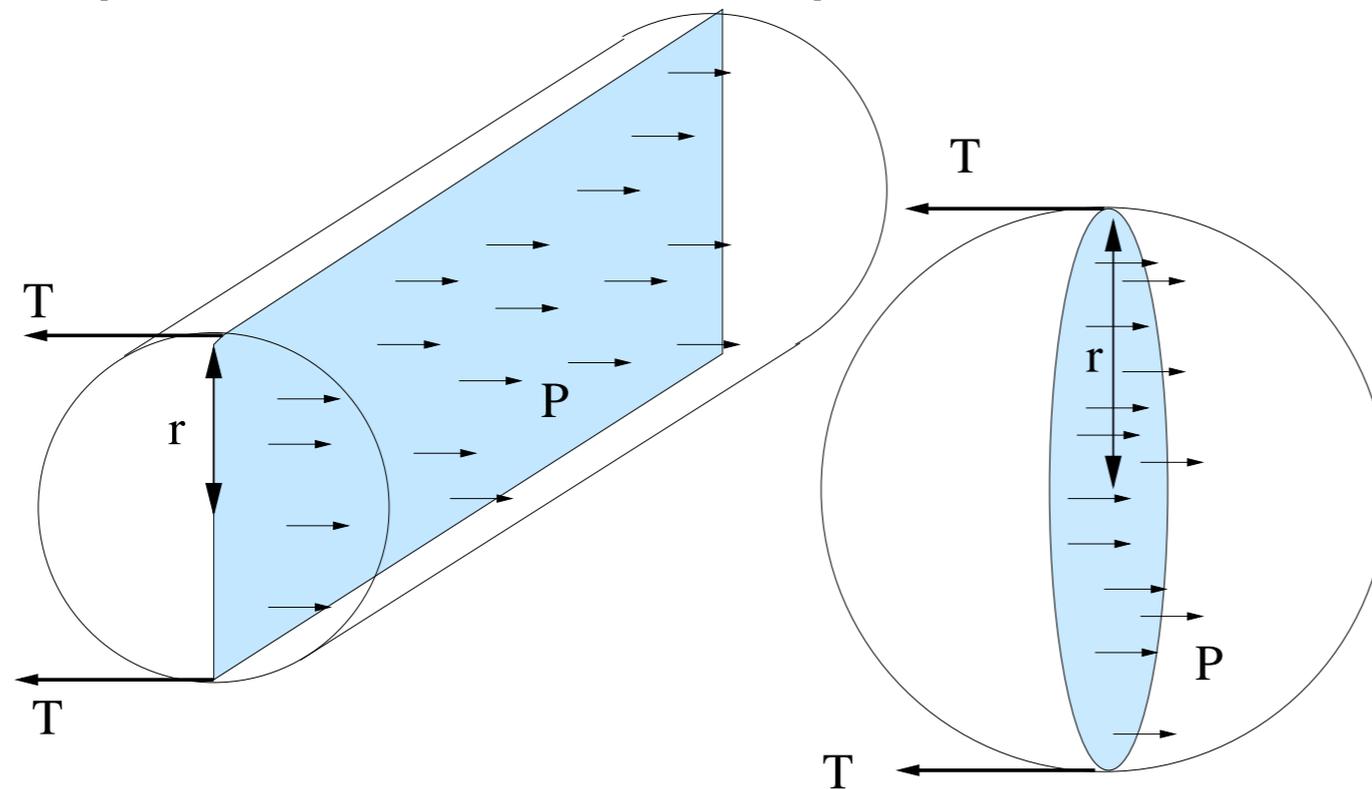
essa diferença de pressão deve ser suportada pelas paredes dos vasos. Quanto maior o vaso, maior a tensão nas paredes.



Analogy: to hang a mass on a cable with less sag, you have to put more tension in the cable.

Lei de Laplace

Vasos de raio maiores, necessitam de tensões maiores para suportar uma mesma pressão interna.



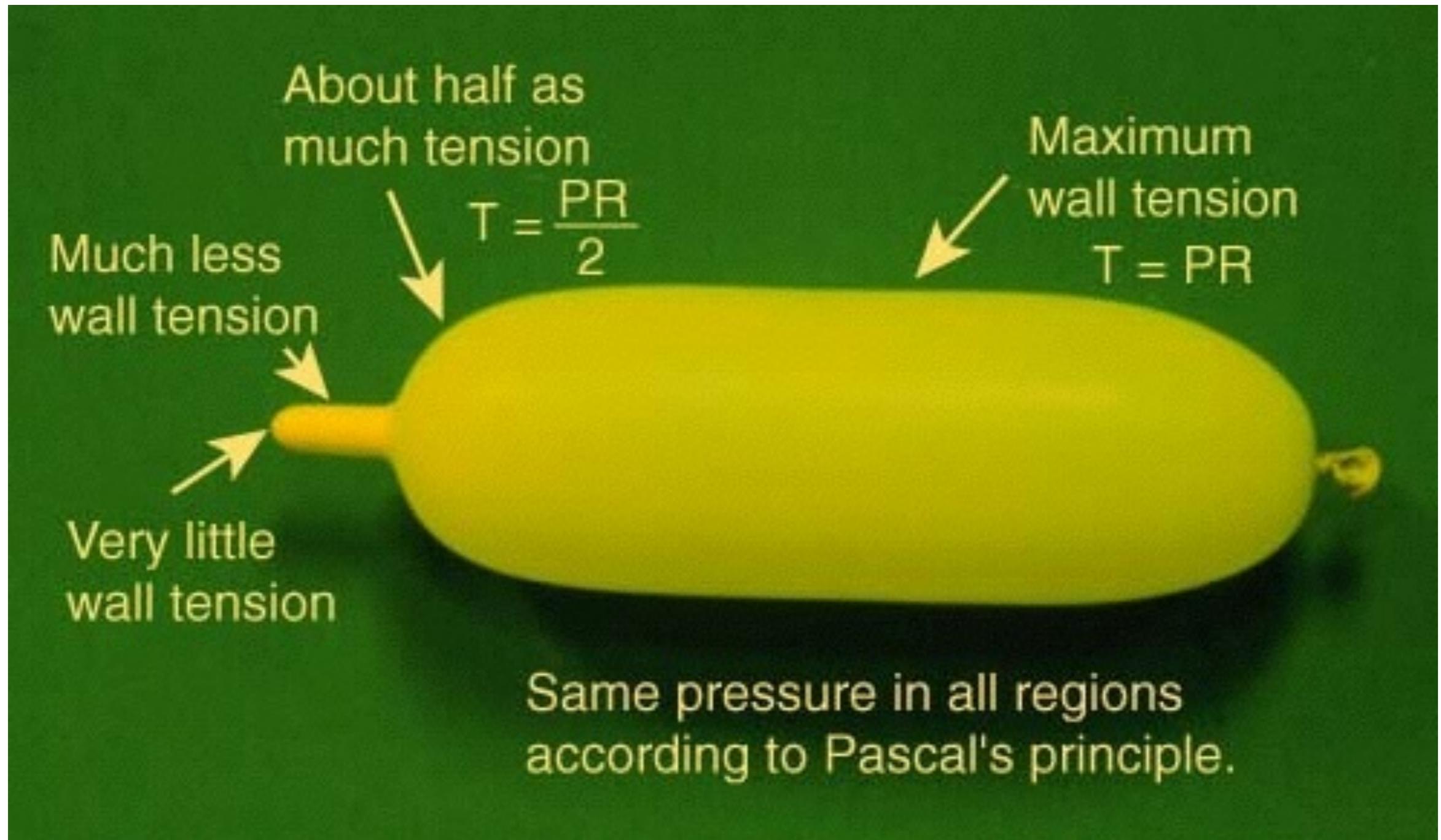
Para vasos cilíndricos:

$$(2rh)P = (2h)T \rightarrow T = Pr$$

Para vasos esféricos:

$$(\pi r^2)P = (2\pi r)T \rightarrow T = Pr/2$$

Lei de Laplace



Lei de Laplace

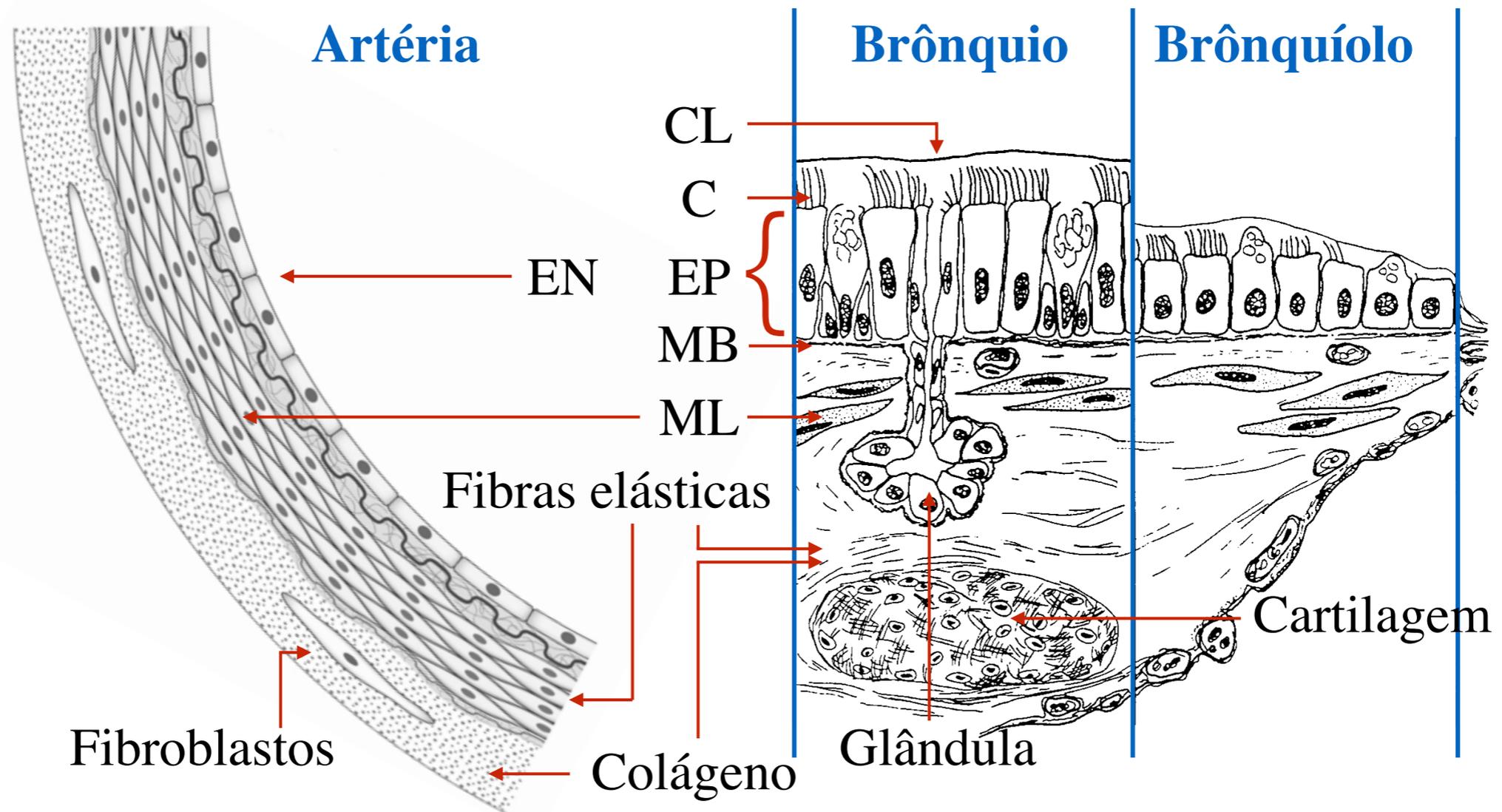


Figura 1-4: Anatomia aproximada, em seção transversal, da parede arterial a esquerda e vias aéreas a direita. A parede das vias respiratórias é mostrada a partir dos grandes brônquios deslocando para os pequenos bronquíolos periféricos, onde a parte interna, luz, esta na parte superior. EP, epitélio; EN, endotélio; MB, membrana basal; ML, o músculo liso; CL, camada líquida fina; C, cílios. Note-se a redução na espessura da camada de epitélio e de líquidos, a perda de cartilagem, e o aumento da proporção de músculo liso a medida que se caminha para a periferia [Weibel 1984].

Lei de Laplace

A pressão no fluido é dada pela equação de Young-Laplace

$$p_{\text{fluid}} = p_{\text{int}} - \sigma \kappa,$$

σ é a tensão superficial e κ é a curvatura média $\kappa = 1/(a - h_0)$

$$p_{\text{wall}} = p_{\text{ext}} - p_{\text{fluid}} = p_{\text{ext}} - p_{\text{int}} + \sigma \kappa.$$

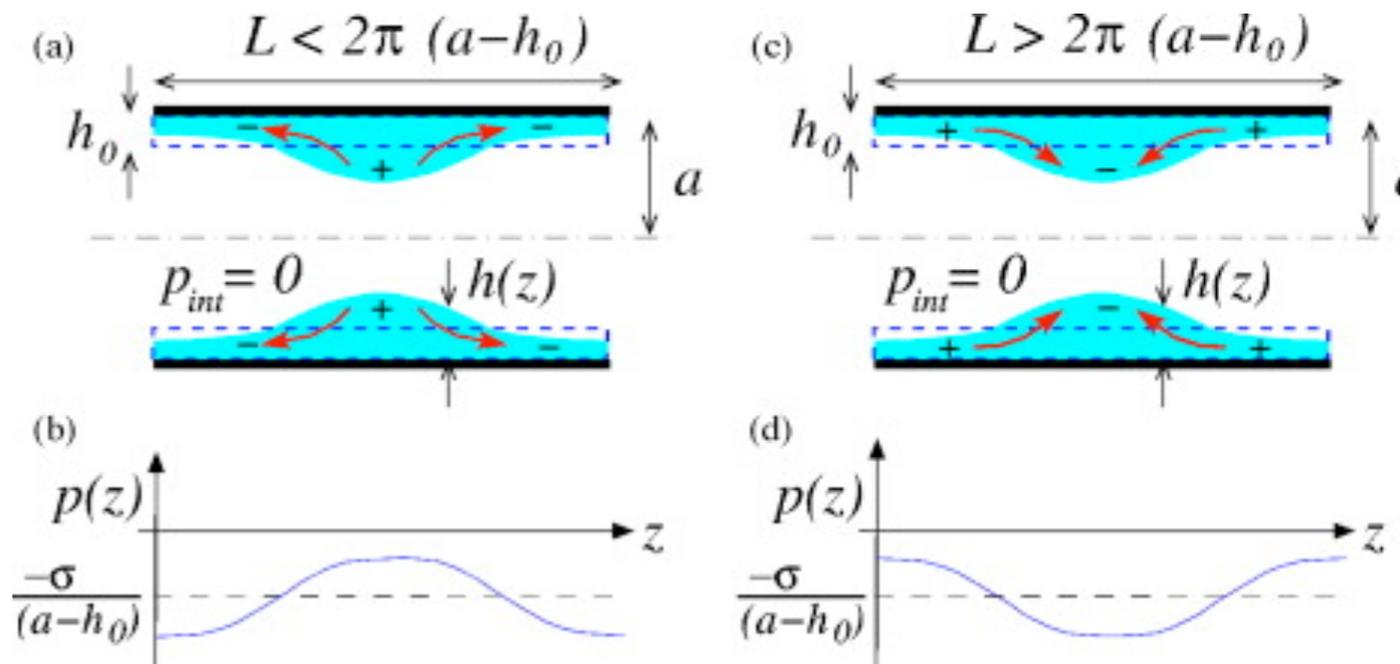
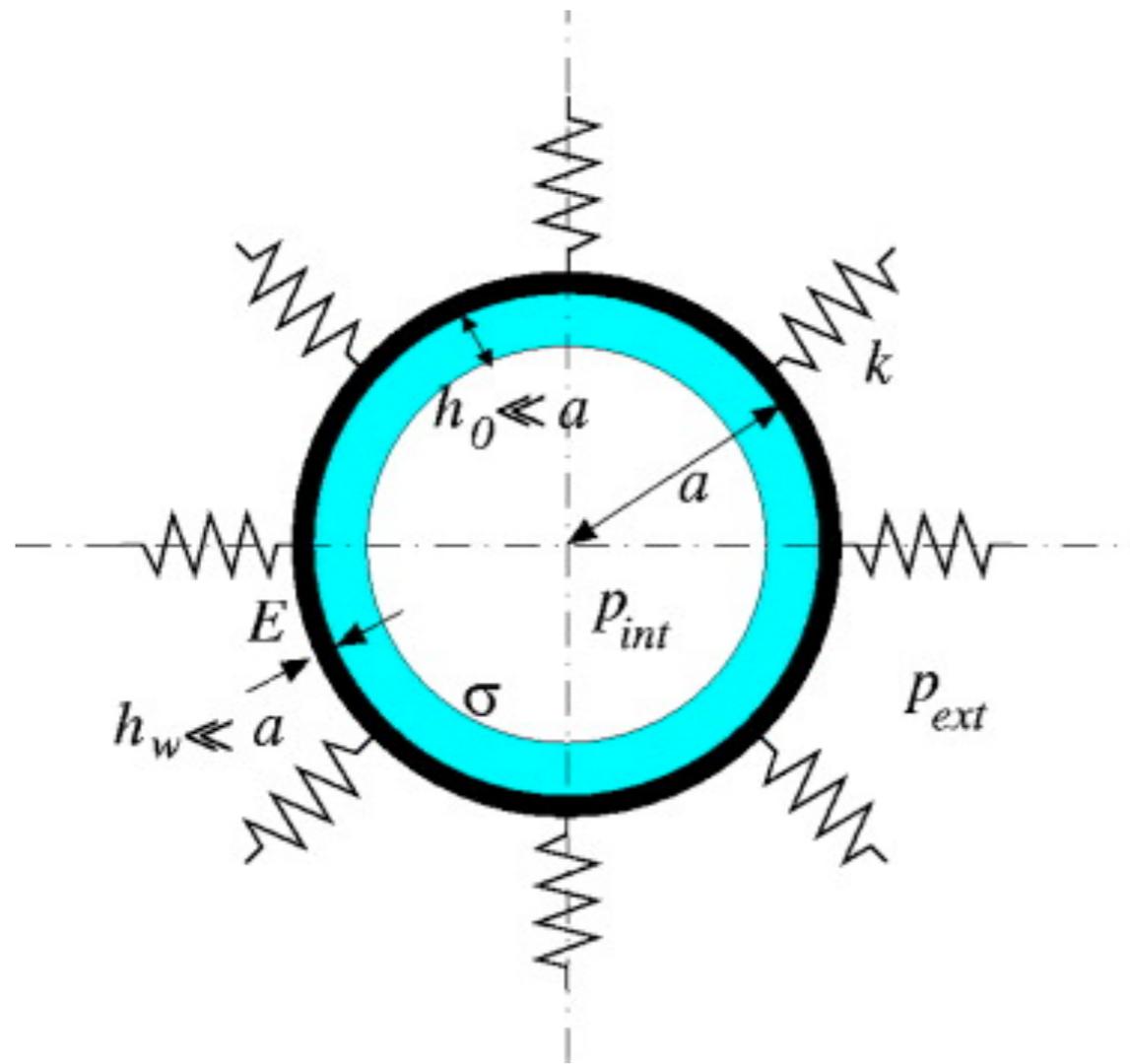


Fig. 1. A simple model of an elastic airway (radius a , wall thickness h_w and Young's modulus E), supported by external tethering (representing the parenchyma, and modelled as distributed springs with spring stiffness k), and lined with a thin liquid film of uniform thickness h_0 . The surface tension at the air-liquid interface is σ and the airway is subjected to an external (pleural) pressure p_{ext} . The pressure in the lumen is p_{int} .

The mechanics of airway closure

Matthias Heil^{a,*}, Andrew L. Hazel^a, Jaclyn A. Smith^b

Lei de Laplace

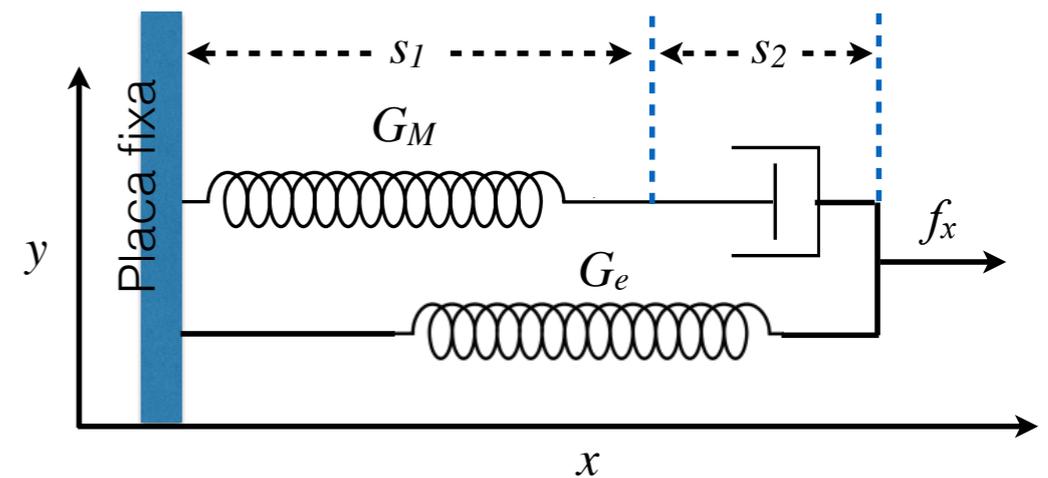
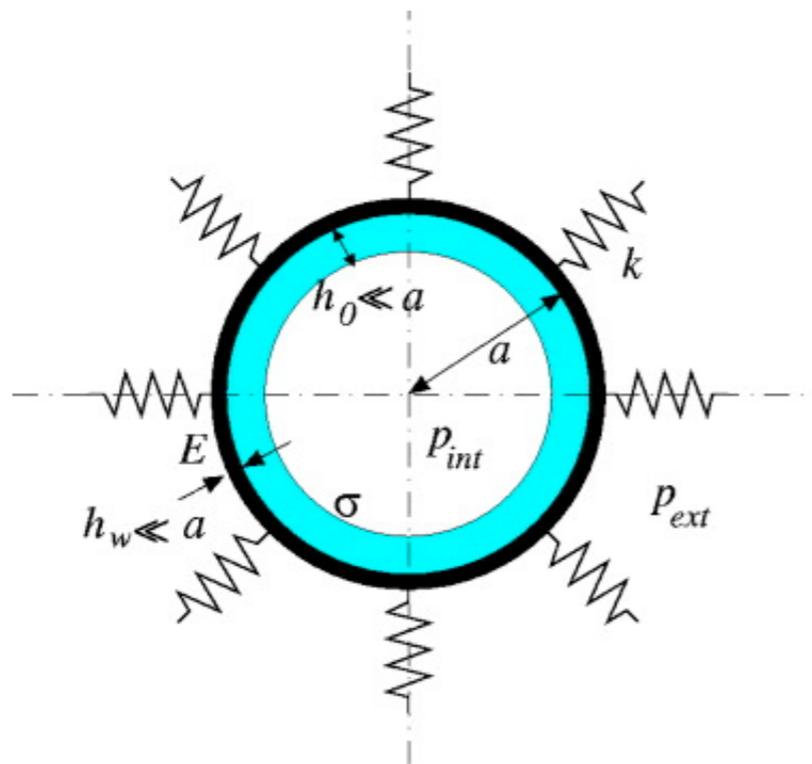
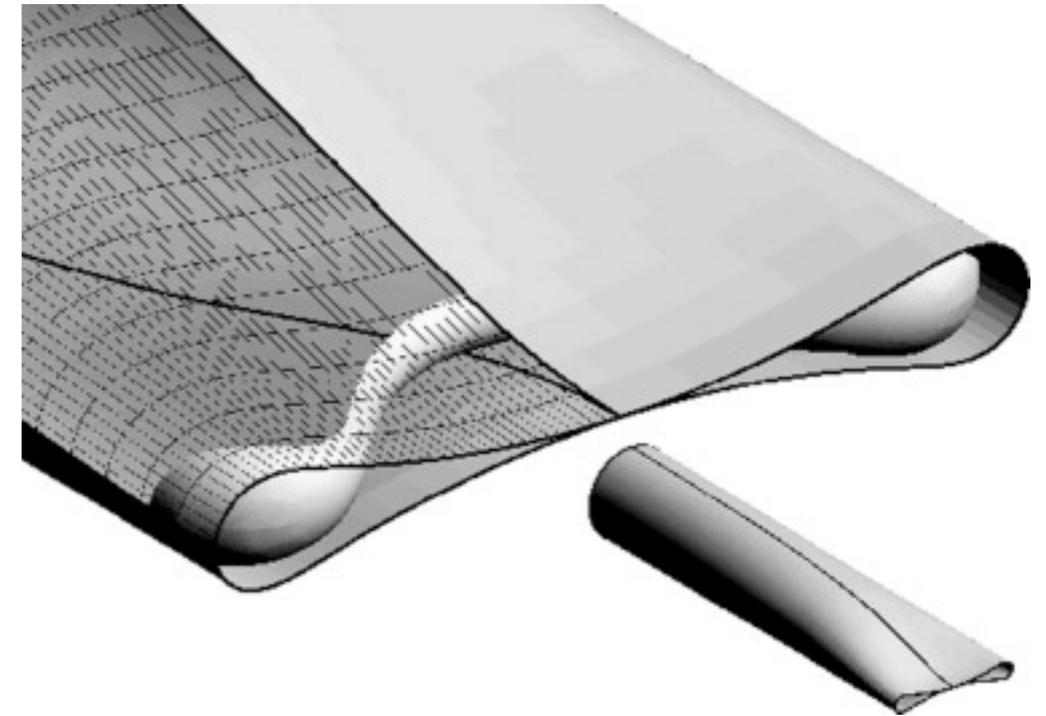
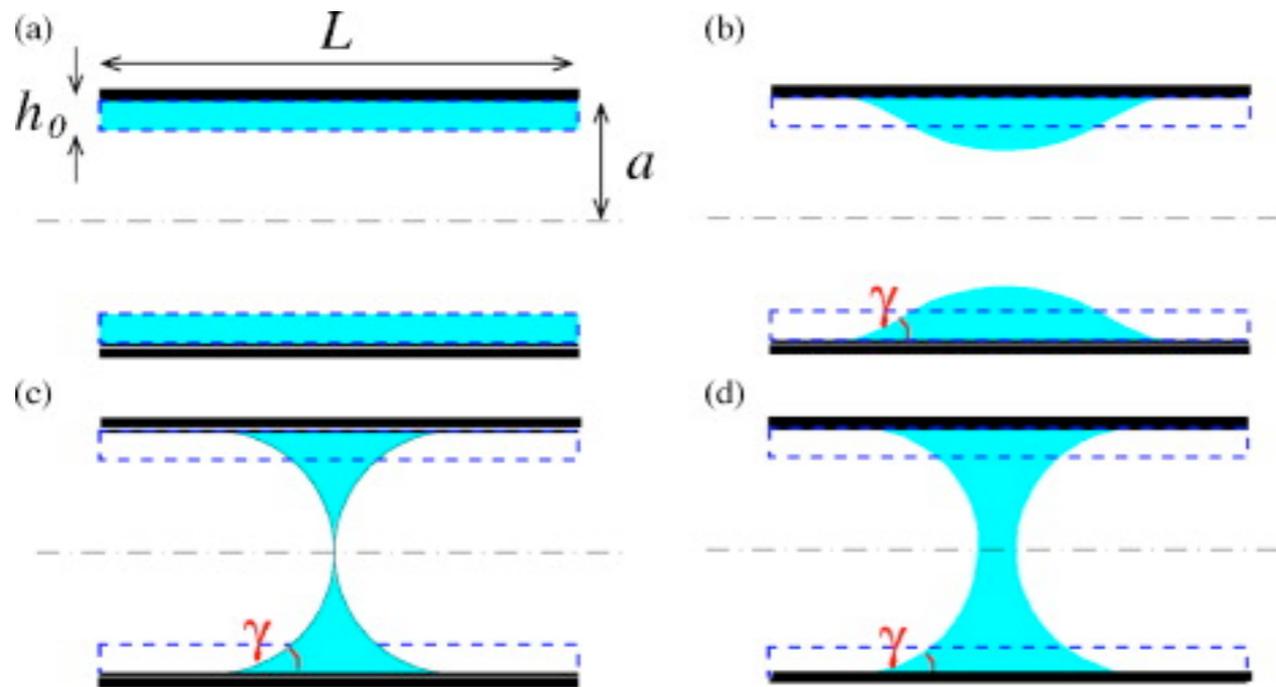


Figura 1-8: Modelo Linear Padrão representado por duas mola de Hooke, com constantes elástica G_M e G_e . A primeira mola está conectada em série com um amortecedor Newtoniano e a segunda está em paralelo.

Interação entre os parâmetros de fluxo

Pressão P , volume V , e taxa de fluxo Q estão relacionadas nos fluxos nos vasos ou nas vias aéreas.

Resistência:

$$R_{\text{flow}} = \frac{\Delta P}{Q}.$$

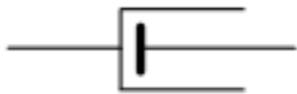
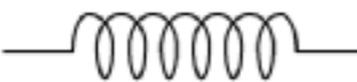
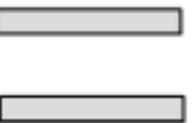
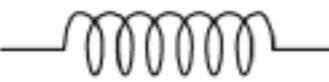
Complacência:

$$C_{\text{flow}} = \frac{\Delta V}{\Delta P}.$$

Inertância:

$$L_{\text{flow}} = \frac{\Delta P}{\Delta Q}.$$

Análogos

Position, volume, charge	Position, x (m)	Volume, V (m^3 , cm^3)	Charge, q (coulomb)	Volume, V or X (m^3)
Current flow	Speed, v (m/s)	Volume flow, Q (m^3/s , cm^3/s)	Current, I (amp)	Volume current, dX/dt or U (m^3/s)
Driving force	Force, F (N)	Pressure, P (N/m^2)	Voltage, V (volt)	Pressure, P (N/m^2)
Resistance	 Mechanical resistance, Γ_{mech} (or dashpot, c , N-s/m, as shown)	 Viscosity (in shown dashpot, η , N-s/ m^2)	 Electrical resistance, R_{elect} (ohm)	 Acoustic resistance, R_{acoust} (acoustical ohm, $kg/m^4 \cdot s^2$)
Inductance, Mass, Inertance	 Mass, M (kg)	 Mass, M (kg) (and mass density)	 Inductance, L (henry)	 Inertance, M_{acoust} (kg/m^4)
Capacitance, Compliance	 Compliance, C_{mech} (spring, k , N/m)	-	 Electrical capacitance, C_{elect} (farad)	 Acoustic capacitance, C_{acoust} (kg^5/N)
	(a) Mechanical	(b) Fluid Flow	(c) Electrical	(d) Acoustical

Análogos

Table D.1. Analog of blood flow and electrical circuits (with units)

blood circulation parameter	electrical parameter
volume, V_{flow} (m^3)	charge, q (C, coulomb)
blood flow rate, Q (m^3/s)	current, I (A, ampere)
pressure, ΔP (N/m^2)	voltage, V_{elect} (V, volt)
vascular resistance, R_{flow} ($\text{N}\cdot\text{s}/\text{m}^5$)	resistance, R_{elect} (Ω , ohm)
inertance, L_{flow} (kg/m^4)	inductance, L_{elect} (H, henry)
compliance, C_{flow} ($\text{m}^5/\text{N}\cdot\text{s}$)	capacitance, C_{elect} (F, farad)

Pressão (Corpo)

Table 7.1. Typical (gauge) pressures in the body (in mmHg). (Using data from [345])

Até agora falamos de pressão absoluta, no corpo o mais comum é utilizar pressão relativa a pressão atmosférica

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

Pressão (Corpo)

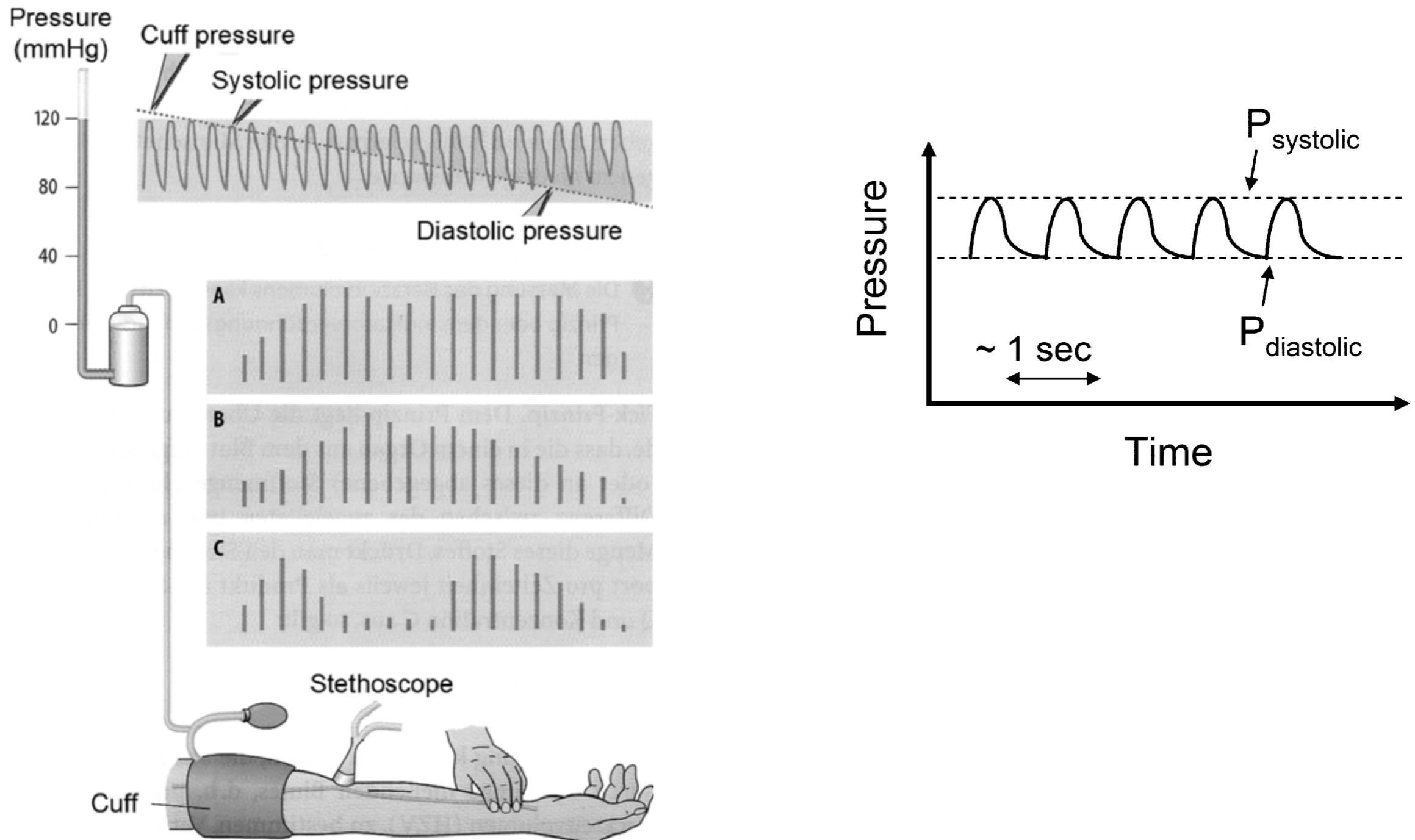


Fig. 7.2. Measuring blood pressure with a sphygmomanometer, listening to Korotkoff sounds (of varying levels during the turbulent flow shown in A–C). (Listening to sounds is called *auscultation*). (From [364])

Pressão (Corpo)

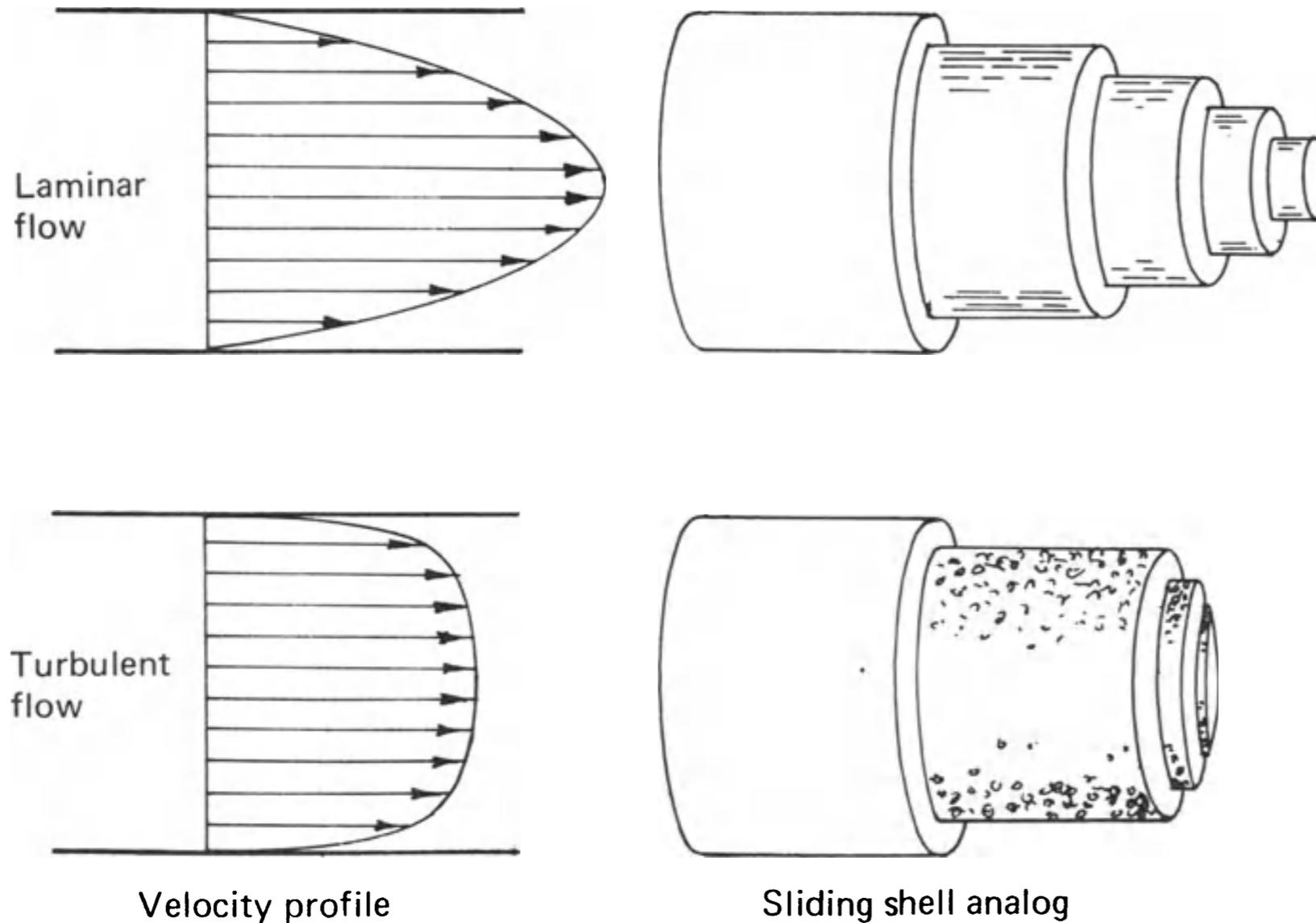
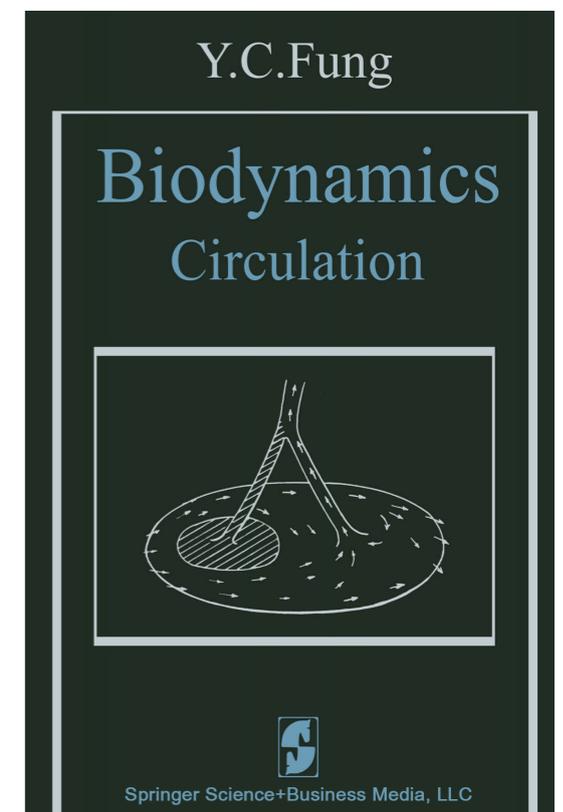


Figure 1.4:1 Schematic representation of fully developed laminar and turbulent flows in a tube at the same flow rate. The time-averaged velocity vectors are plotted in this figure as functions of spatial coordinates.



Fluidos Viscosos

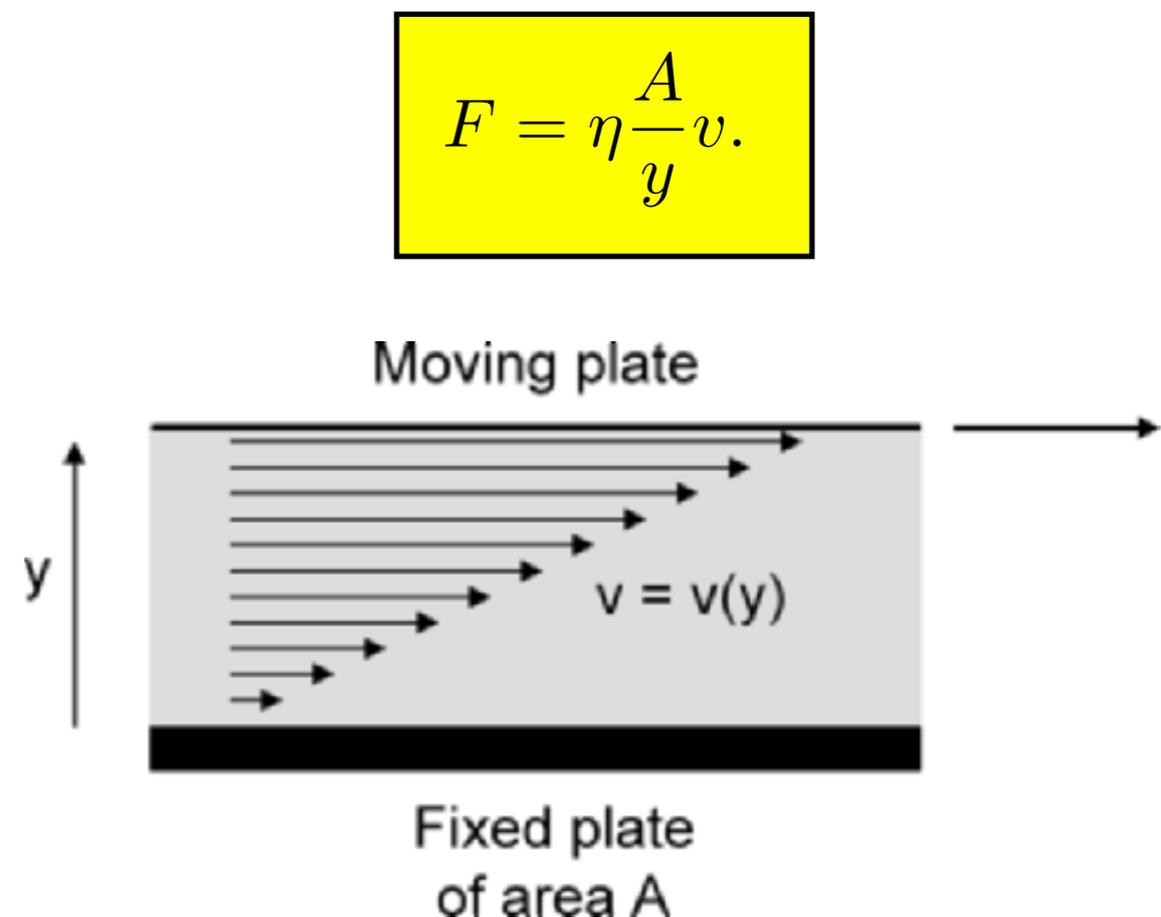
$$P_1 + \frac{1}{2}\rho u_1^2 + \rho g y_1 = P_2 + \frac{1}{2}\rho u_2^2 + \rho g y_2.$$

$$Q = A_1 u_1 = A_2 u_2.$$

A Equação de Bernoulli prevê que a pressão não muda durante o fluxo se a área da seção transversal e a altura não mudar

Isso é verdade para um fluido ideal não viscoso.

- Viscosidade é o atrito/fricção durante o fluxo.
- Viscosidade causa uma queda na pressão durante o fluxo.
- O coeficiente de viscosidade η , surge como uma constante de proporcionalidade entre a força tangencial (shear force) necessária para mover uma camada de fluido de área A , a uma velocidade constante v , na direção x , quando a camada está a uma distância y de uma outra placa estacionária



Fluidos Viscosos

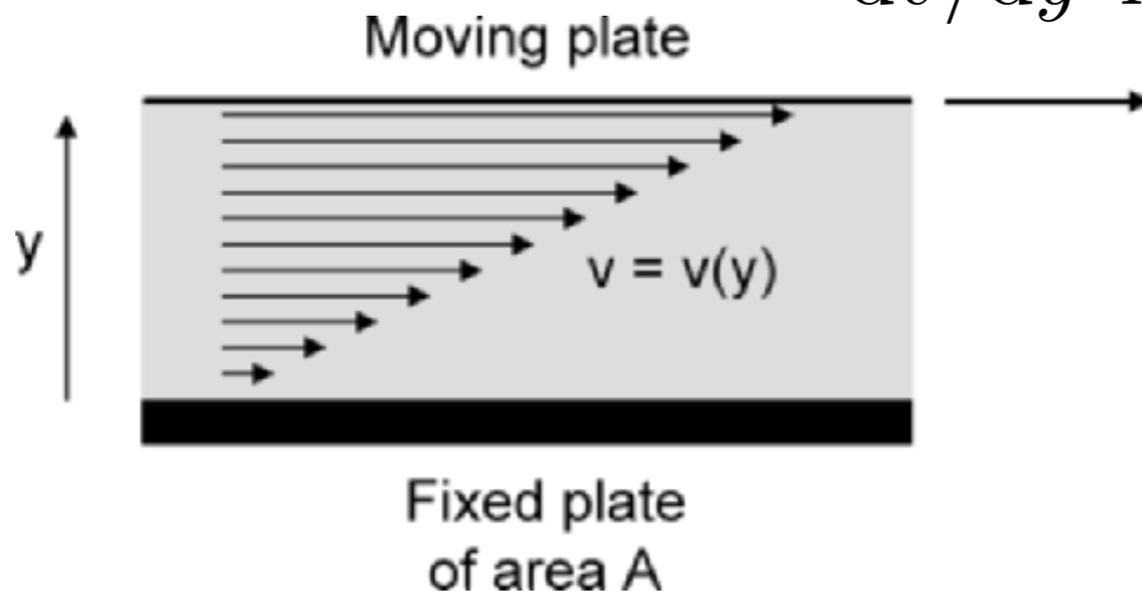
$$F = \eta \frac{A}{y} v.$$

$$\tau = F/A$$

Shear Stress

$$\tau = \eta \frac{dv}{dy},$$

dv/dy is called the *shear rate*.



Fluidos caracterizados por essas equações são ditos Newtonianos

Por causa dessa resistência deve existir um gradiente de pressão para manter esse fluxo. A relação entre essa queda de pressão e a taxa de fluxo volumétrico Q é dada pela Lei de

Poiseuille

$$\Delta P = \frac{8\eta L}{\pi R^4} Q.$$

Que pode ser visto como a queda de pressão quando existe um fluxo em um tubo

Fluidos Viscosos

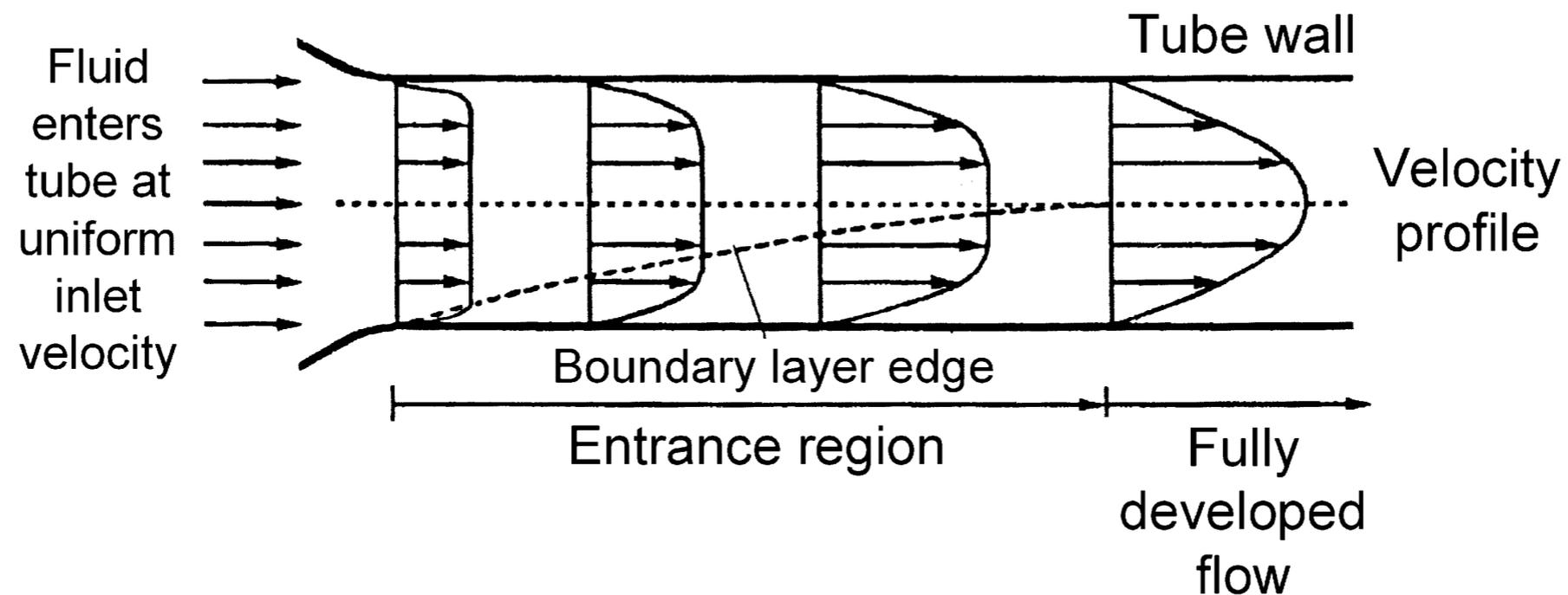


Fig. 7.11. Establishment of steady-state Newtonian flow into the parabolic velocity profile (in the fully developed flow). (From [351], based on [355]. Courtesy of Robert A. Freitas Jr., Nanomedicine, Vol. 1 (1999), <http://www.nanomedicine.com>)

Fluidos Viscosos

FLUID	SHEAR STRESS	PHYSICAL BEHAVIOR
Ideal	$\tau = 0$	
Newtonian	$\tau = \eta \frac{dv}{dy}$	
Non-Newtonian	$\tau = \eta \left(\frac{dv}{dy} \right)^n$	
Ideal Plastic	$\tau = \tau_y + \eta \left(\frac{dv}{dy} \right)$	
Viscoelastic	$\tau + \left(\frac{\mu}{\lambda} \right) \dot{\tau} = \eta \left(\frac{dv}{dy} \right)$	
$\tau_y =$ yield stress $\eta =$ coefficient of viscosity		$\lambda =$ rigidity modulus $n =$ constant

Fig. 7.12. Newtonian and non-Newtonian fluid flow. (From [357])

Viscosidade

material	T ($^{\circ}\text{C}$)	η	
water	0	1.78×10^{-3}	
	20	1.00×10^{-3}	
	37	0.69×10^{-3}	
	50	0.55×10^{-3}	
	100	0.28×10^{-3}	
blood plasma	37	1.5×10^{-3}	
whole blood ^a	37	$\sim 4.0 \times 10^{-3}$	
		low shear rate, Hct = 45%	$\sim 100 \times 10^{-3}$
		low shear rate, Hct = 90%	$\sim 1,000 \times 10^{-3}$
		high shear rate, Hct = 45%	$\sim 10 \times 10^{-3}$
low shear rate, Hct = 90%	$\sim 100 \times 10^{-3}$		
cerebrospinal fluid	20	1.02×10^{-3}	
interstitial fluid	37	$1.0\text{--}1.1 \times 10^{-3}$	
human tears	37	$0.73\text{--}0.97 \times 10^{-3}$	
synovial fluid ^b	20	>0.3	
castor oil	20	1	
motor oil, SAE 10	20	0.065	
motor oil, SAE 50	20	0.54	
machine oil, heavy	37	0.13	
machine oil, light	37	0.035	
ethylene glycol	37	0.011	
mercury, liquid	37	1.465×10^{-3}	
methanol	37	0.47×10^{-3}	
ketchup	20	50	
peanut butter	20	250	
glass (anneal)	720–920 K	2.5×10^{12}	
	(blowing)	$\sim 1,300$ K	$\sim 1 \times 10^6$
(furnace)	1,500–1,700 K	$\sim 1 \times 10^2$	
air	20	1.8×10^{-5}	
	100	2.1×10^{-5}	

Hct - hematocrit é a fração de células vermelhas no sangue

Modelo de velocidade

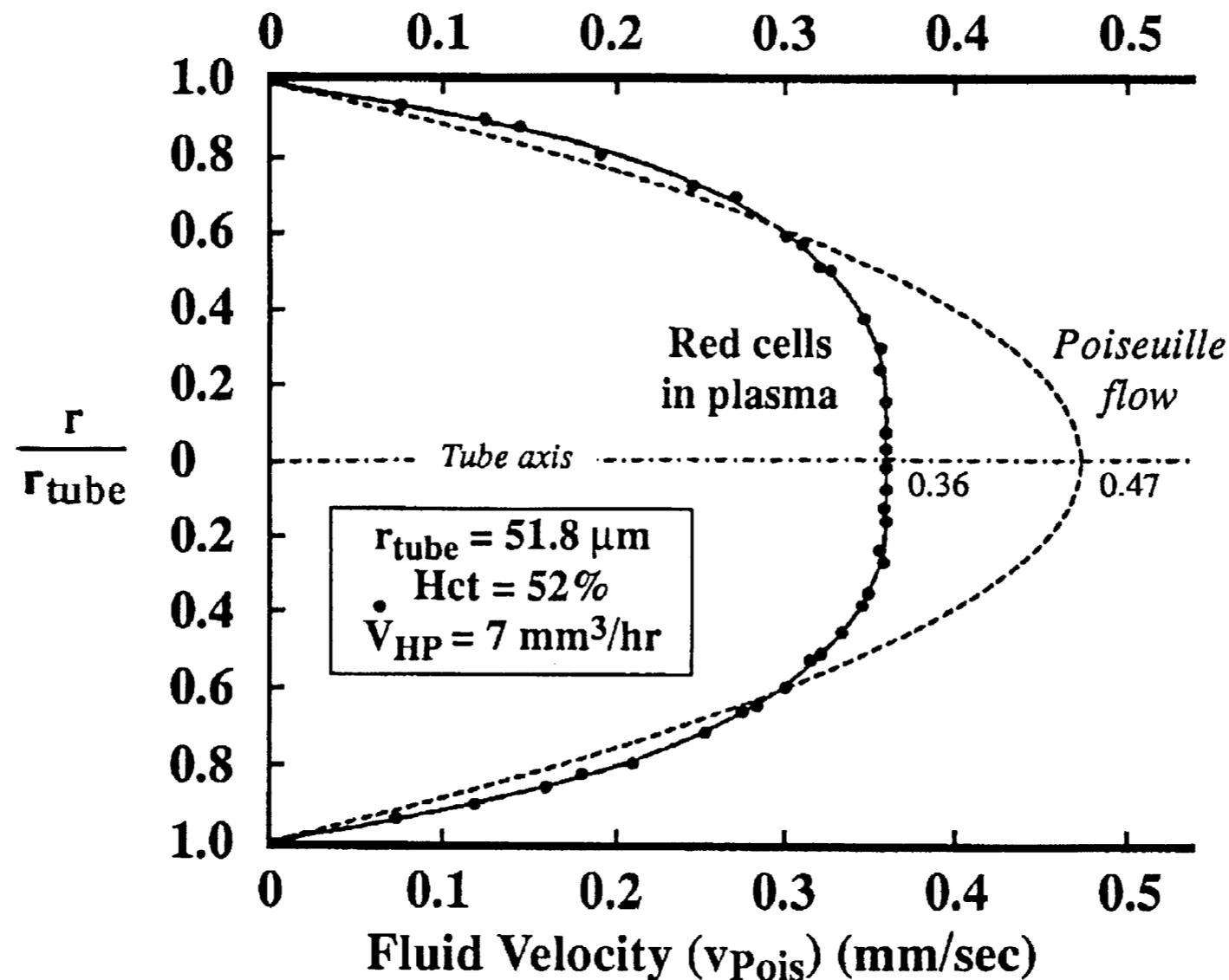


Fig. 7.13. Velocity flow profile of whole blood is blunted relative to the ideal parabolic flow of a Newtonian fluid. (From [351], based on [355]. Courtesy of Robert A. Freitas Jr., Nanomedicine, Vol. 1 (1999), <http://www.nanomedicine.com>)

Sistema Circulatório

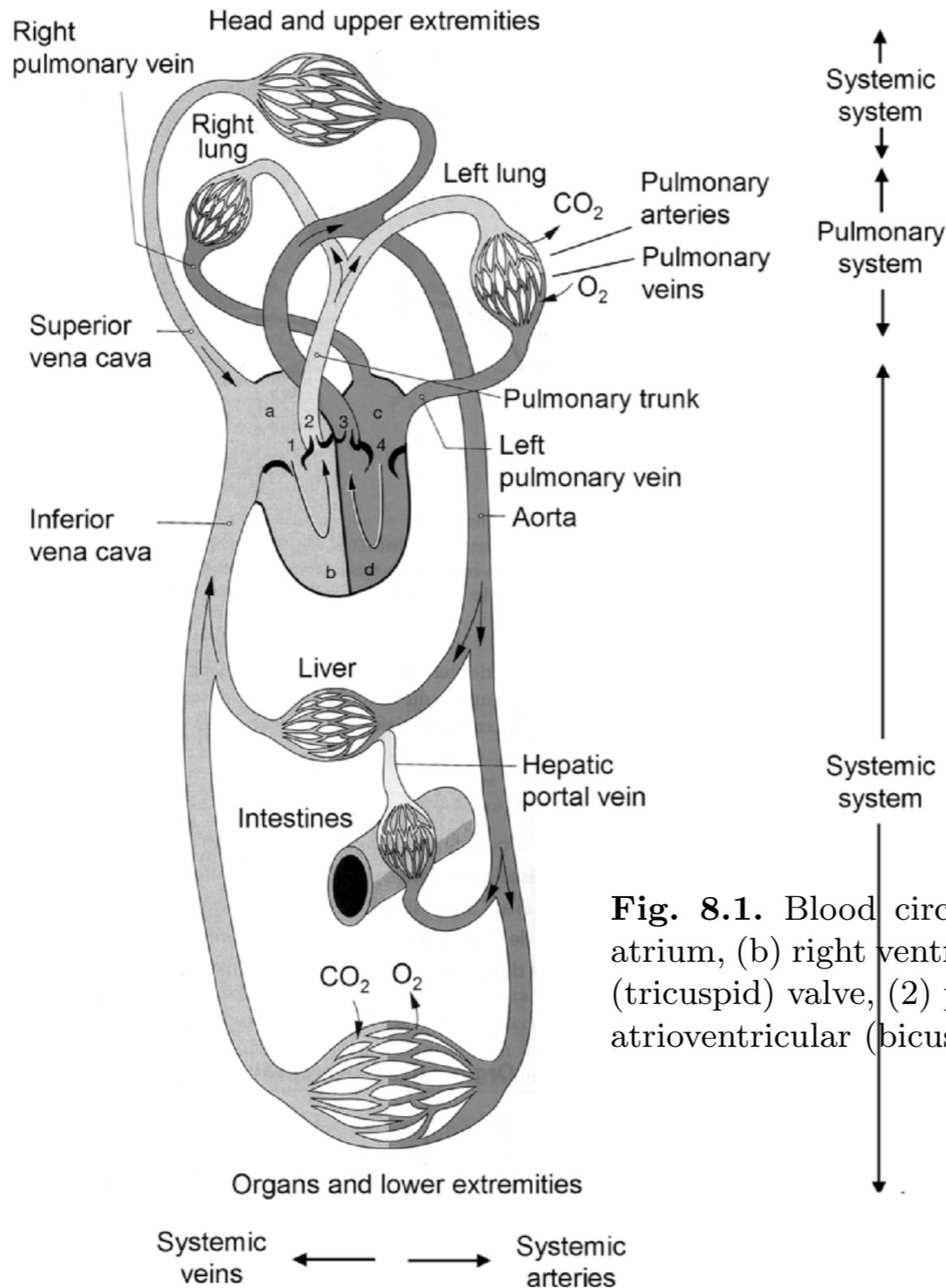


Fig. 8.1. Blood circulation system, and labeled within the heart: the (a) right atrium, (b) right ventricle, (c) left atrium, (d) left ventricle, (1) right atrioventricular (tricuspid) valve, (2) pulmonary semilunar valve, (3) aortic semilunar valve, (4) left atrioventricular (bicuspid, mitral) valve. (From [416])

- O fluxo de sangue do coração possui dois sistemas distintos: a circulação pulmonar (CP) e a circulação sistêmica (CS).
- O fluxo de sangue Q nos dois é o mesmo
- Na CP o sangue dispensa CO₂ e pega O₂, na CS ocorre o oposto

Sistema Circulatório

Table 8.1. Normal resting values of blood pressure, with system volumes

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

Sistema Circulatório

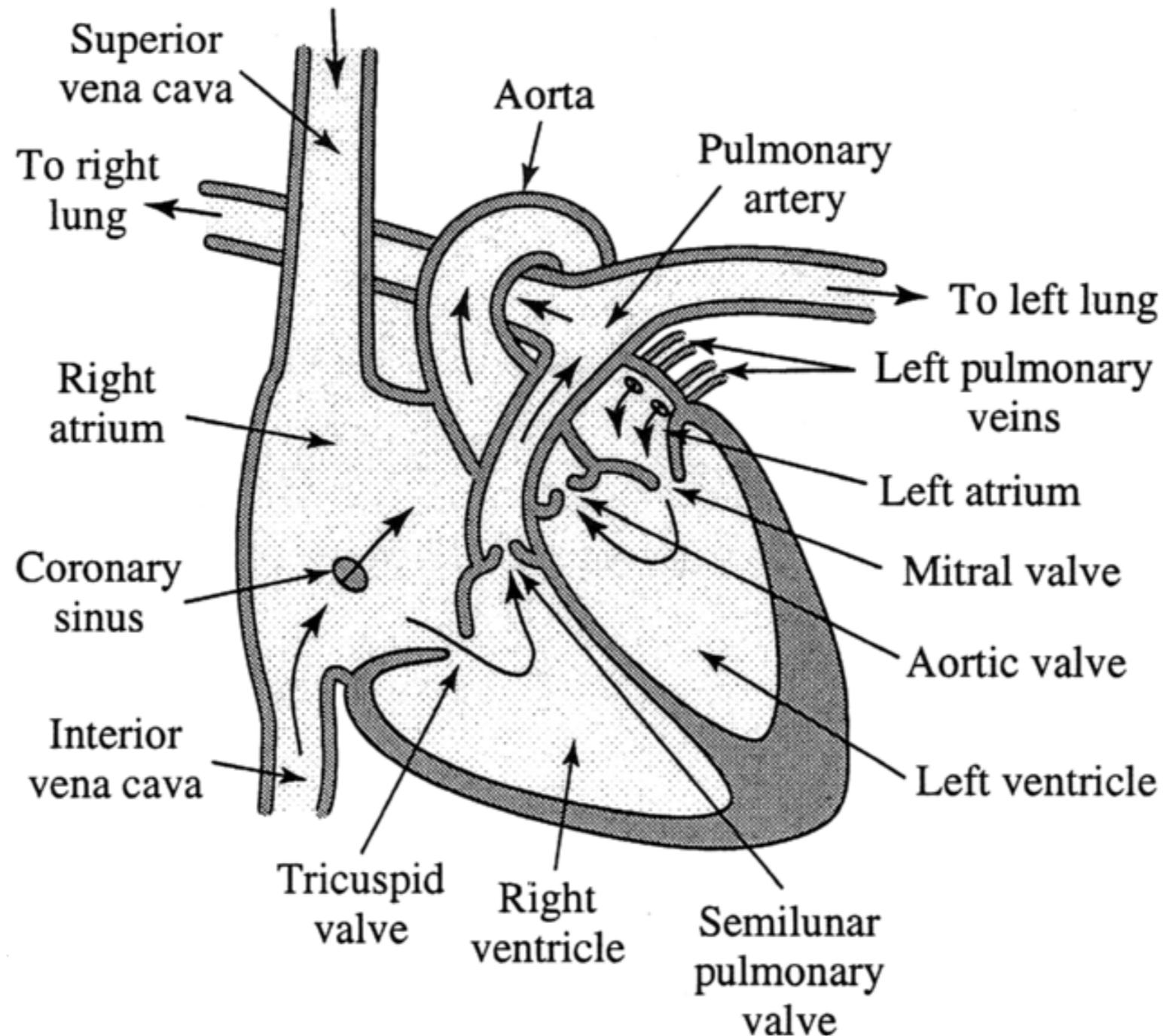


Fig. 8.2. Diagram of the heart, with its principle chambers, valves, and vessels.
(From [367])

Sistema Circulatorio

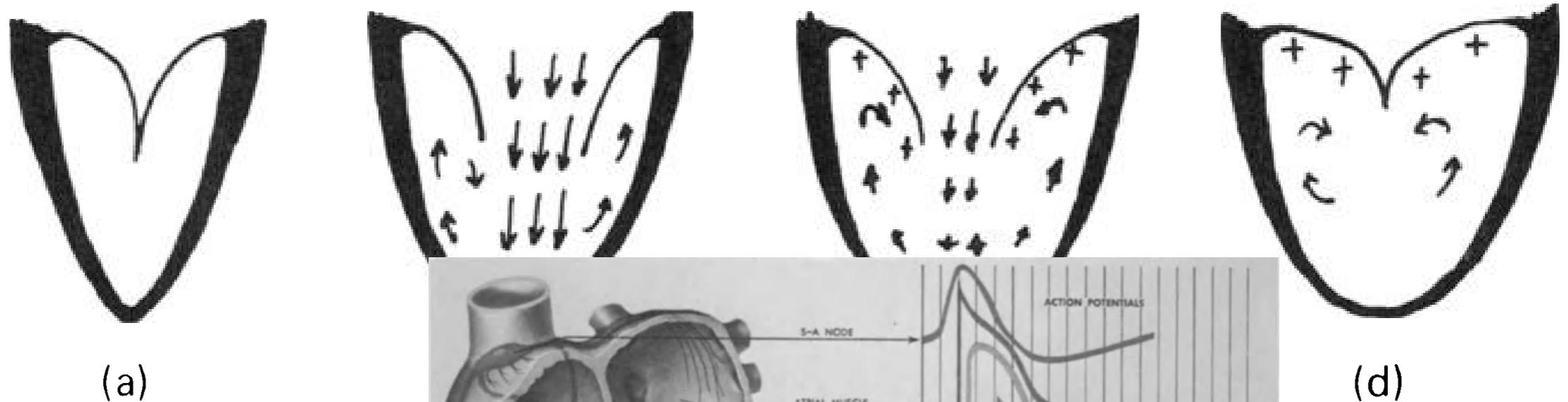


Figure 1.5:1 The operation of the mitral valve. (a) Mitral valve wide open, jet rushing in creates a pressure gradient. (b) Mitral valve

(c) Mitral valve the deceleration of the fluid as it enters the ventricle. (d) Mitral valve closed.

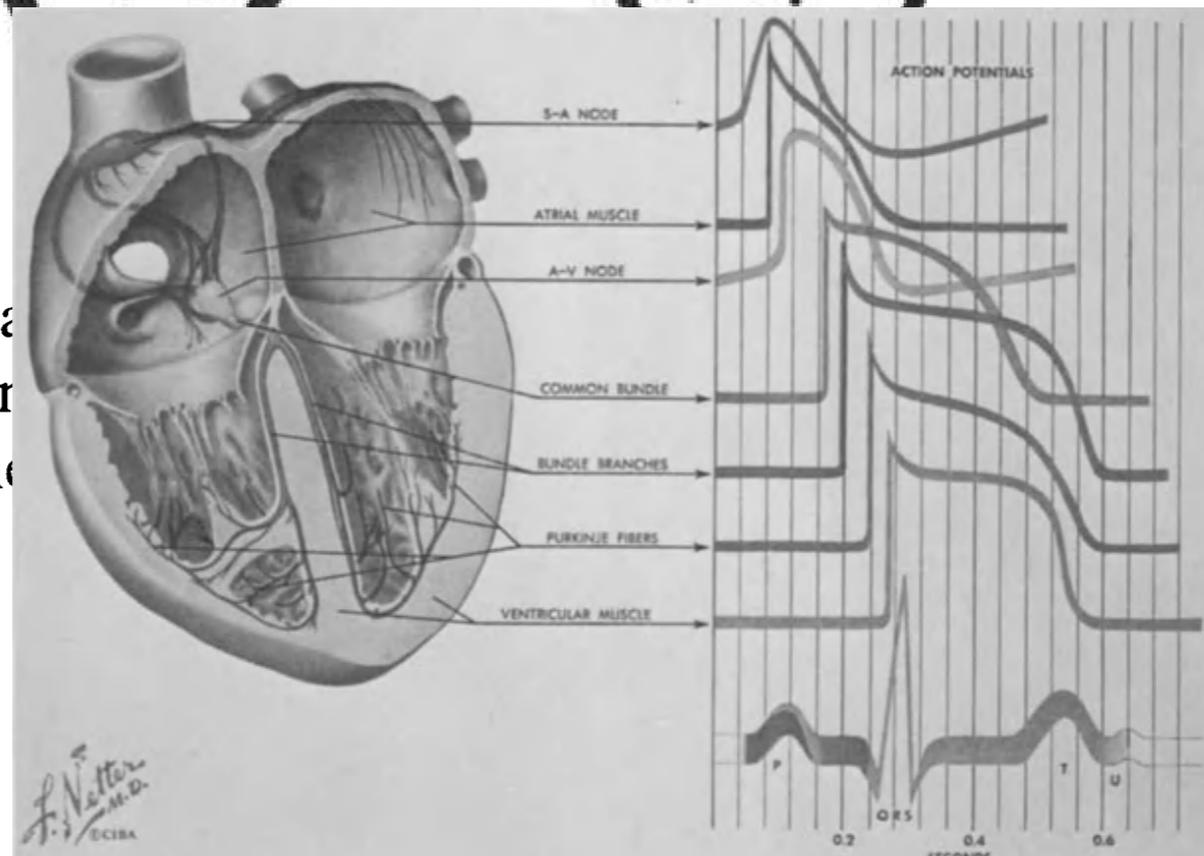
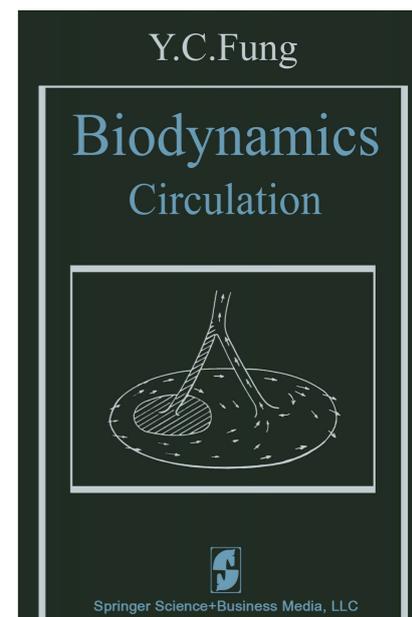
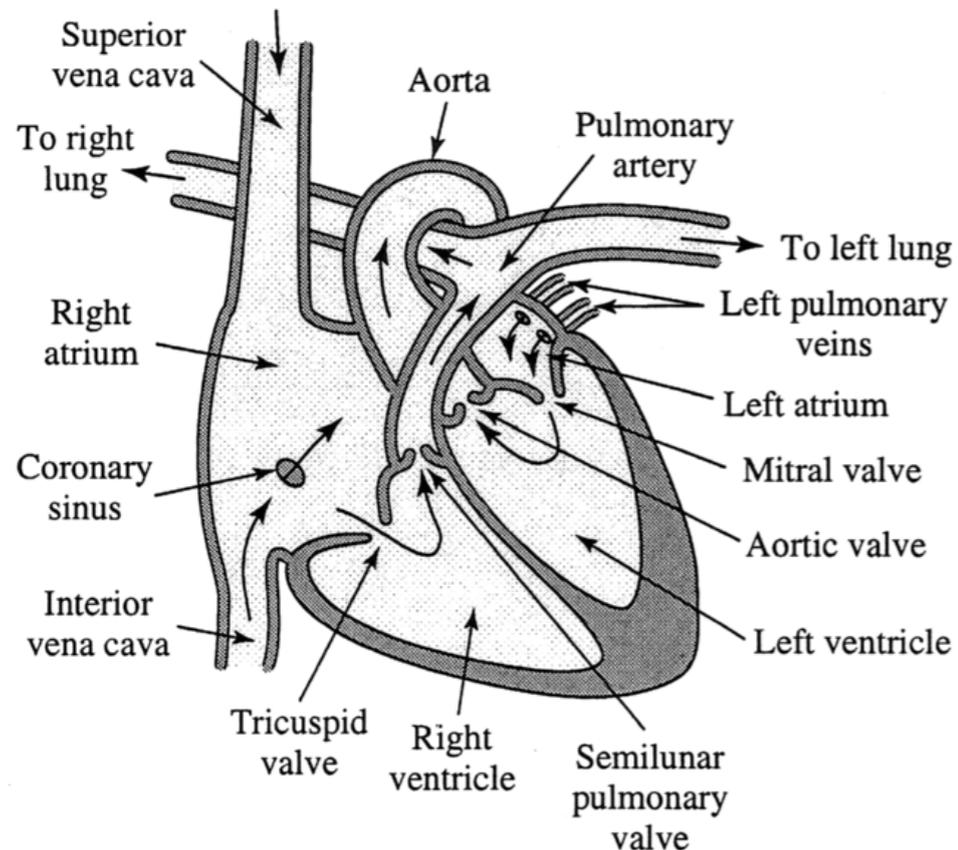


Figure 2.3:1 The electric system of the heart and the action potentials at various locations in the heart. From Frank Netter (1969). © Copyright 1969, CIBA Pharmaceutical Company, Division of CIBA-GEIGY Corporation. Reprinted with permission from THE CIBA COLLECTION OF MEDICAL ILLUSTRATIONS illustrated by Frank H. Netter, M.D. All rights reserved.



Sistema Circulatório



- O sistema circulatório possui estágios bastante controlados:
- O primeiro estágio é a diástole onde as veias enchem ambos os **átrios** do coração, enquanto ambos os ventrículos estão relaxados.
- No segundo estágio, sístole, o músculo cardíaco (miocárdio) do lado direito e do lado esquerdo dos **átrios** contraem, bombeando sangue pelas válvulas atrioventricular respectivamente em ambos os **ventrículos** ao mesmo tempo (todavia ~75% do sangue chega aos ventrículos antes dessa contração).
- No primeiro passo da sístole, ambos os **ventrículos** contraem (isovolumetricamente) ao mesmo tempo, e no segundo passo eles ejetam o sangue na artéria pulmonar e na aorta respectivamente.
- A pressão sistólica ocorre nesse segundo estágio.

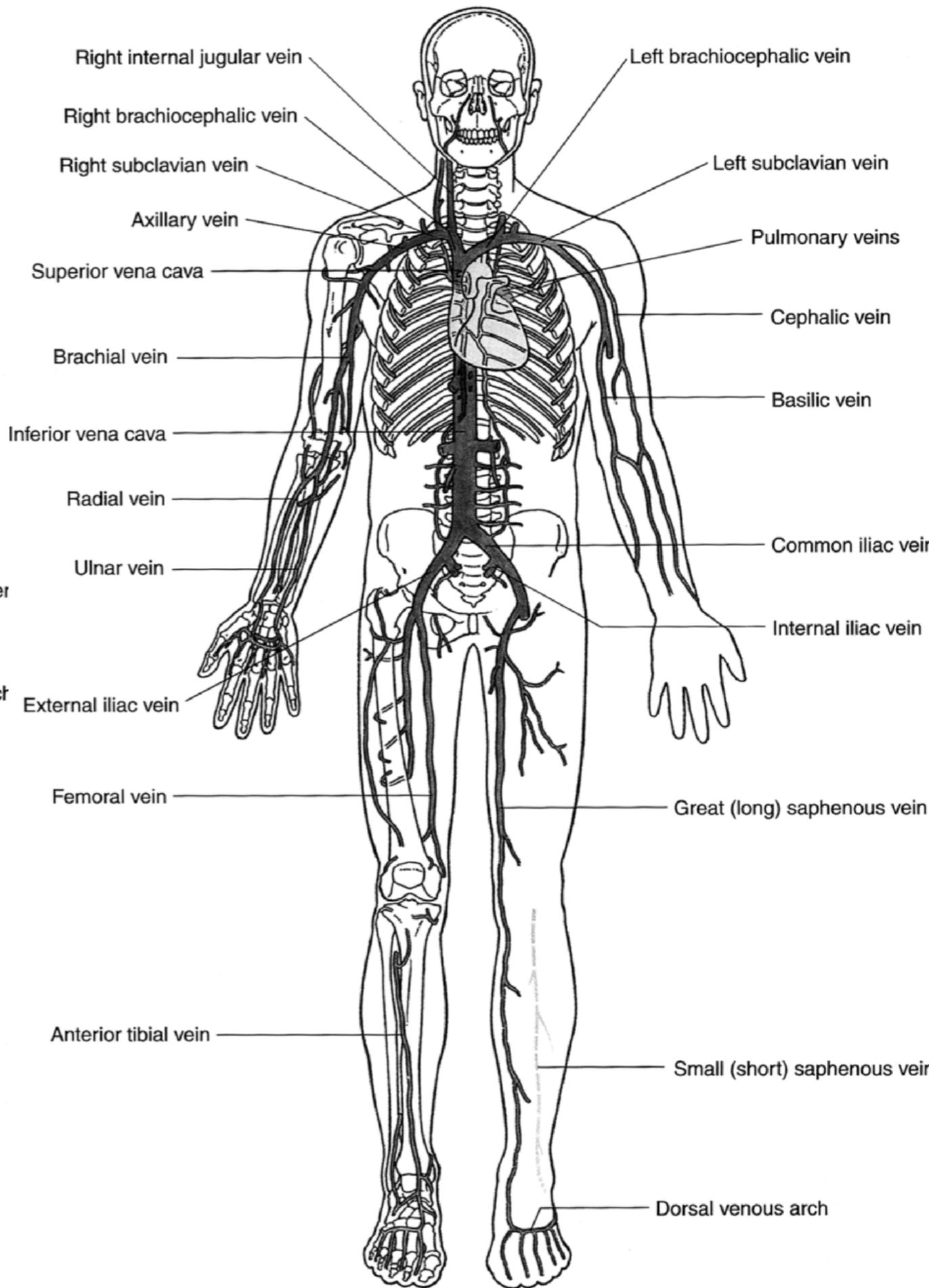
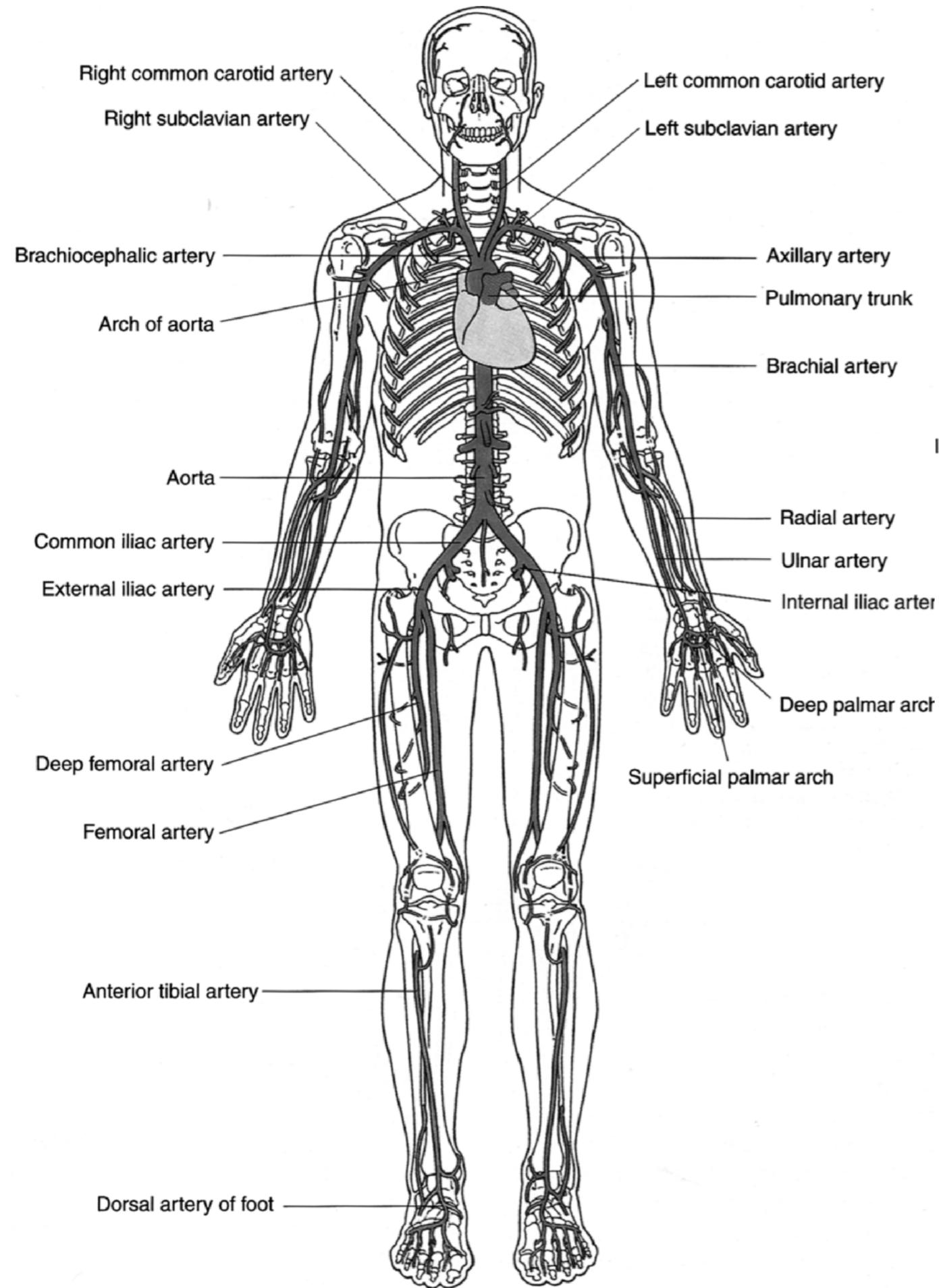


Table 8.2. Approximate quantification of individual vessels in the human circulatory system. (Using data from [382])

vessel	diameter (mm)	length (mm)	wall thickness (μm)	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

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

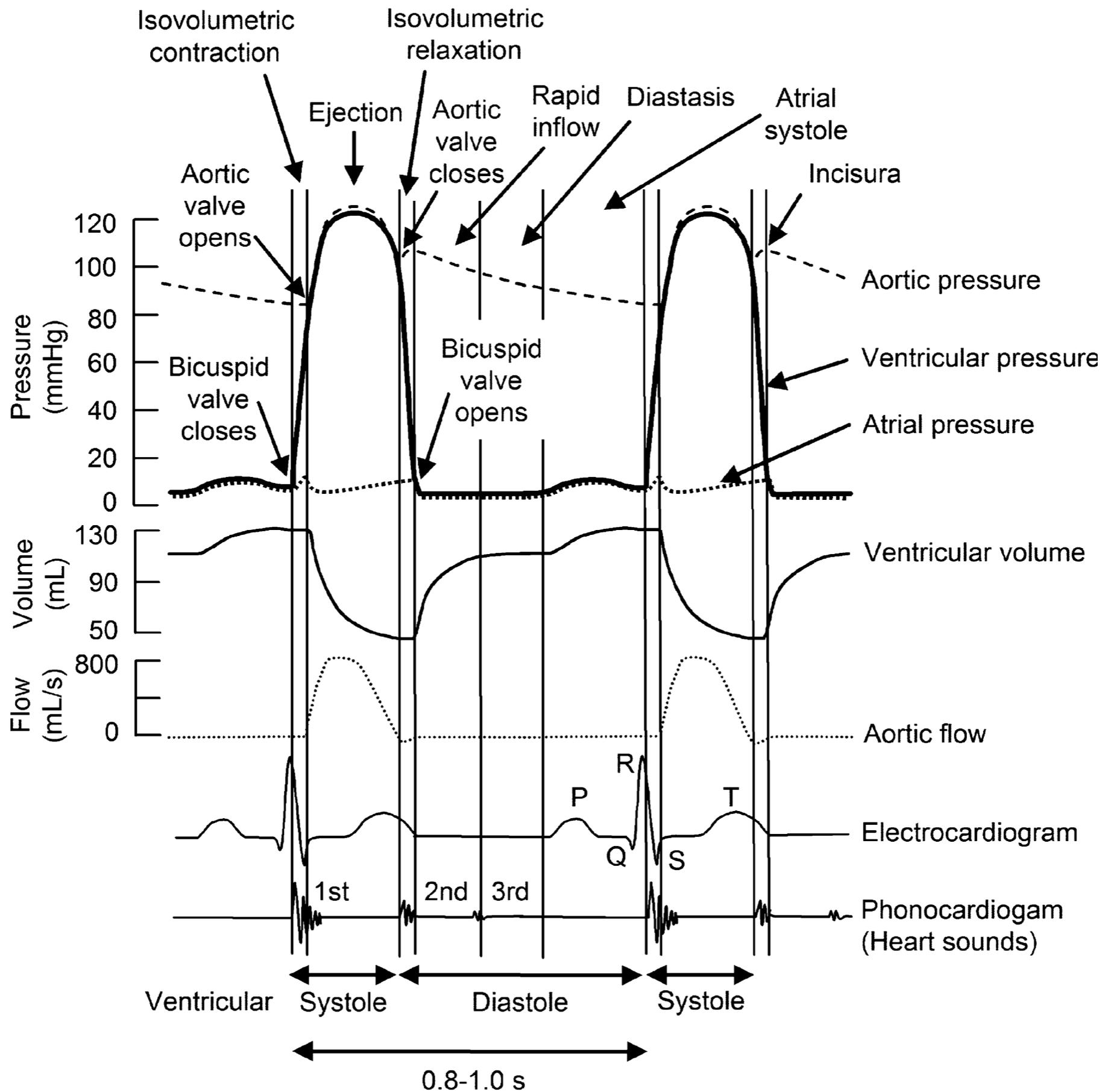
^aThere are really two vena cavae.

Table 8.3. Approximate quantification of total vessel systems in the human circulatory system. (Using data from [382])

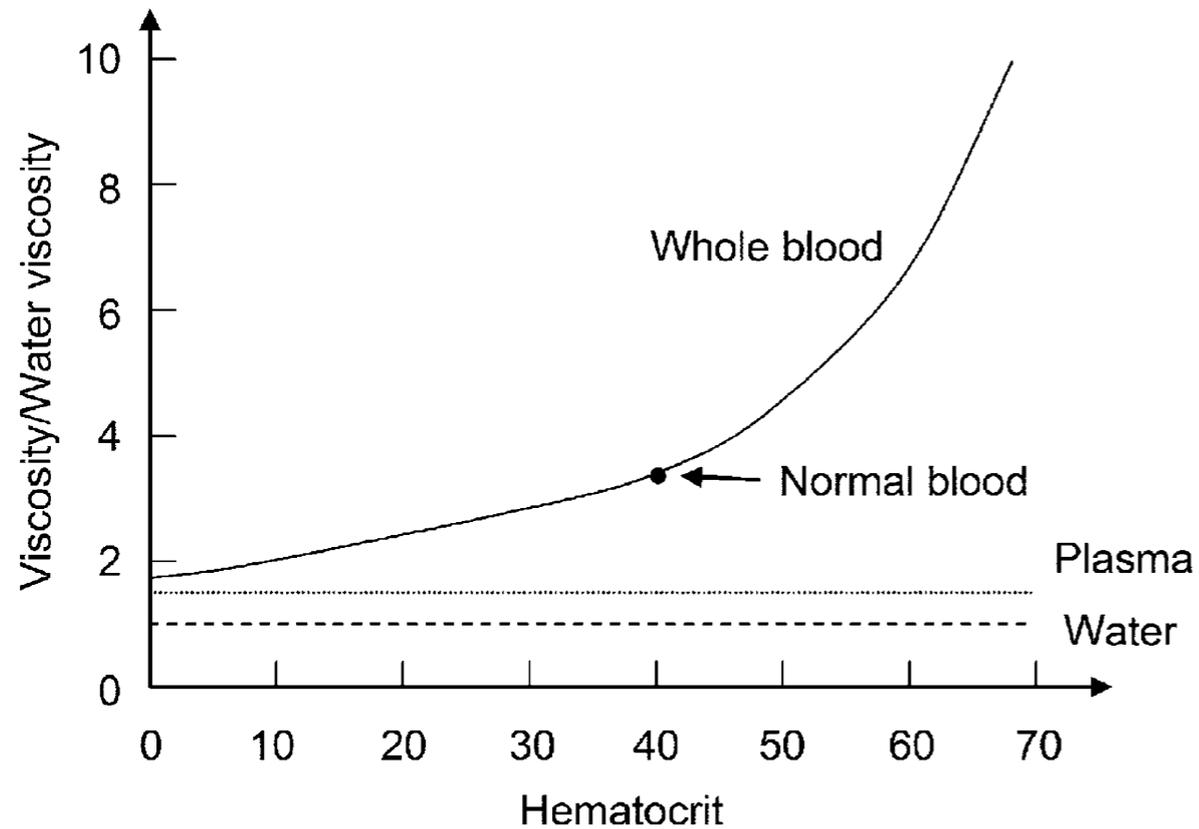
vessel	number	total length (mm)	total surface area (mm ²)	total blood volume (mm ³)
aorta	1	400	31,400	200,000
large arteries	40	8,000	163,000	260,000
main artery branches	500	50,000	377,000	220,000
terminal artery branches	11,000	110,000	415,000	120,000
arterioles	4,500,000	9,000,000	2,800,000	70,000
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.

^aThere are really two vena cavae.



Física da Circulação



- O Sangue é um fluido altamente não Newtoniano.

Fig. 8.10. Blood viscosity vs. hematocrit. (Based on [390])