# Física do Corpo Humano

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



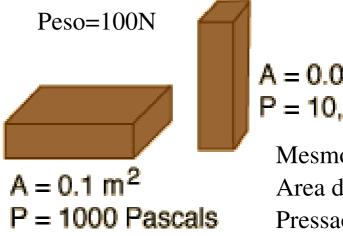
Circulação

## Pressão (Definição)



$$Pressão = \frac{Força}{\acute{A}rea}$$

$$P = \frac{F}{A}$$
$$= \frac{mg}{A} \frac{h}{h}$$
$$= \rho g h$$



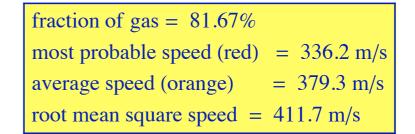
 $A = 0.01 \text{ m}^2$ P = 10,000 Pascals

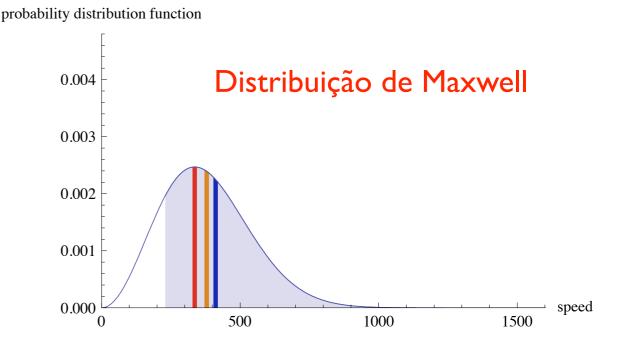
Mesmo peso Area diferente Pressao diferente

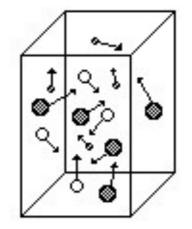
### Pressão (Teoria Cinética dos Gases)

#### Pilares da Teoria Cinética dos Gases

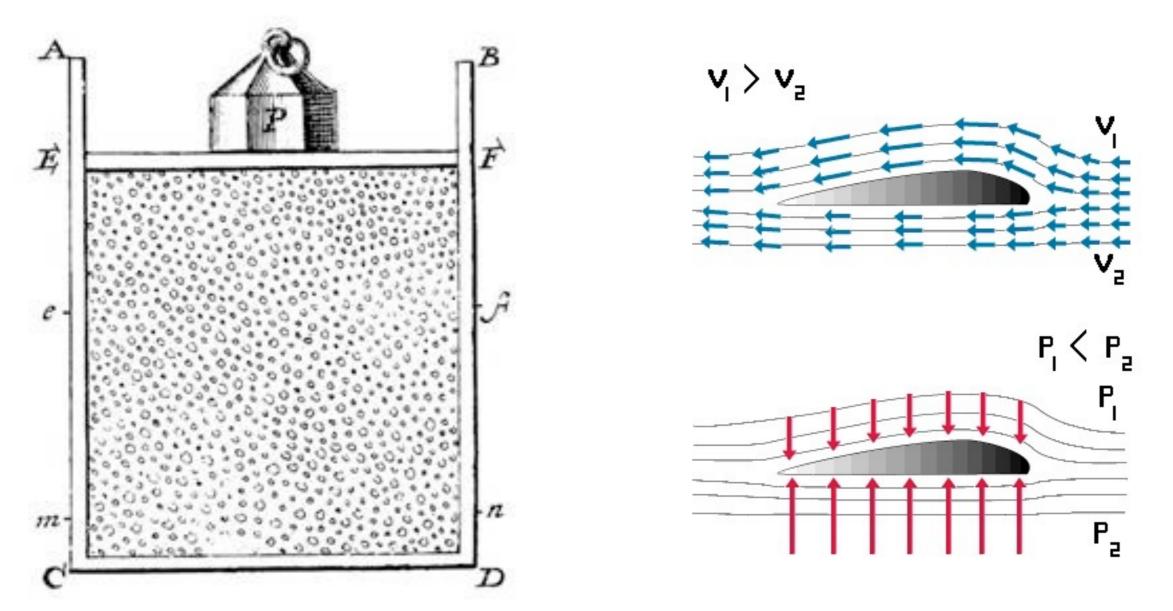
- O número de moléculas é muito grande, mas a separação é grande comparado com o tamanho das moléculas
- Moléculas movem aleatoriamente, todavia a distribuição das velocidades é constante
- Moléculas colidem entre si e nas paredes (como bolas de sinuca), nenhuma outra força é considerada
- Moléculas obedecem a lei de Newton para o movimento







### Pressão (Teoria Cinética dos Gases)



R = 8.31 J/mol-K T é a temperatura em K n = N/V, N é o número total de moléculas  $R = N_A k_B, N_A$  é o número Avogadro,  $6.02 \times 10^{23}$  $k_B$  é a constante de Boltzmann,  $1.381 \times 10^{-23}$ 

P = nRT

# 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	$\sim 21  30$
cerebrospinal fluid pressure	
in brain – lying down	5 - 12
gastrointestinal	10 - 12
skeleton	
long leg bones, standing	${\sim}7{,}600~(10~{\rm atm.})$
urinary bladder pressure	
voiding pressure	$15-30 (20-40 \mathrm{cmH_2O})$
momentary, up to	$120 (150 \mathrm{cmH_2O})$
intrathoracic	
between lung and chest wall	-10
-	

#### [Physics of the Human Body - Herman]

#### Pressão (Corpo) Pressure Cuff pressure (mmHg) Systolic pressure Psystolic 120 80 Pressure Diastolic pressure 40 Ρ 0 diastolic 1 sec Time C Stethoscope Cuff

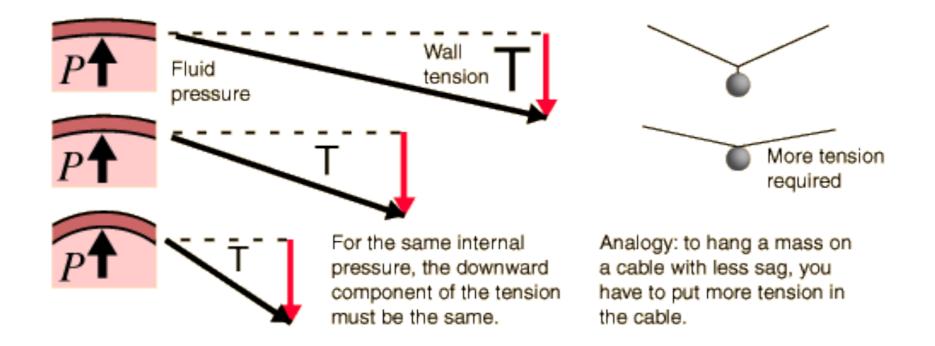
Fig. 7.2. Measuring blood pressure with a sphygmomanometer, listening to Korotkoff sounds (of varying levels during the turbulent flow shown in A-C). (Listening to sounds is called *auscultation*). (From [364])

## Lei de Laplace

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

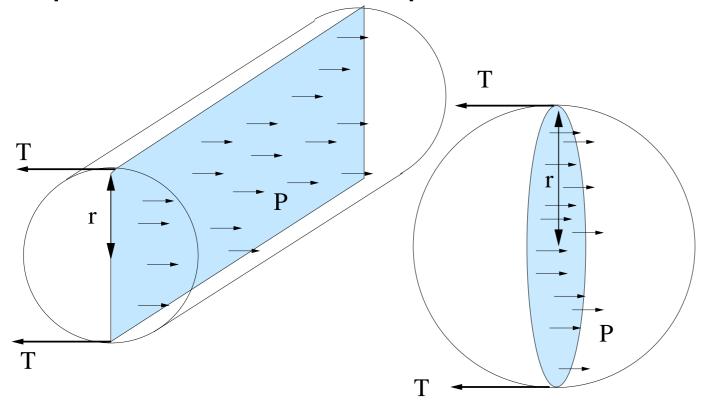
$$\Delta P = P - P_{\rm ext}$$

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



## Lei de Laplace

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



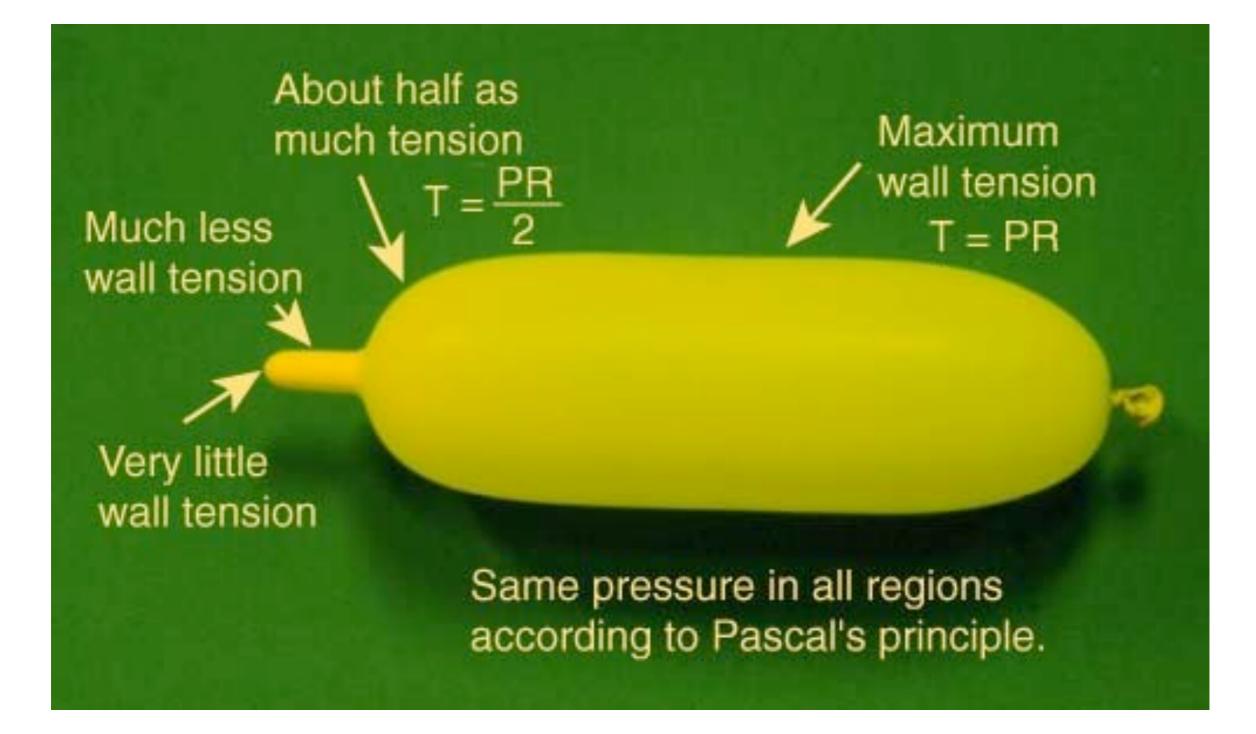
Para vasos cilíndricos:

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

Para vasos esféricos:

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

### Lei de Laplace



# Fluidos em Movimento

### 5 atributos, o Fluxo pode ser:

- laminar ou turbulento. O numero de Reynolds, *Re*, é um variável adimensional que divide esses dois regimes.
- compressivo (gases) ou incompressivo (liquidos)
- viscoso ou não viscoso (superfluidos)
- rotacional (vortices) ou irrotacional
- constante ou pulsátil

Reynolds: Razão entre as forças inerciais e as viscosas  $(\rho u^2/2; \rho u^2 \text{ is used here})$  $(\rho \eta u/d)$  $Re = \frac{\rho u^2}{\rho \eta u/d} = \frac{\rho u d}{\eta} = \frac{u d}{v},$ where  $v = \eta/\rho$  is the coefficient of *kinematic viscosity*.

Geralmente, para um fluido em um tubo, Re<2000 o fluxo é laminar e para Re>2000 turbulento

## Fluidos em Movimento

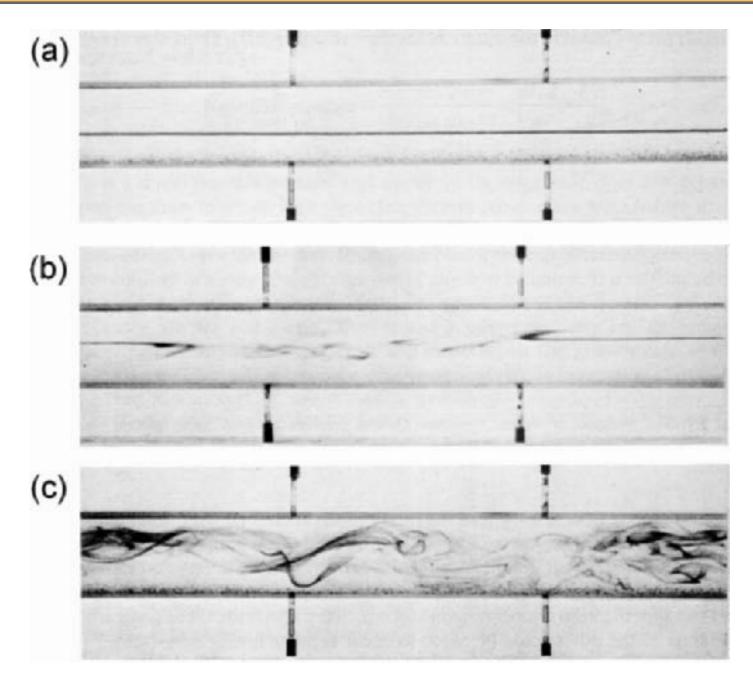


Fig. 7.5. Motion of a filament of dye in a straight pipe, showing  $(\mathbf{a})$  steady, laminar flow at low Re,  $(\mathbf{b})$  short bursts of turbulence for Re above the critical value, and  $(\mathbf{c})$  fully turbulent flow with random motion of the dye streak for higher Re. (From [346]. Used with permission of Oxford University Press)

## Lei da Continuidade

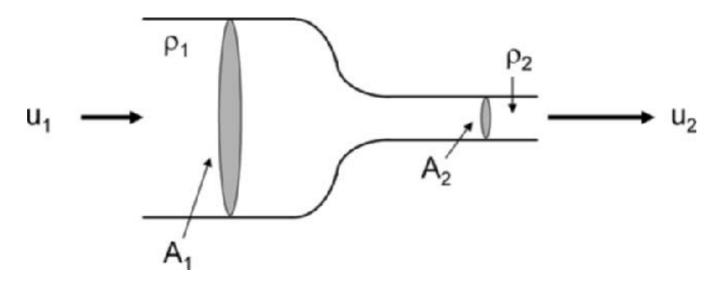


Fig. 7.6. Continuity of flow when the tube cross-sectional area changes

Área x Distância = Volume, consequentemente 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:

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

## Principio de Bernoulli

A Equação de Bernoulli relaciona a média da velocidade do fluxo *u*, pressão *P*, e altura *y* para um fluido incompreensível, 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

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

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

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

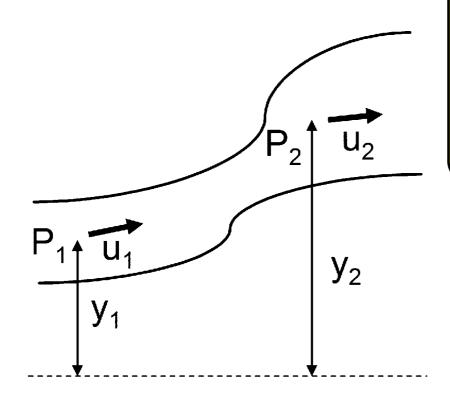
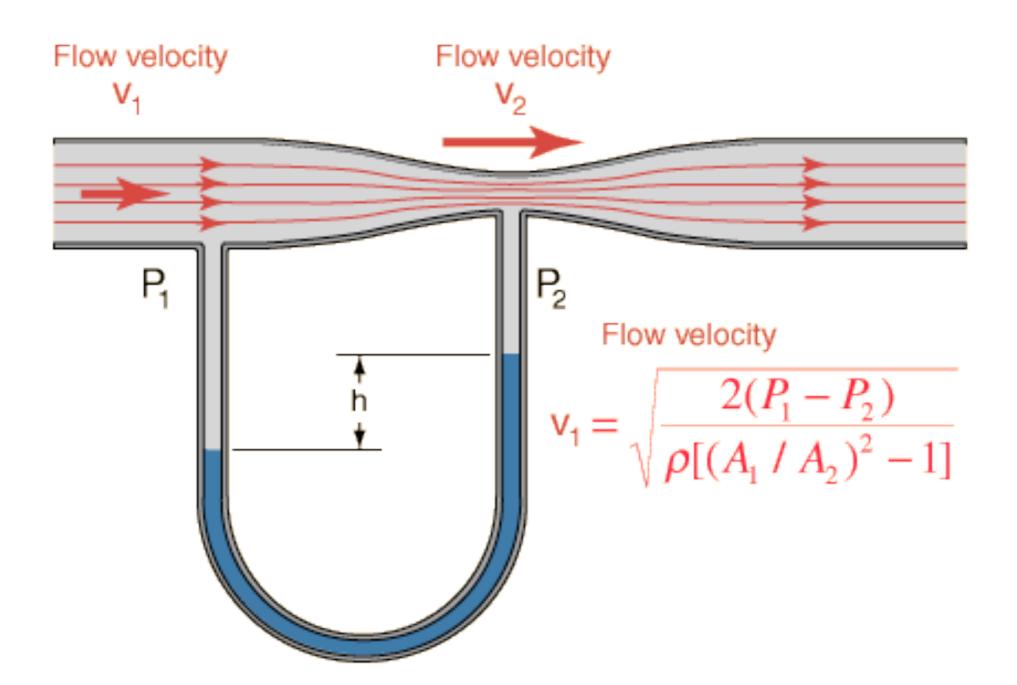
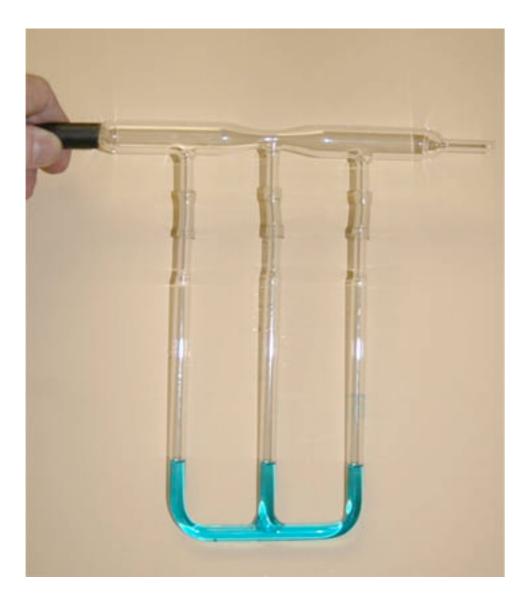


Fig. 7.7. For irrotational and nonviscous flow, the pressure, flow speed, and height are related by Bernoulli's equation along any streamline

### Venturi



### Venturi





### 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:

Complacência:

Inertância:

$$R_{\rm flow} = \frac{\Delta P}{Q}.$$
$$C_{\rm flow} = \frac{\Delta V}{\Delta P}.$$

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

# Análogos

Position, volume charge	Position, x (m)	Volume, V (m <sup>3</sup> , cm <sup>3</sup> )	Charge, q (coulomb)	Volume, V or X (m <sup>3</sup> )
Current flow	Speed, v (m/s)	Volume flow, Q (m <sup>3</sup> /s, cm <sup>3</sup> /s)	Current, I (amp)	Volume current, dX/dt or U (m <sup>3</sup> /s)
Driving force	Force, F (N)	Pressure, P (N/m <sup>2</sup> )	Voltage, V (volt)	Pressure, P (N/m <sup>2</sup> )
Resistance		—_ <b> </b>	-////-	
	Mechanical resistance, Γ <sub>mech</sub> (or dashpot, c, N-s/m, as shown)	Viscosity (in shown dashpot, η, N-s/m²)	Electrical resistance, R <sub>elect</sub> (ohm)	Acoustic resistance, R <sub>acoust</sub> (acoustical ohm, kg/m <sup>4</sup> -s <sup>2</sup> )
Inductance, Mass,				
Inertance	Mass, M (kg)	Mass, M (kg) (and mass density)	Inductance, L (henry)	Inertance, M <sub>acoust</sub> (kg/m <sup>4</sup> )
Capacitance, Compliance	 Compliance, C <sub>mech</sub>	-		
	(spring, k, N/m)		Electrical capacitance, C <sub>elect</sub> (farad)	Acoustic capacitance, C <sub>acoust</sub> (kg <sup>5/</sup> /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, $V_{\rm flow}$ (m <sup>3</sup> )	charge, $q$ (C, coulomb)
blood flow rate, $Q  (m^3/s)$	current, $I$ (A, ampere)
pressure, $\Delta P \ (N/m^2)$	voltage, $V_{\text{elect}}$ (V, volt)
vascular resistance, $R_{\rm flow}$ (N-s/m <sup>5</sup> )	resistance, $R_{\text{elect}}$ ( $\Omega$ , ohm)
inertance, $L_{\rm flow} \ (\rm kg/m^4)$	inductance, $L_{\text{elect}}$ (H, henry)
compliance, $C_{\text{flow}} (\text{m}^5/\text{N-s})$	capacitance, $C_{\text{elect}}$ (F, farad)

$$P_1 + \frac{1}{2}\rho u_1^2 + \rho g y_1 = P_2 + \frac{1}{2}\rho u_2^2 + \rho g y_2.$$
$$Q = A_1 u_1 = A_2 u_2.$$

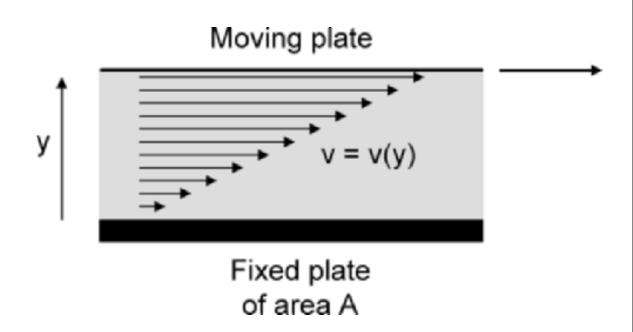
A Equação de Bernoulli prevê que a pressão não muda durante o fluxo se a área da seção transversal e a altura não mudar

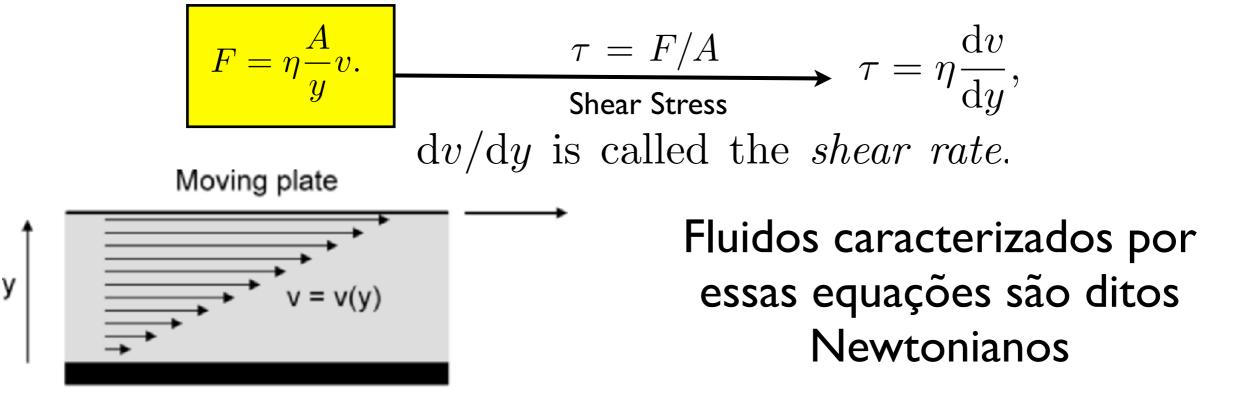
Isso é verdade para um fluido ideal não viscoso.

Viscosidade é o atrito/fricção durante o fluxo.

• Viscosidade causa uma queda na pressão durante o fluxo.

• O coeficiente de viscosidade  $\eta$ , 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  $F = \eta \frac{A}{y}v.$ 





Fixed plate of area A

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

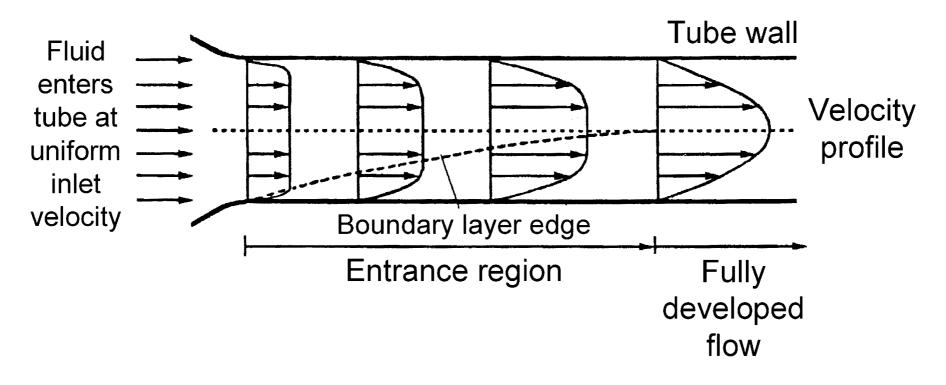


Fig. 7.11. Establishment of steady-state Newtonian flow into the parabolic velocity profile (in the fully developed flow). (From [351], based on [355]. Courtesy of Robert A. Freitas Jr., Nanomedicine, Vol. 1 (1999), http://www.nanomedicine.com)

FLUID	SHEAR STRESS	PHYSICAL BEHAVIOR
Ideal	<b>τ = 0</b>	Shear Stress Shear Rate
Newtonian	$\tau = \eta \frac{dv}{dy}$	Shear Stress Shear Rate
Non-Newtonian	$\tau = \eta \left(\frac{dv}{dy}\right)^n$	Shear Stress n<1.0 n>1.0 Shear Rate
Ideal Plastic	$\tau = \tau_y + \eta \left(\frac{dv}{dy}\right)$	Shear Stress Shear Rate
Viscoelastic	$\tau + \left(\frac{\mu}{\lambda}\right)\dot{\tau} = \eta\left(\frac{dv}{dy}\right)$	Shear Stress Shear Rate
$ τ_y = yield stress η = coefficient of viscosity $		$\lambda$ = rigidity modulus n = constant

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

Monday, June 3, 13

### Viscosidade

material	T (°C)	η
water	0	$1.78 \times 10^{-3}$
	20	$1.00 \times 10^{-3}$
	37	$0.69 \times 10^{-3}$
	50	$0.55 \times 10^{-3}$
	100	$0.28 \times 10^{-3}$
blood plasma	37	$1.5 \times 10^{-3}$
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	$1.02 \times 10^{-3}$
interstitial fluid	37	$1.0-1.1 \times 10^{-3}$
human tears	37	$0.73 – 0.97 \times 10^{-3}$
synovial fluid <sup><math>b</math></sup>	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	$1.465 \times 10^{-3}$
methanol	37	$0.47 \times 10^{-3}$
ketchup	20	50
peanut butter	20	250
glass (anneal)	$720–920\mathrm{K}$	$2.5 \times 10^{12}$
(blowing)	${\sim}1{,}300\mathrm{K}$	$\sim 1 \times 10^6$
(furnace)	$1,500 - 1,700\mathrm{K}$	$\sim 1 \times 10^2$
air	20	$1.8 \times 10^{-5}$
	100	$2.1 \times 10^{-5}$

### Hct - hematocrit é a fração de células vermelhas no sangue

### Modelo de velocidade

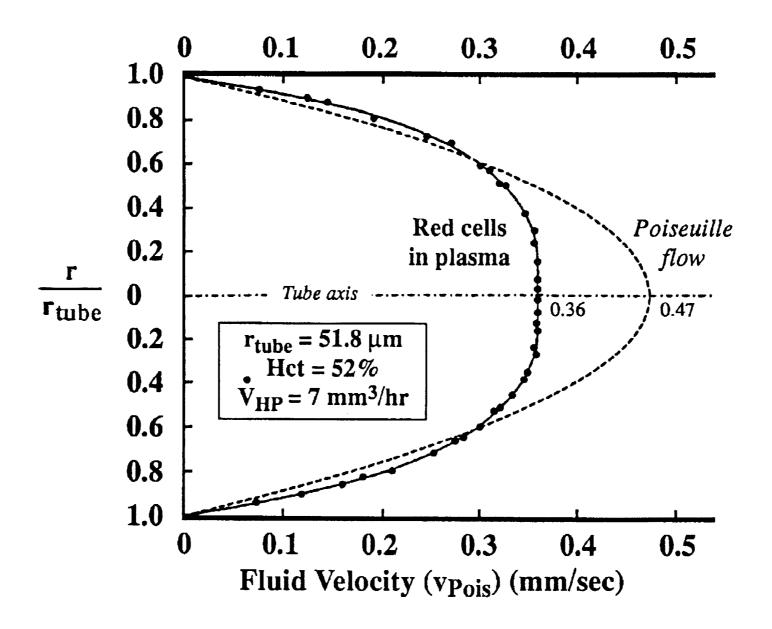


Fig. 7.13. Velocity flow profile of whole blood is blunted relative to the ideal parabolic flow of a Newtonian fluid. (From [351], based on [355]. Courtesy of Robert A. Freitas Jr., Nanomedicine, Vol. 1 (1999), http://www.nanomedicine.com)

### Difusão

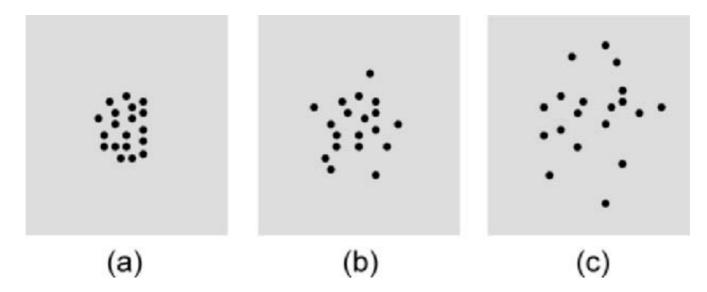
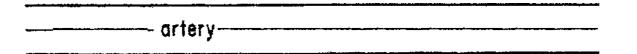
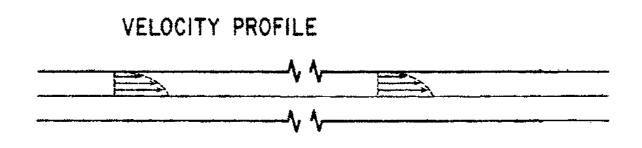


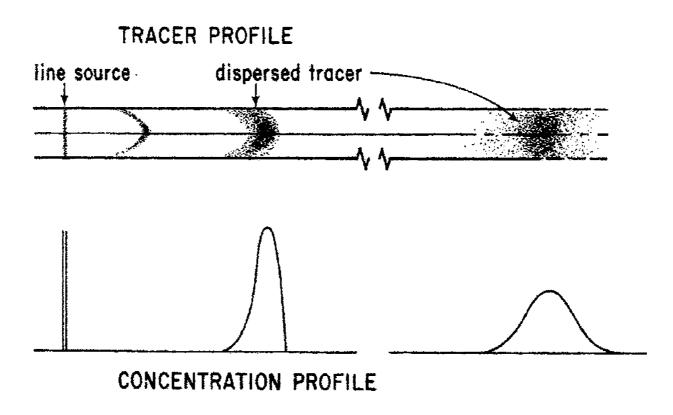
Fig. 7.17. Schematic of how the locations of particles vary at successively later times, from (a) to (c), as a result of diffusion



MODEL







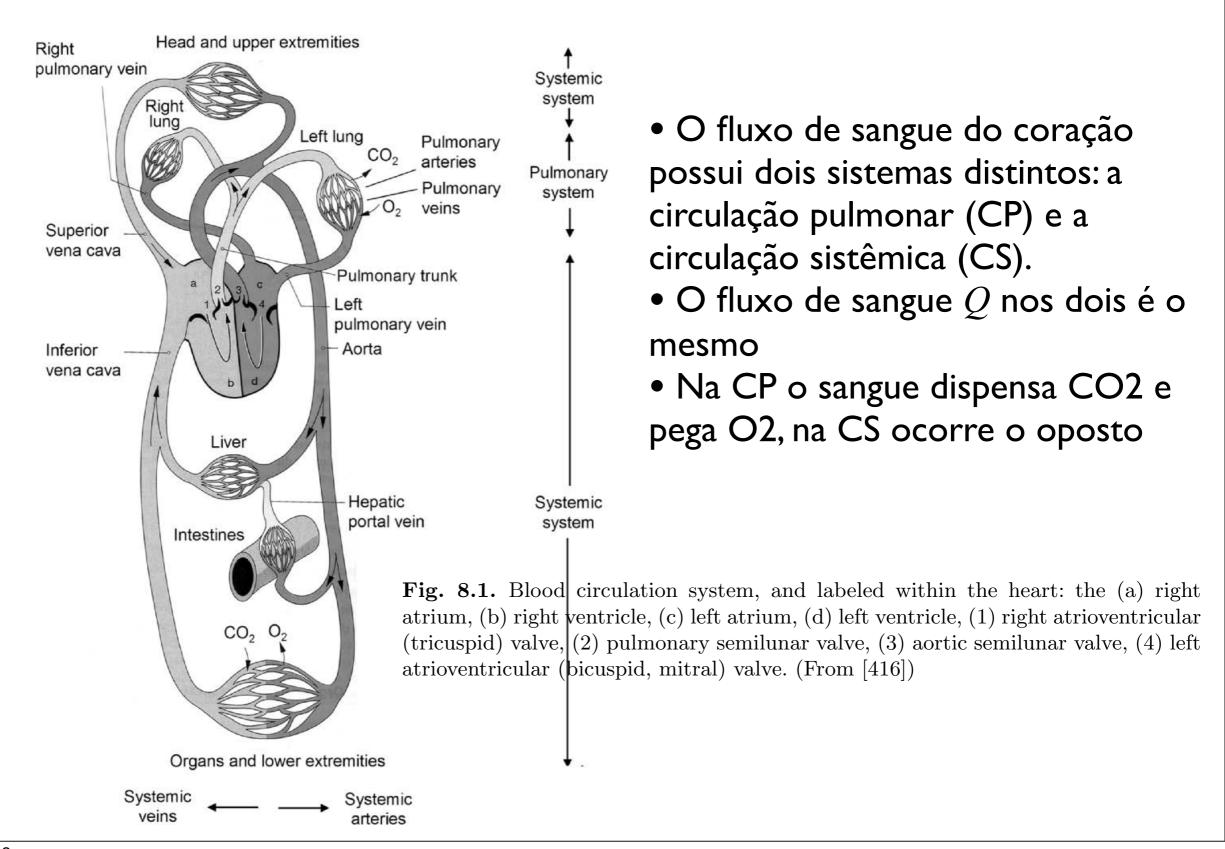
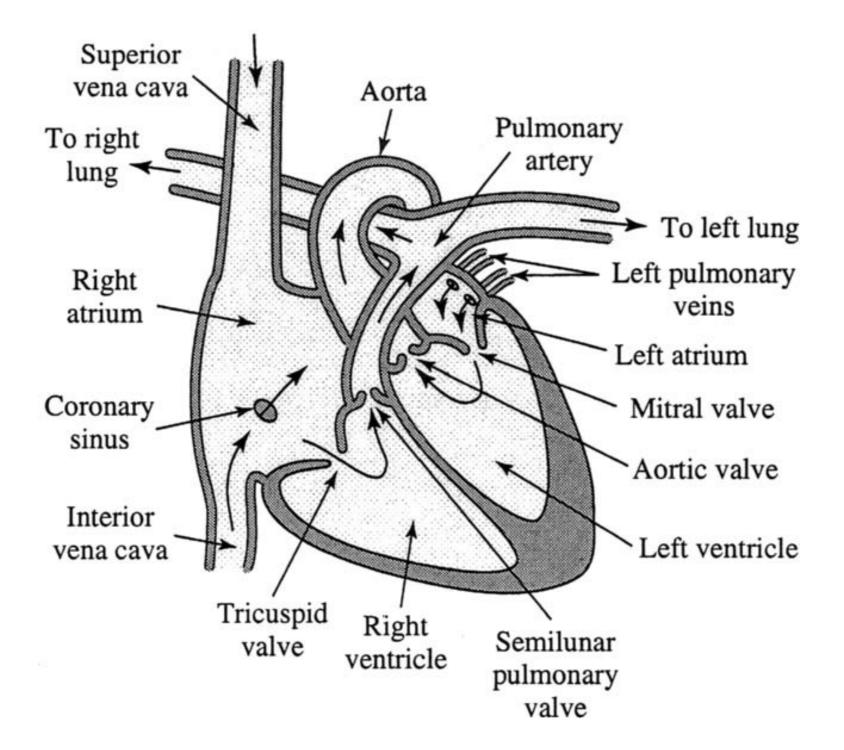
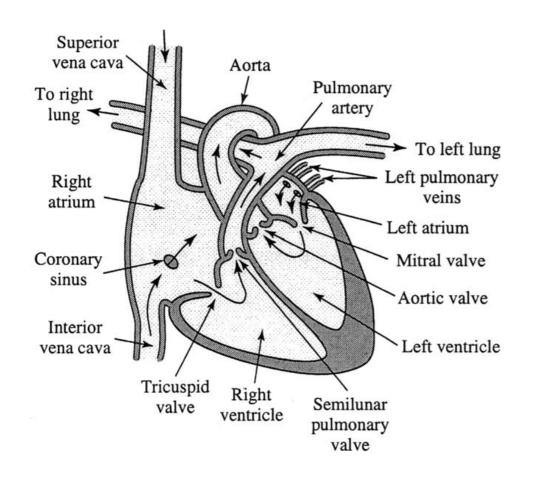


Table 8.1. Normal resting values of bloo	d pressure, with system volumes
--	---------------------------------

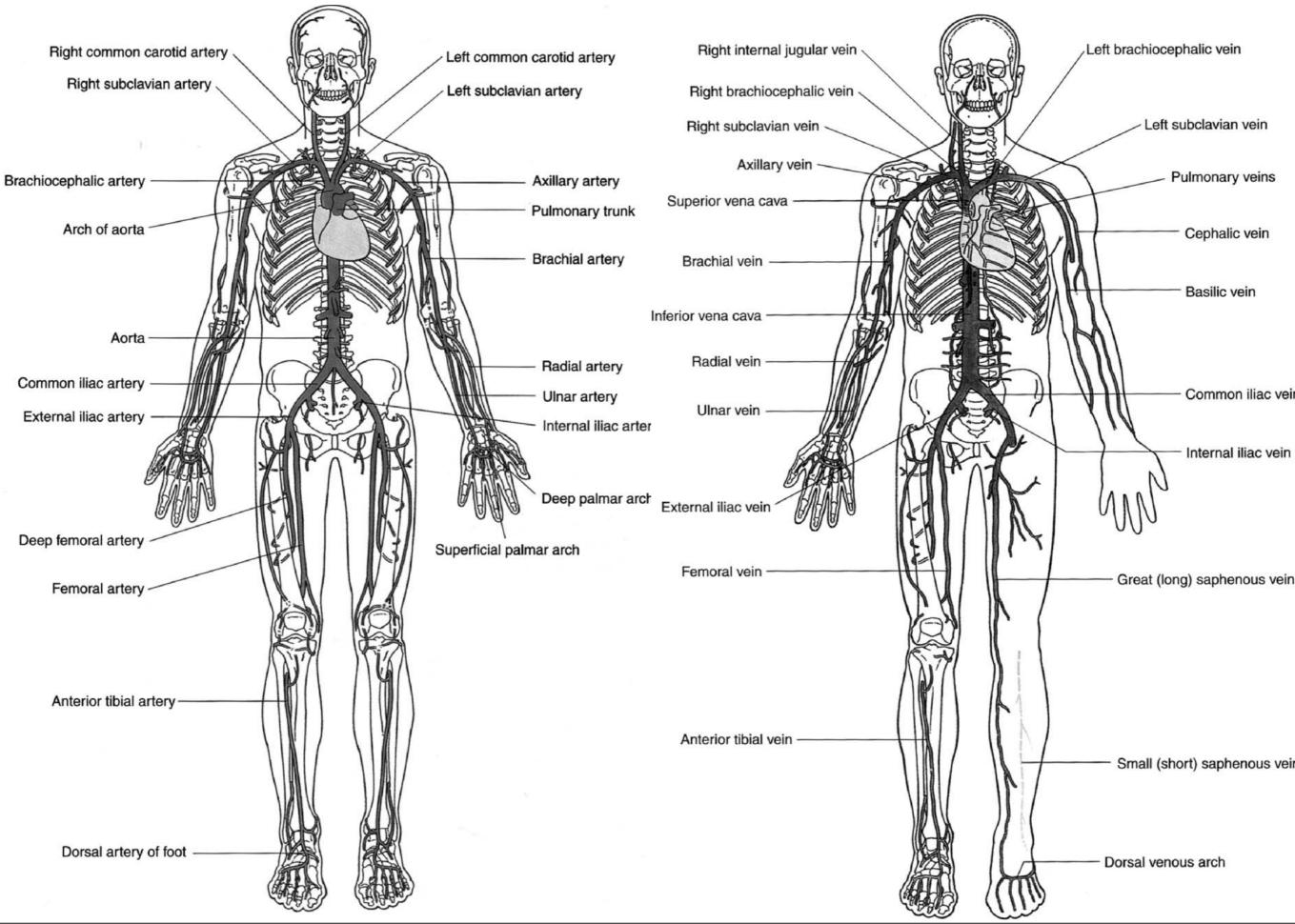
	$P \ (mmHg)$	V(L)
systemic arteries	100	1.0
systemic veins pulmonary arteries	$\frac{2}{15}$	$\begin{array}{c} 3.5\\ 0.1 \end{array}$
pulmonary veins	5	0.4



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



- 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 cardíacos (miocardio) do lado direito e do lado esquerdo dos átrios contraem, bombeando sangue pelas válvulas atrioventicular 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 sistolica ocorre nesse segundo estágio.



vessel	diameter (mm)	$\begin{array}{c} \text{length} \\ \text{(mm)} \end{array}$	wall thickness $(\mu m)$	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 <sup>a</sup>	30.0	400	$1,\!200$	5
heart chambers	—	—	- _	120

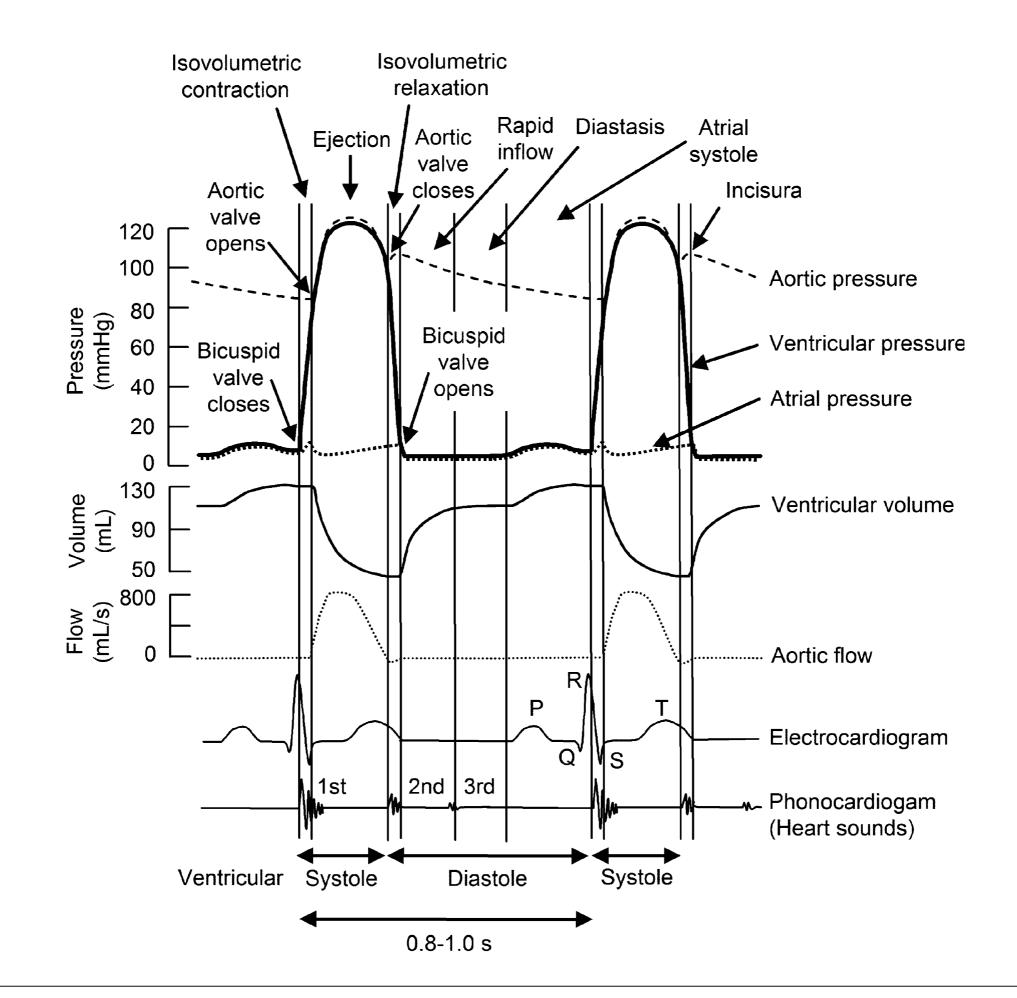
**Table 8.2.** Approximate quantification of individual vessels in the human circulatory system. (Using data from [382])

This is for a 30-yr-old male, with mass 70 kg and 5.4 L blood volume. <sup>*a*</sup> There 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 <sup>3</sup> )
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 <sup>a</sup>	$1^a$	400	37,700	280,000
heart chambers	—			$450,\!000$
Total		${\sim}19{,}000\rm{km}$	$312,\!900,\!000$	$5,\!400,\!000$

This is for a 30-yr-old male, with mass 70 kg and 5.4 L blood volume. <sup>*a*</sup> There are really two vena cavae.



### Fisica da Circulação

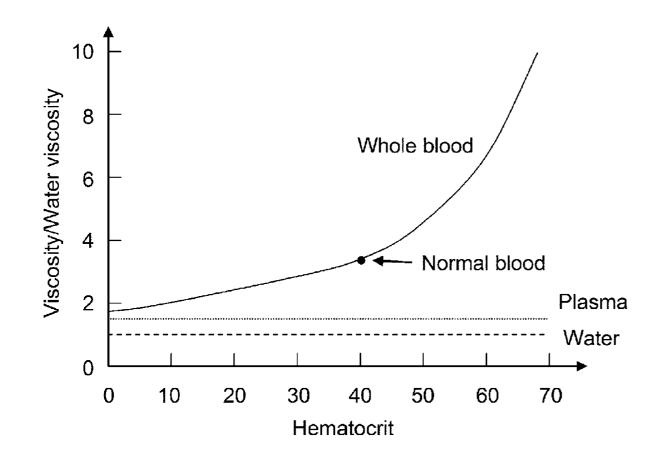


Fig. 8.10. Blood viscosity vs. hematocrit. (Based on [390])

• O Sangue é um fluido altamente não Newtoniano.