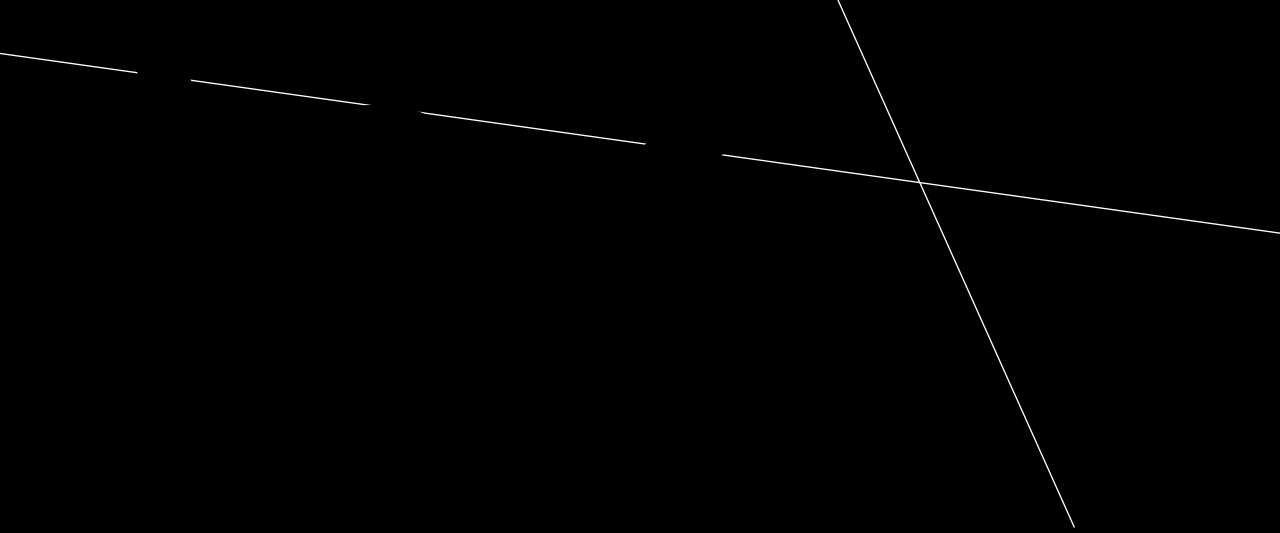


Abstract white lines on a black background, consisting of several thin, intersecting lines that form a sparse, geometric pattern in the upper left quadrant.

FENOMENOS DE TRANSPORTE

FLUJO DE FLUIDOS EN EL CUERPO

Sangre

- Corazón y sistema circulatorio

Aire

- Pulmones y sistema respiratorio

MOVIMIENTOS

Flujo dirigido

- Mediante los sistemas vasculares

Movimiento no dirigido

- Difusión. Distancias $\sim 100\ \mu\text{m}$

CONCEPTOS

Hidrostática

Principio general de la hidrostática

- Profundidad

Principio de Arquímedes

- Densidad relativa

Tensión superficial

- Capilaridad

Ley de Laplace

- Diferencia de presión entre paredes (burbujas, tubos)

Hidrodinámica

Ecuación de Bernoulli

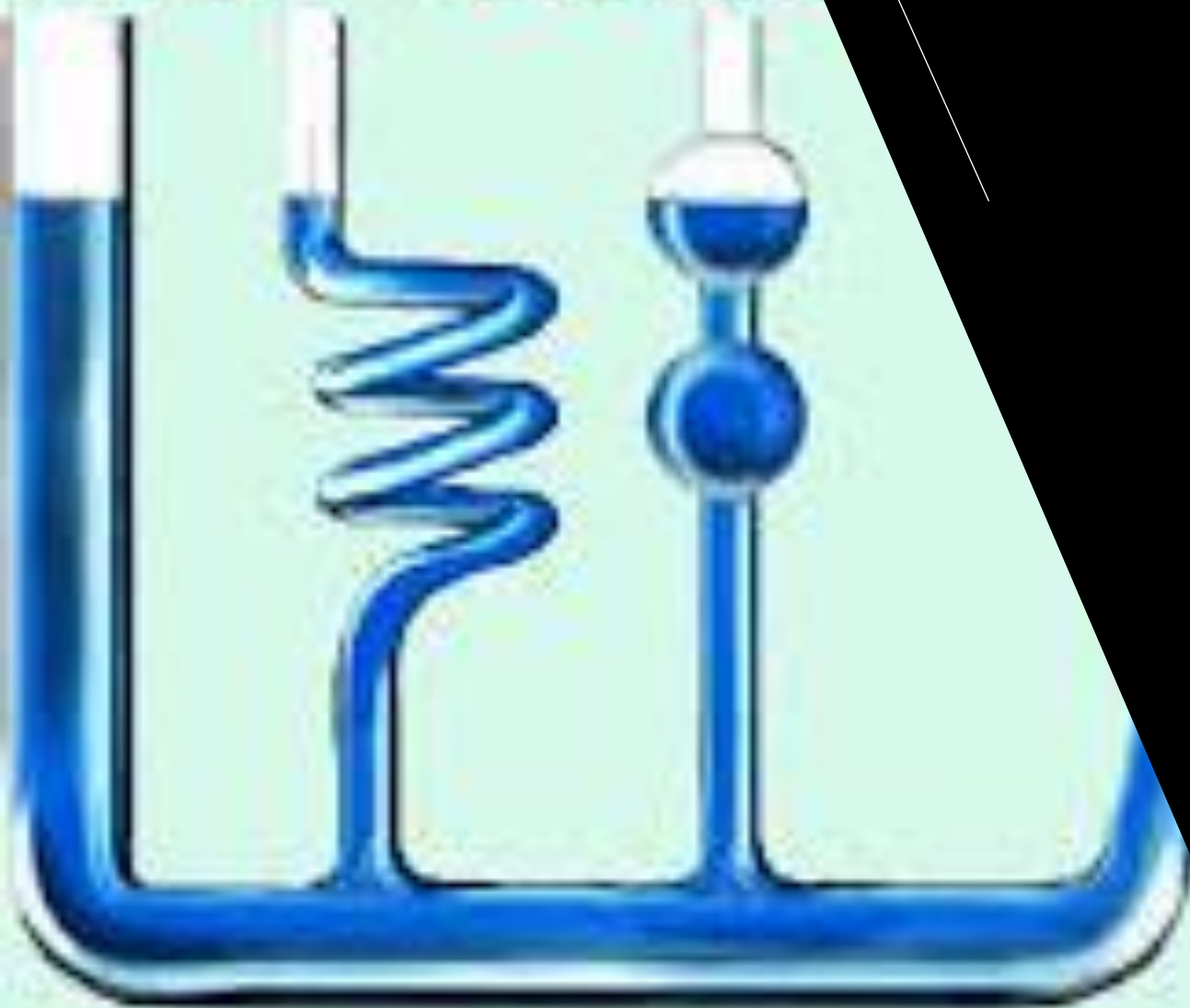
- Fluidos ideales

Viscosidad

- Velocidad

Ley de Pouseuille

Hidrosta



FLUIDOS EN
REPOSO

PRESION EN EL CUERPO

La presión en una columna de fluido

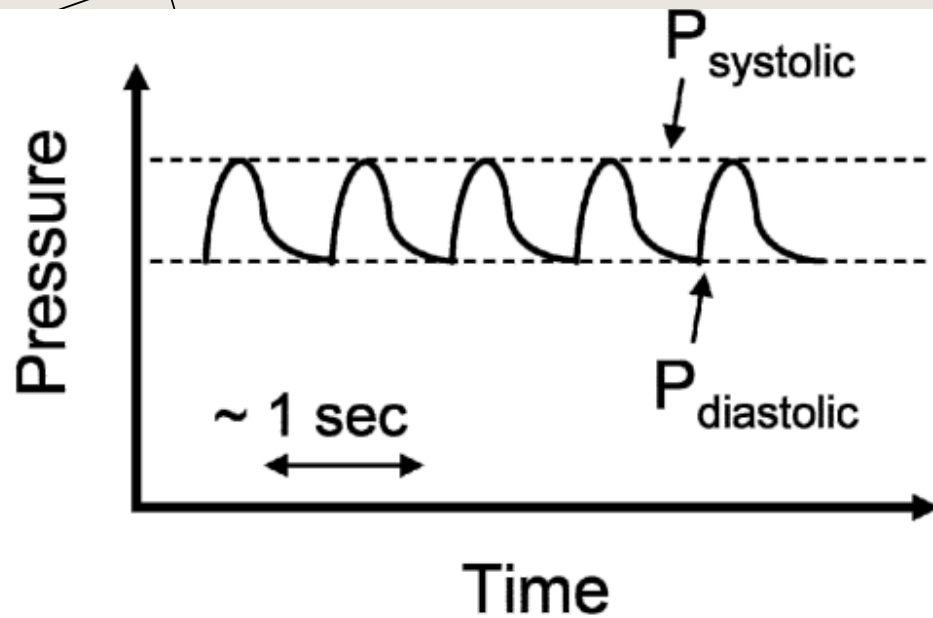


Table 7.1. Typical (gauge) pressures in the body (in mmHg). (Using data from [345])

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

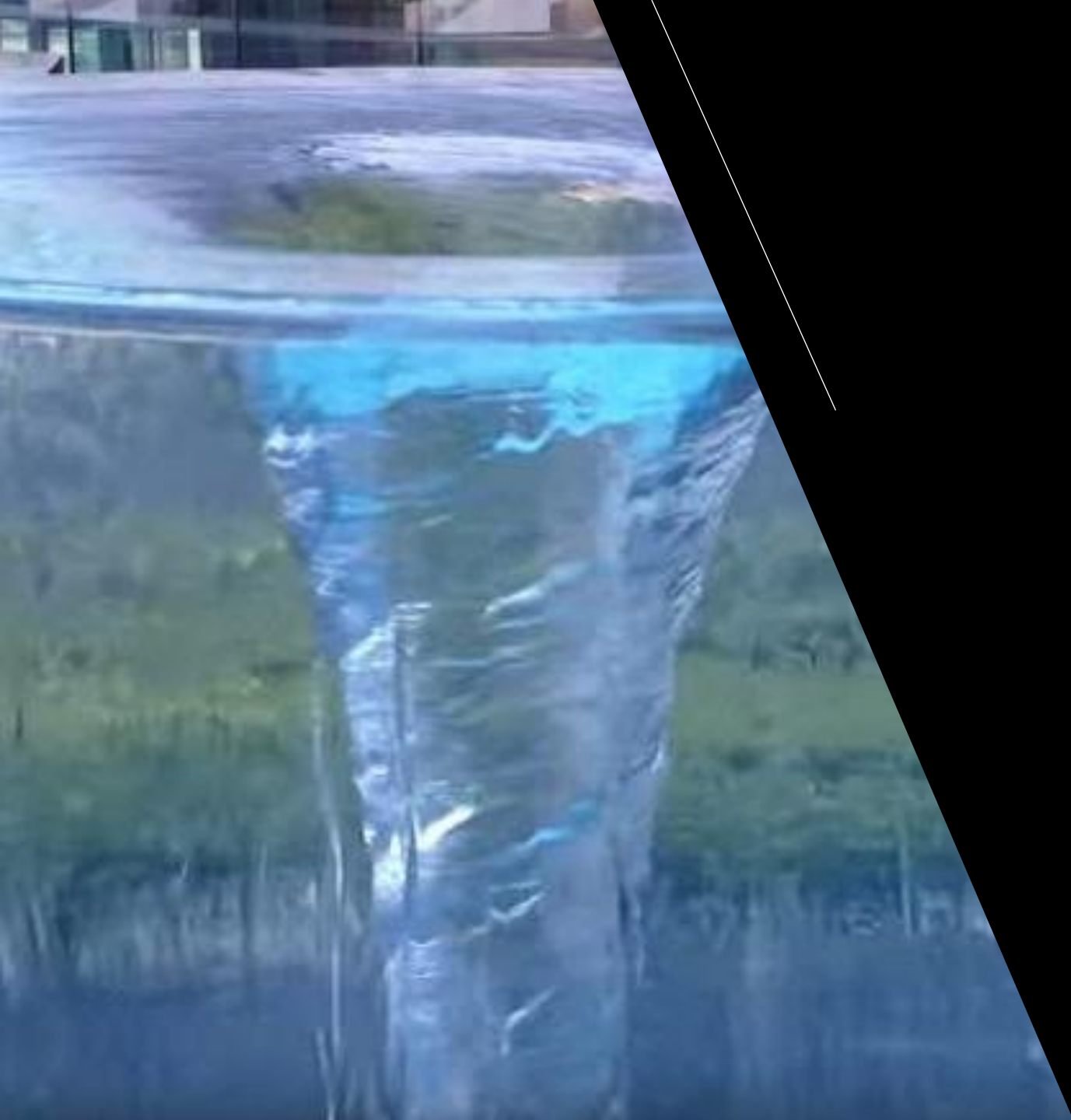


TENSIÓN SUPERFICIAL

$$\gamma = F/L$$

Table 7.2. Surface tension (γ) for several liquids. (Using data from [351, 358, 363])

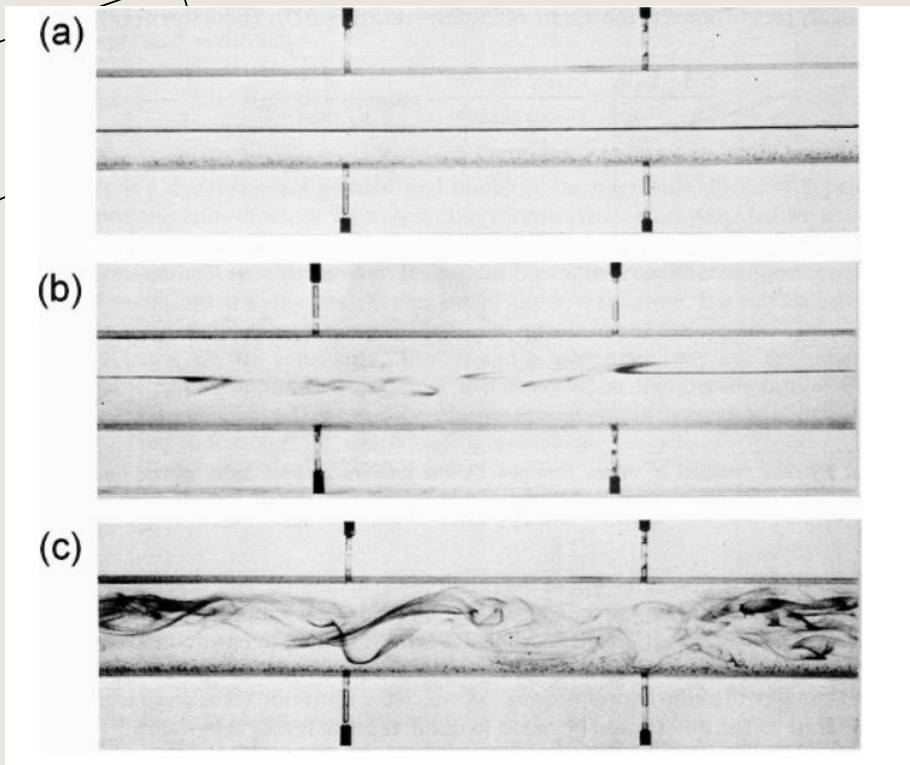
liquid	T (°C)	γ (10^{-4} N/m)
water	0	7.56
	20	7.28
	60	6.62
	100	5.89
whole blood	20	5.5–6.1
blood plasma	20	5.0–5.6
lung surfactant	20	0.1
cerebrospinal fluid	20	6.0–6.3
saliva	20	1.5–2.1
benzene	20	2.89
mercury	20	46.4



FLUIDOS EN MOVIMIENTO

CARACTERÍSTICAS DEL FLUIDO Y FLUJO

Distintos regímenes



Características

- Fluido:
 - compresible/incompresible
 - viscoso/no-viscoso
 - rotacional/irrotacional
- Flujo: laminar, estacionario, línea de corriente o turbulento y no estacionario

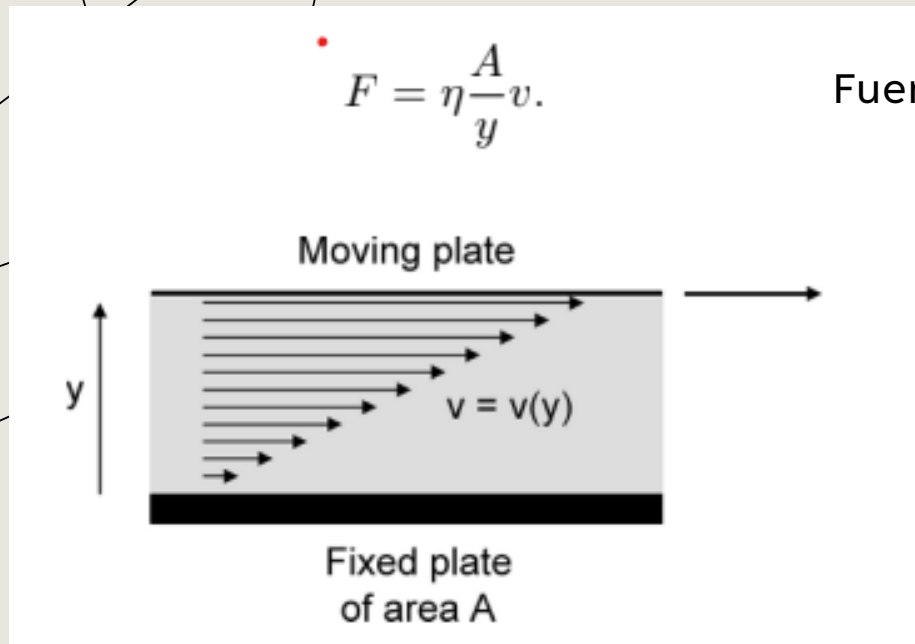
El número de Reynolds:

$$R = \frac{\text{fuerza de inercia}}{\text{fuerza viscosa}} = \frac{\rho u d}{\eta}$$

$R < 2000$, laminar

$R > 2000$, turbulento

FLUIDOS VISCOSOS



Fuerza viscosa

Esfuerzo de cillazadura

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



Fluido Newtoniano

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	$\tau + \left(\frac{\mu}{\lambda} \right) \dot{\tau} = \eta \left(\frac{dv}{dy} \right)$	
$\tau_y = \text{yield stress}$ $\eta = \text{coefficient of viscosity}$		$\lambda = \text{rigidity modulus}$ $n = \text{constant}$

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

PERFILES DE VELOCIDAD

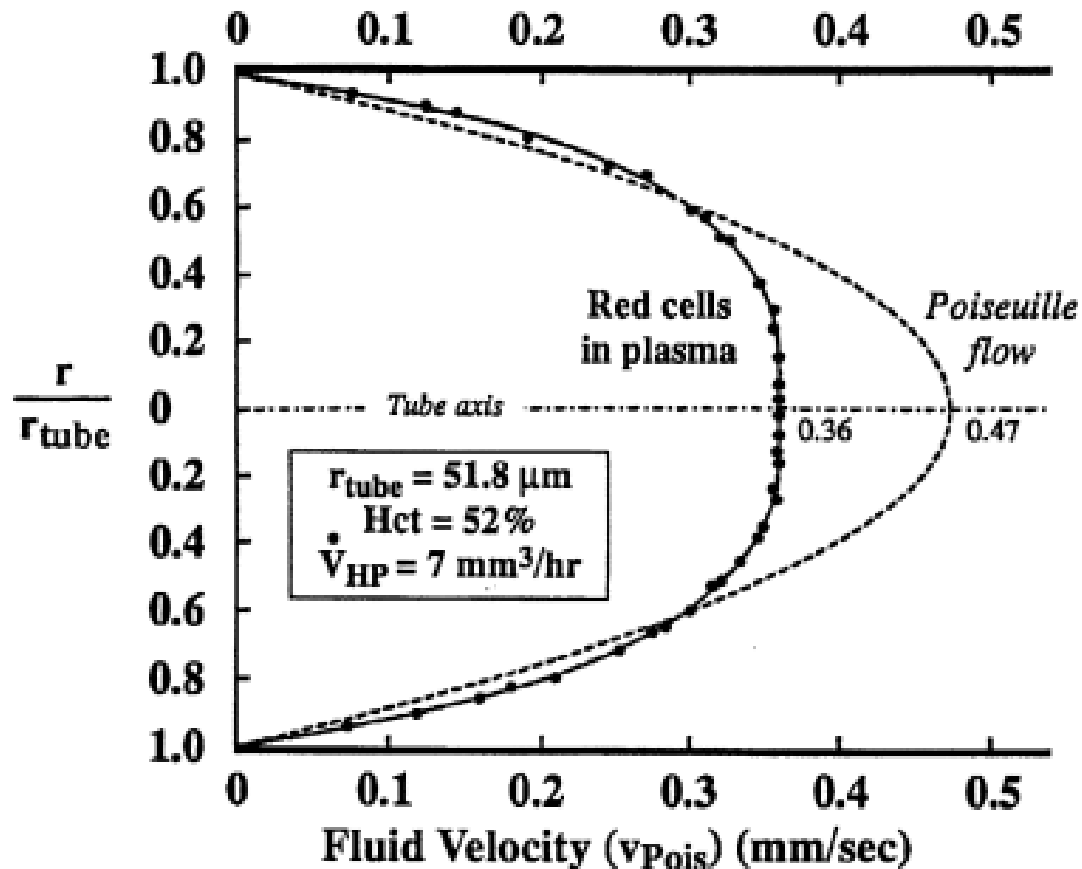
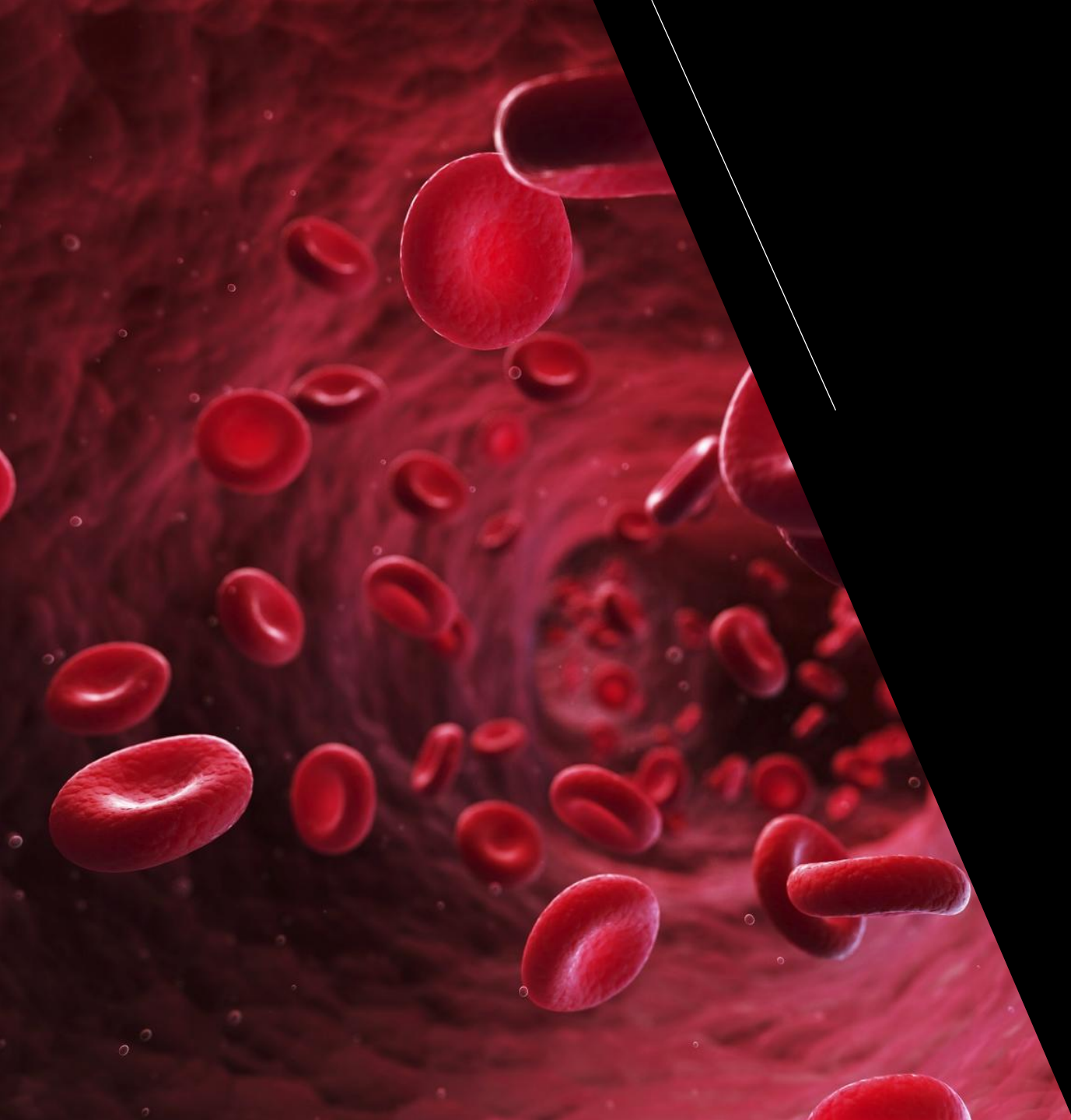
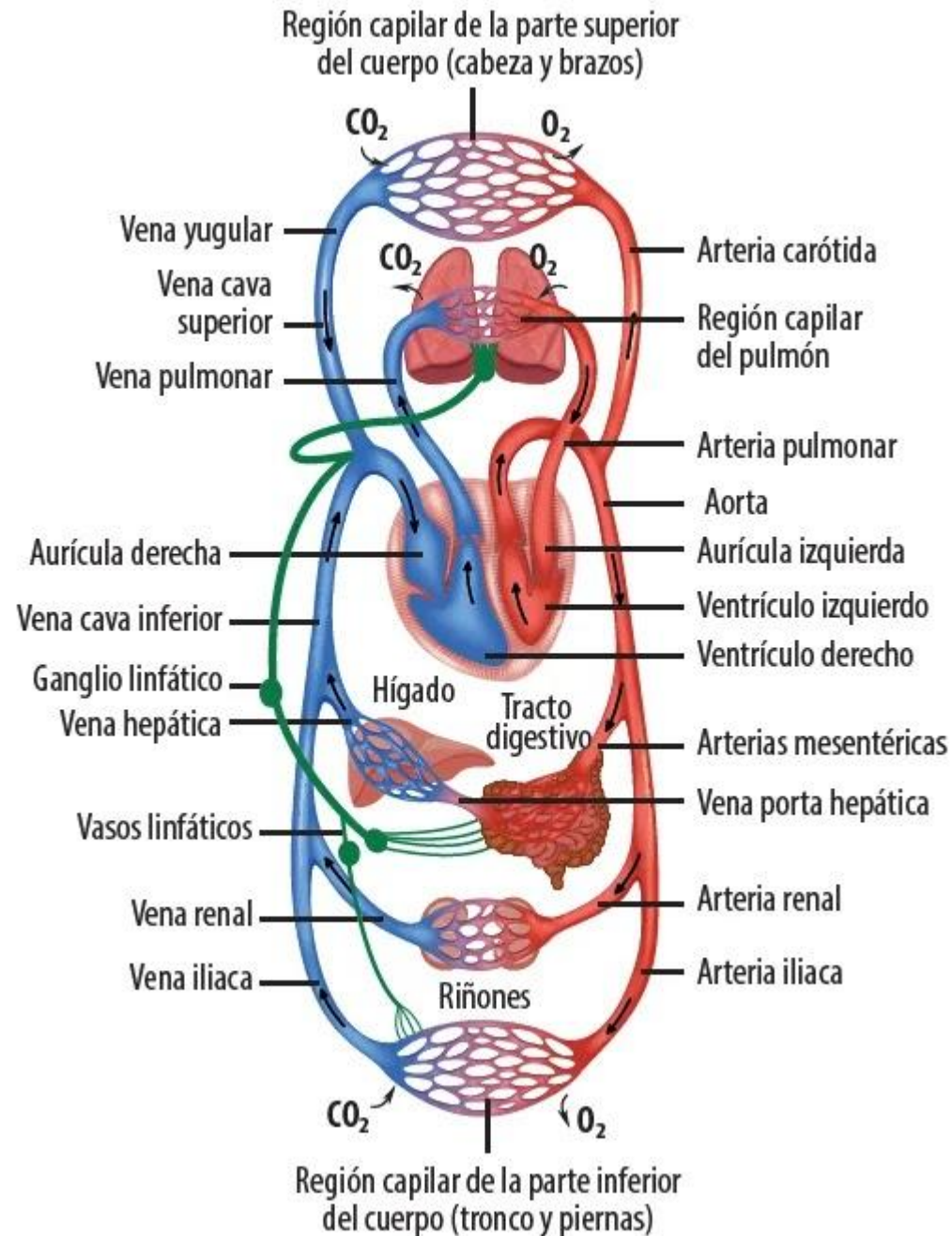


Table 7.3. Coefficient of viscosity η of common materials, in Pa-s (1 poise = 0.1 Pa-s). (Using data from [351, 358, 363])

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}

A detailed 3D rendering of red blood cells (erythrocytes) flowing through a blood vessel. The cells are depicted as biconcave discs, with a reddish-pink color and a slightly textured surface. They are scattered throughout the frame, some in sharp focus and others blurred, creating a sense of depth and movement. The background is a dark, reddish-brown color with a subtle, wavy texture, suggesting the interior of a blood vessel. A diagonal black line runs from the top left towards the center, separating the image from the text on the right.

SISTEMA CIRCULATORIO

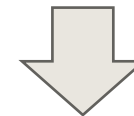


Circulación de la sangre

Sistema de tuberías: el corazón actúa como bomba y las venas, arterias y capilares como conductos por donde fluye la sangre.

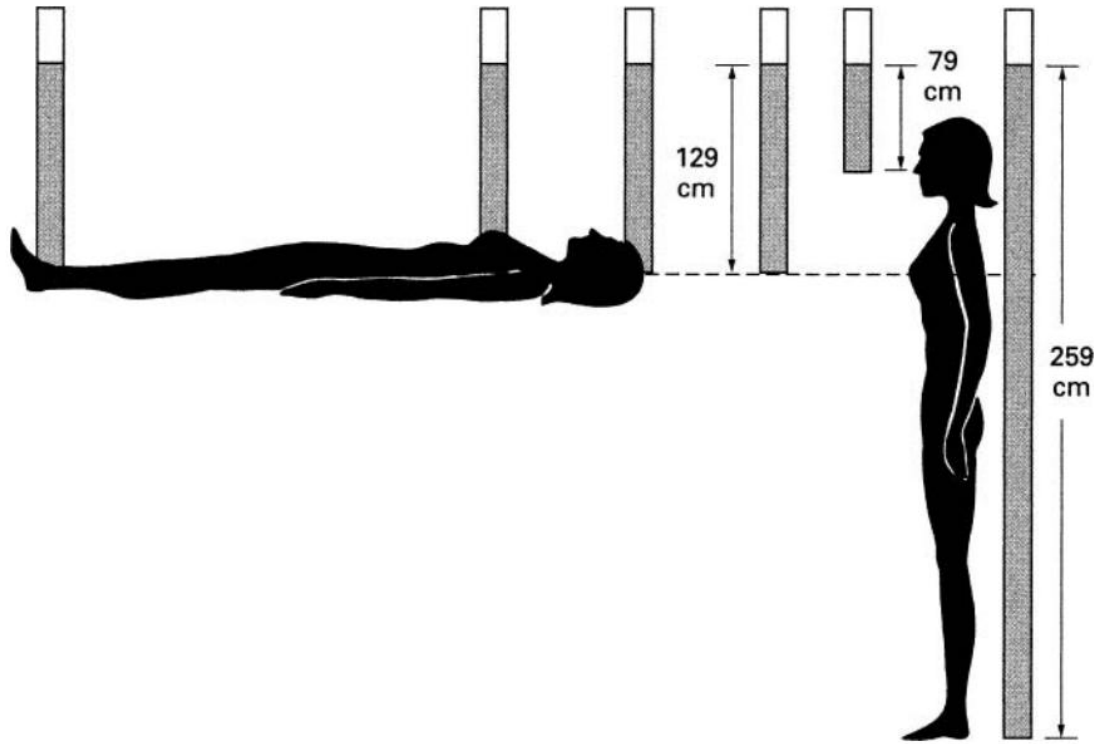
La sangre *no* es un *fluido simple*; contiene células que dificultan el flujo, especialmente cuando los conductos se estrechan.

Las venas y arterias no son conductos rígidos, sino elásticos y modifican su forma en respuesta a las fuerzas aplicadas por el fluido.



Analizar el sistema circulatorio con bastante precisión utilizando los conceptos desarrollados para fluidos simples que fluyen por conductos rígidos.

PRESIÓN DE LA SANGRE



Diferencia de presión según la posición del cuerpo.

El volume total de la sangre es en promedio 5l (edad, peso, género, altura).

Para una persona en reposo:

- 12% cavidades del corazón,
- 2% en la aorta
- 8% en las arterias,
- 1% en las arteriolas,
- 5% en los capilares,
- 50% en las venas sistemicas
- 18% en la circulación pulmonar

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

MODELOS DEL CORAZÓN

Estático

Ley de Laplace para una esfera

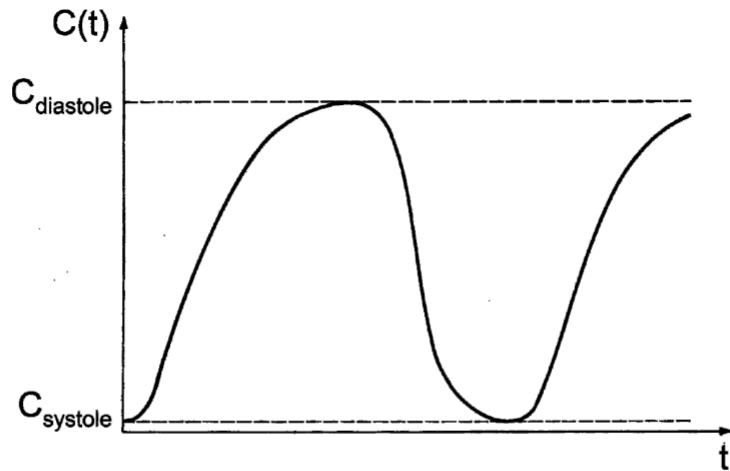
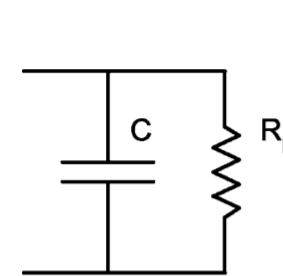


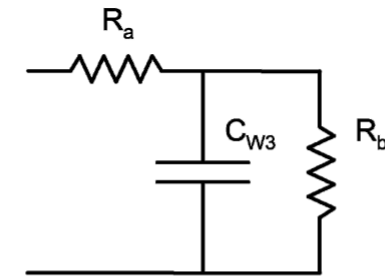
Fig. 8.51. Changes in ventricle compliance during the cardiac cycle, from a small value while it is contracting during systole to a large value when it is relaxing during diastole. (From [394])

Dinámicos

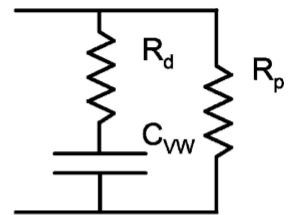
$$V(t) = V_d + C(t)P(t).$$



(a) W2 Model



(b) W3 Model



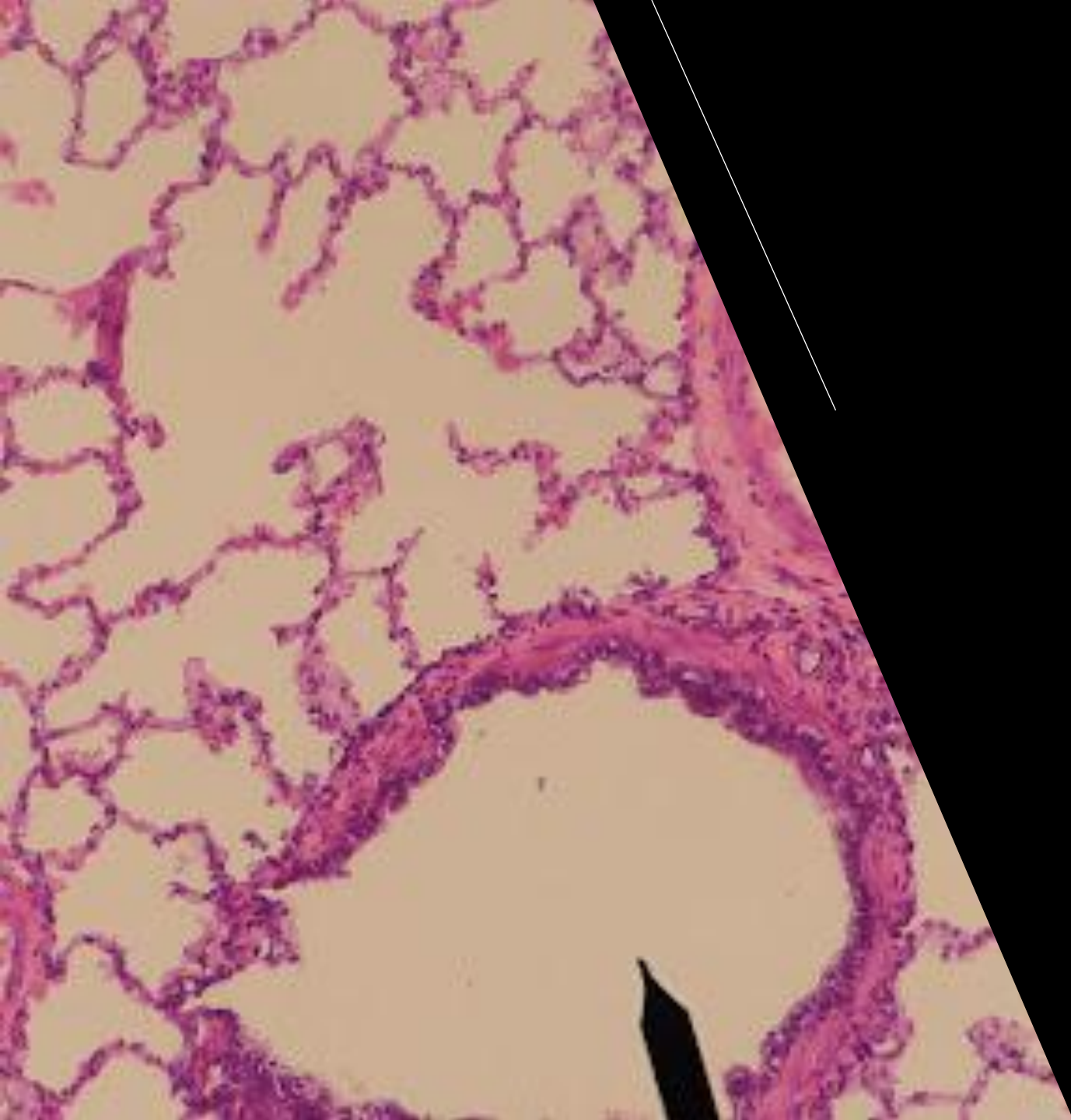
(c) VW Model

Fig. 8.57. Electrical analogs of the (a) classic or elastic Windkessel Model (W2), (b) three-element (or improved) Windkessel Model (W3), and (c) viscoelastic Windkessel Model (VW). The electrical resistances represent flow resistances and the electrical capacitances represent flow compliances. (See Appendix D)

Modelo de Windkessel Flujo resistivo



$$P(t) = P(0) \exp(-(t/\tau))$$



SISTEMA RESPIRATORIO

Los pulmones

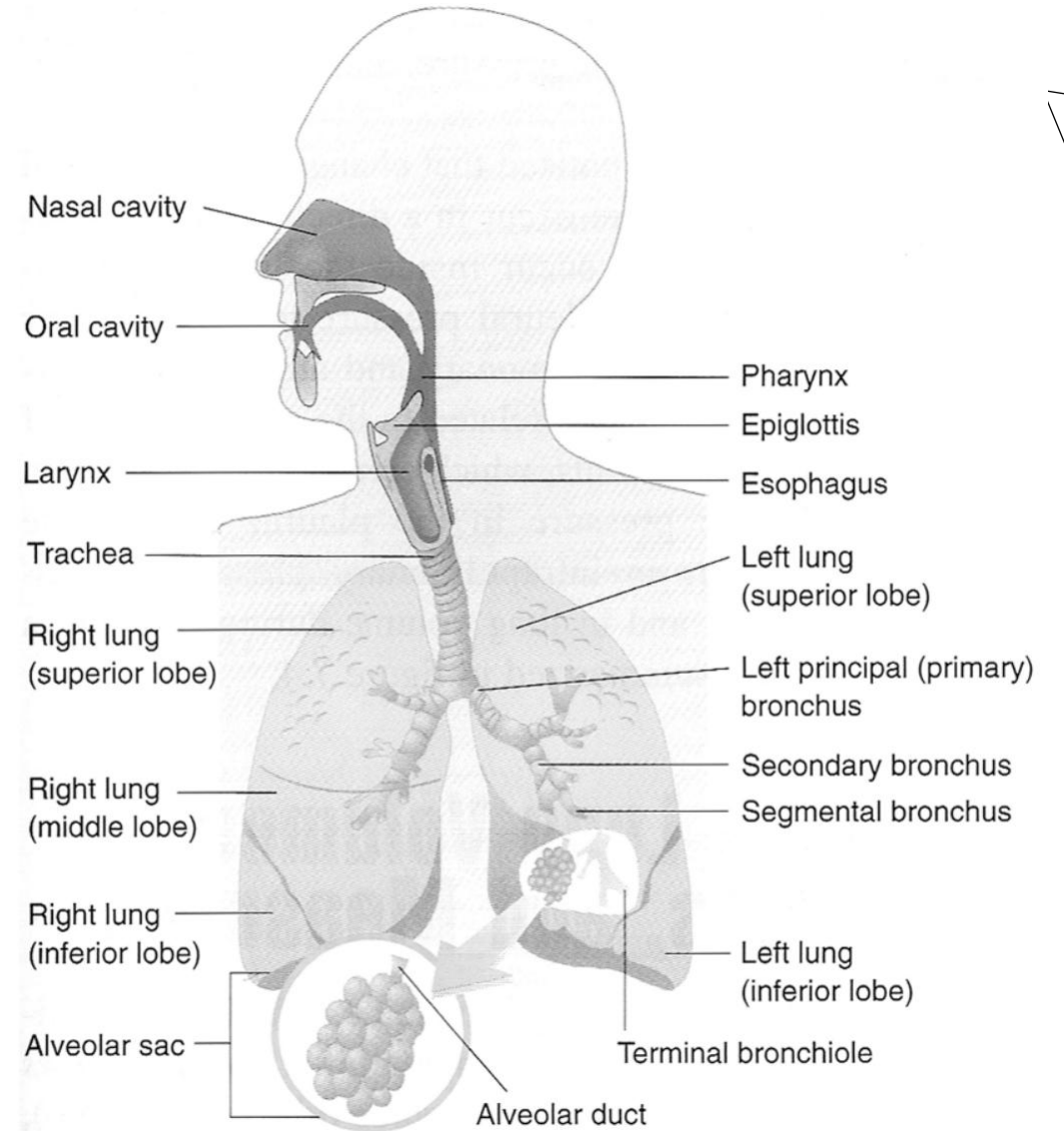
Interactúan con la sangre

- Intercambian CO_2 por O_2

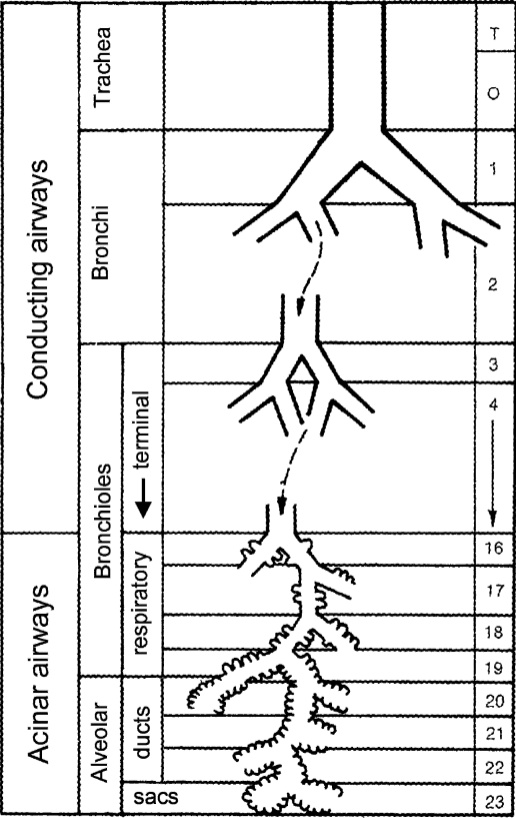
Intercambio de calor y equilibrio hídrico

- Inhala aire seco y frío, exhala aire a T corporal y húmedo

Producción de la voz



BIFURCACIÓN DEL SISTEMA RESPIRATORIO



La velocidad del aire es de 1 l/s

Table 9.1. Approximate quantification of the bronchial system. (Using data from [426, 440]. Also see [441, 442])

pulmonary branch	generation z	branch diameter (mm)	branch length (mm)	total cross- sectional area (cm ²)	volume (cm ³)	air speed (cm/s)
trachea	0	18.0	120.0	2.5	31	393
main bronchus	1	12.2	47.6	2.3	11	427
lobar bronchus	2	8.3	19.0	2.1	4.0	462
segmental bronchus	3	5.6	7.6	2.0	1.5	507
	4	4.5	12.7	2.5	3.5	392
	5	3.5	10.7	3.1	3.3	325
	6	2.8	9.0	4.0	3.5	254
bronchi w/cartilage in wall	7	2.3	7.6	5.1	3.8	188
	8	1.86	6.4	7.0	4.4	144
	9	1.54	5.4	9.6	5.2	105
	10	1.30	4.6	13	6.2	73.6
terminal bronchus	11	1.09	3.9	20	7.6	52.3
	12	0.95	3.3	29	9.8	34.4
bronchioles w/muscle in wall	13	0.82	2.7	44	12	23.1
	14	0.74	2.3	69	16	14.1
	15	0.66	2.0	113	22	8.92
terminal bronchiole	16	0.60	1.65	180	30	5.40
respiratory bronchiole	17	0.54	1.41	300	42	3.33
respiratory bronchiole	18	0.50	1.17	534	61	1.94
respiratory bronchiole	19	0.47	0.99	944	93	1.10
alveolar duct	20	0.45	0.83	1,600	139	0.60
alveolar duct	21	0.43	0.70	3,200	224	0.32
alveolar duct	22	0.41	0.59	5,900	350	0.18
alveolar sac	23	0.41	0.50	12,000	591	0.09
alveoli, 21 per duct		0.28	0.23		3,200	

DIFUSIÓN OXIGENO-DIOXIDO DE CARBONO

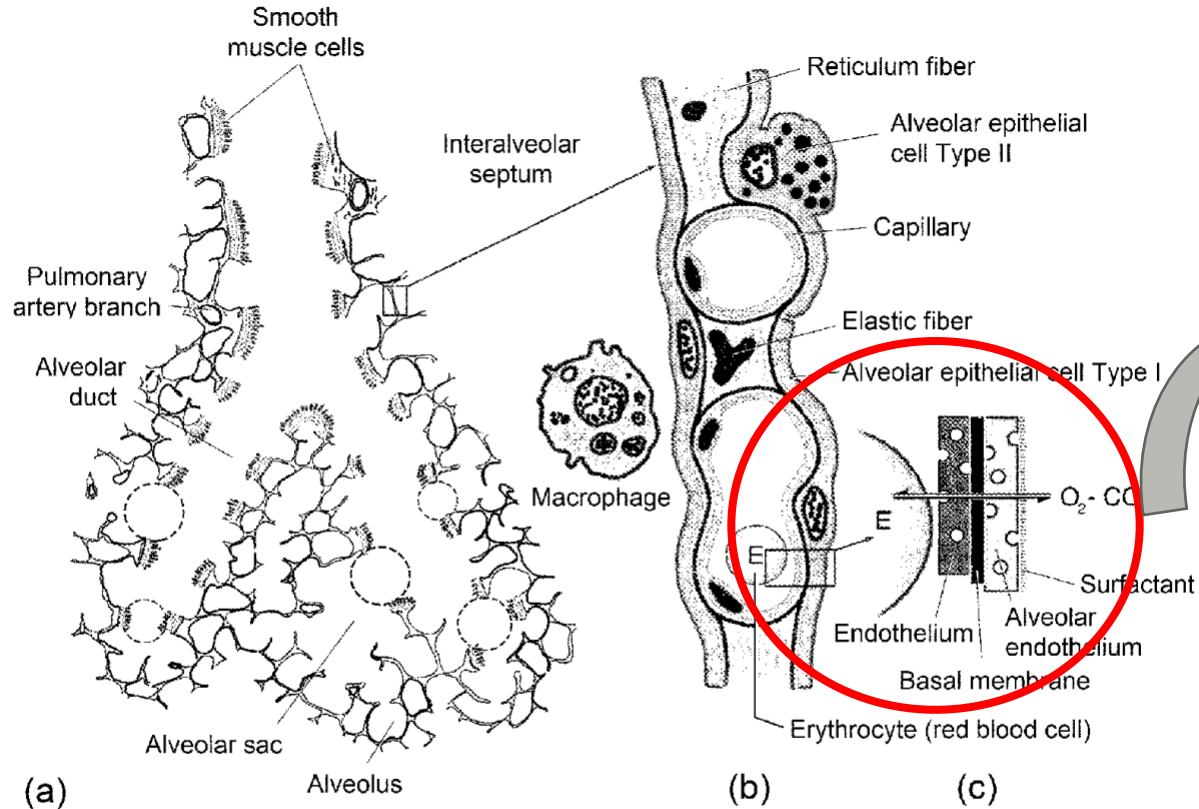


Fig. 9.4. The details of the alveolar bifurcation are shown in (a). These alveoli are sacs imbedded in capillary beds. The details of the interaction between the alveoli and capillaries are depicted in (b) and (c). (From [436])

El oxígeno (O₂) difunde desde los alveolos a las células rojas de la sangre.

El dióxido de carbono (CO₂) difunde desde la sangre al aire en los alveolos.

Difusión

Presión parcial de O₂: 40 mmHg a 100 mmHg

Presión parcial de CO₂: 40 mmHg a 46 mmHg

LA FÍSICA DE LOS ALVEOLOS

Ley de Laplace

$$\Delta P = \frac{2T}{R},$$

T es la tensión ejercida sobre la superficie de la burbuja

$$\Delta P = P_{\text{in}} - P_{\text{out}} = \frac{4\gamma}{R}.$$

En términos de la tensión superficial, γ , para burbujas de jabón se tiene en cuenta dos superficies cóncavas, agua-jabón.

$$\Delta P_{\text{alveoli}} = P_{\text{in}} - P_{\text{out}} = \frac{2\gamma}{R}.$$

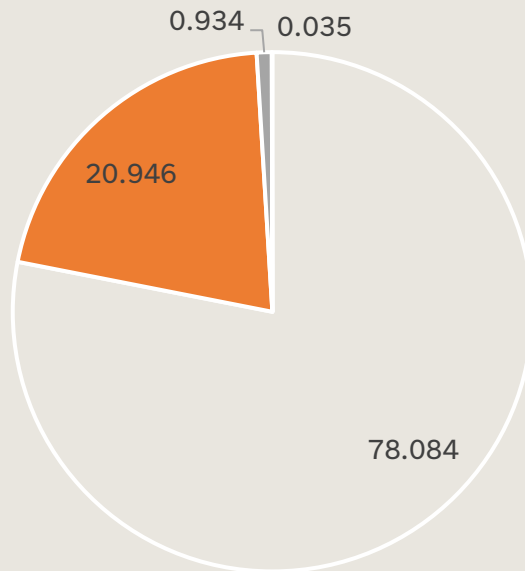
Para los alveolos, solo una superficie.

γ es una función del radio, $\gamma(R)$

RESPIRACIÓN

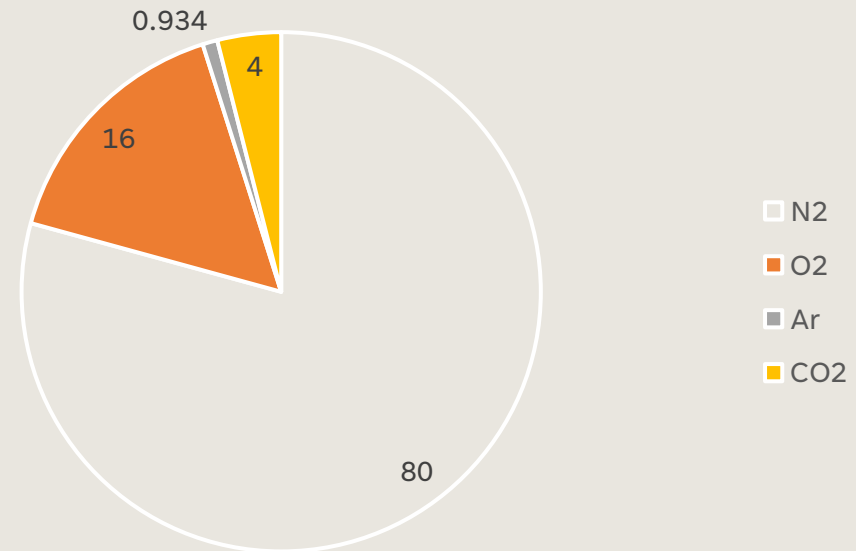
Respiramos 6 l/min de aire

Aire que inhalamos



Inspiramos 1.2 l/min de O₂

Aire que exhalamos



La velocidad de respiración de un hombre es típicamente 12/min y de 20/min para mujeres

VOLUMEN DE LOS PULMONES

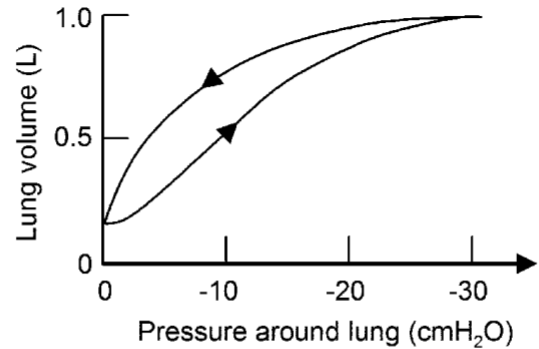


Fig. 9.12. The measurement of the pressure–volume curve of an excised lung, which shows hysteresis in inflation and deflation. (Based on [443])

Histéresis

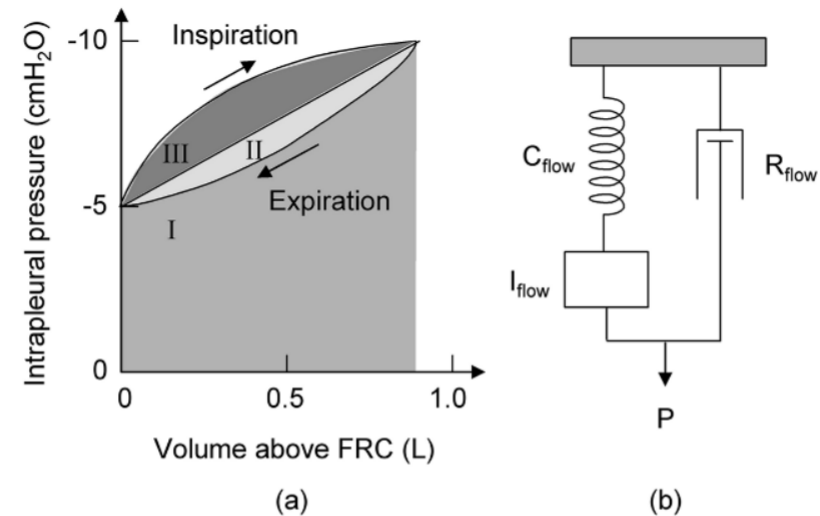


Fig. 9.16. (a) Work done during inspiration (areas I + II + III) and work recovered during expiration (area I). With no viscous, resistive forces, the work in inflating the lung would be areas I + II, and this is associated with the lung compliance. The extra work done overcoming respiratory flow resistance is area III. (b) Mechanical model of breathing has the lumped compliance (elastance) C_{flow} , resistance R_{flow} , and inertance I_{flow} , and P represents the inspiratory muscles. The inertance can be neglected except for large flows. (Based on [430, 444])

Modelado

RESUMIENDO

- *Sistema circulatorio:*

El flujo de la sangre a través de los vasos del sistema puede modelarse considerando un flujo resistivo.

Estos modelos pueden usarse para entender el mal funcionamiento del corazón y Sistema circulatorio.

La energía necesaria para el funcionamiento del corazón También puede modelarse.

- *Sistema respiratorio*

La función pulmonar y la respiración pueden comprenderse analizando el volumen, la presión y el flujo de aire durante la respiración, mediante modelos de flujo de fluidos y expansión pulmonar.

La naturaleza física de las unidades operativas individuales de los pulmones, es decir, los alvéolos, también puede comprenderse de esta manera.

Estos modelos también pueden utilizarse para comprender las consecuencias físicas de una enfermedad pulmonar

También puede modelarse la energía necesaria para el funcionamiento de los pulmones



BIBLIOGRAFÍA

- Physics of the Human Body, Irving P. Herman, Springer, 2006.

https://drive.google.com/file/d/1NNnwxGHLHNxwR4z5pz2CfNZNfbakeHxA/view?usp=drive_link

- Physics in Biology and Medicine, 3rd Edition. Paul Davidovits, Academic Press, 2007.

https://drive.google.com/file/d/1j9DDKX32acROmUPWAlj7VteWLkC_WIkB/view?usp=drive_link

TIPOS DE HUESOS

The macroscopic basis of lung function and breathing can be understood

by analyzing the volume, pressure, and air flow during breathing, by using

models of fluid flow and lung expansion. The physical nature of the individual

operating units in the lungs, i.e., the alveoli, can also be understood this way.

These models can also be used to understand the physical consequences of a

diseased lung. The energy needed to operate the lungs can also be modeled.