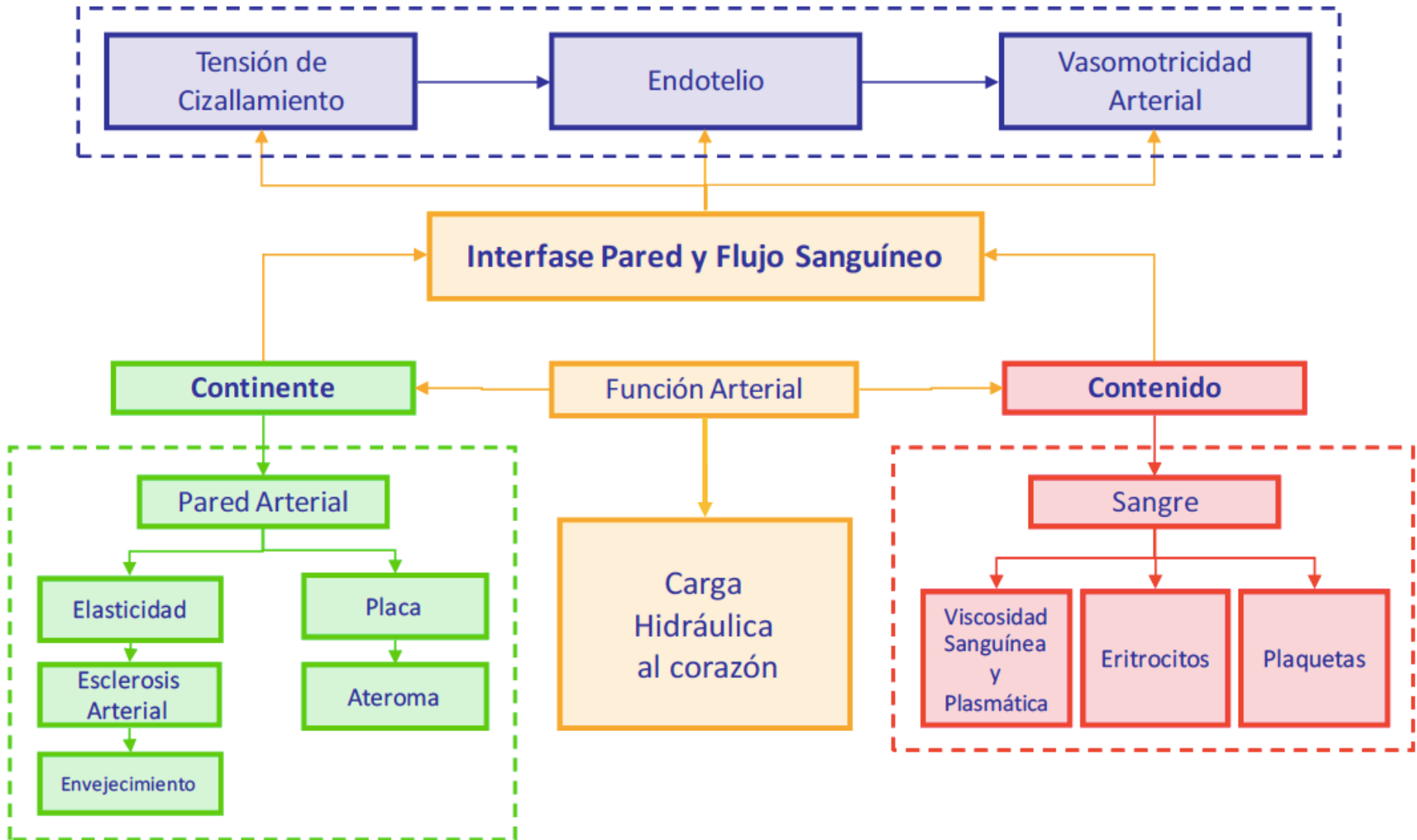
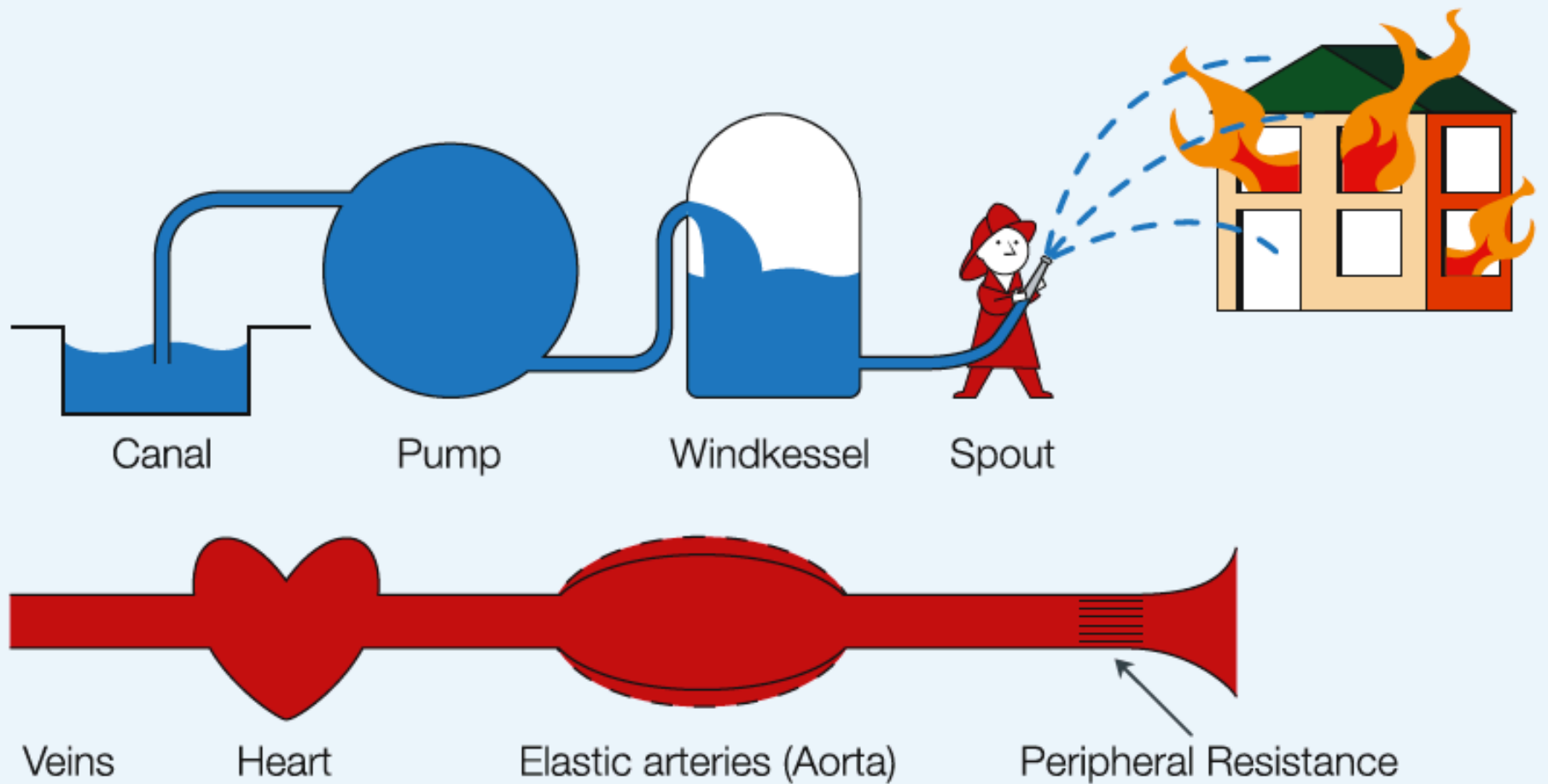
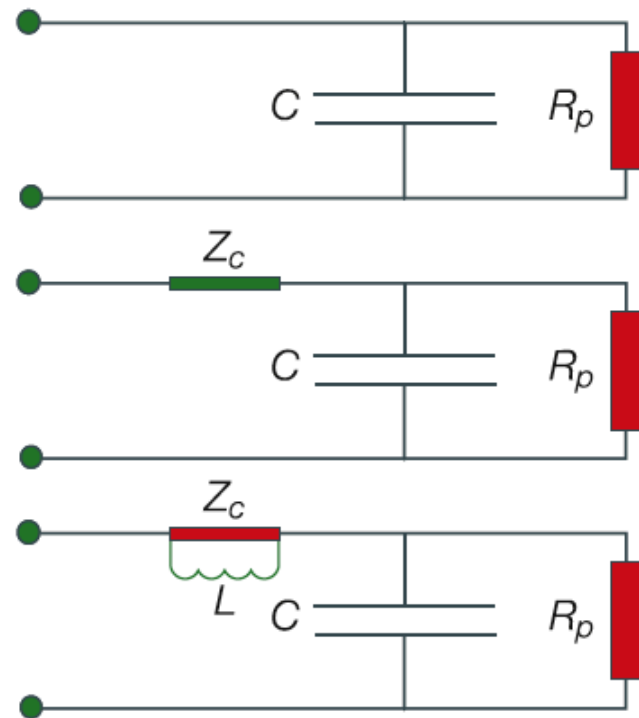
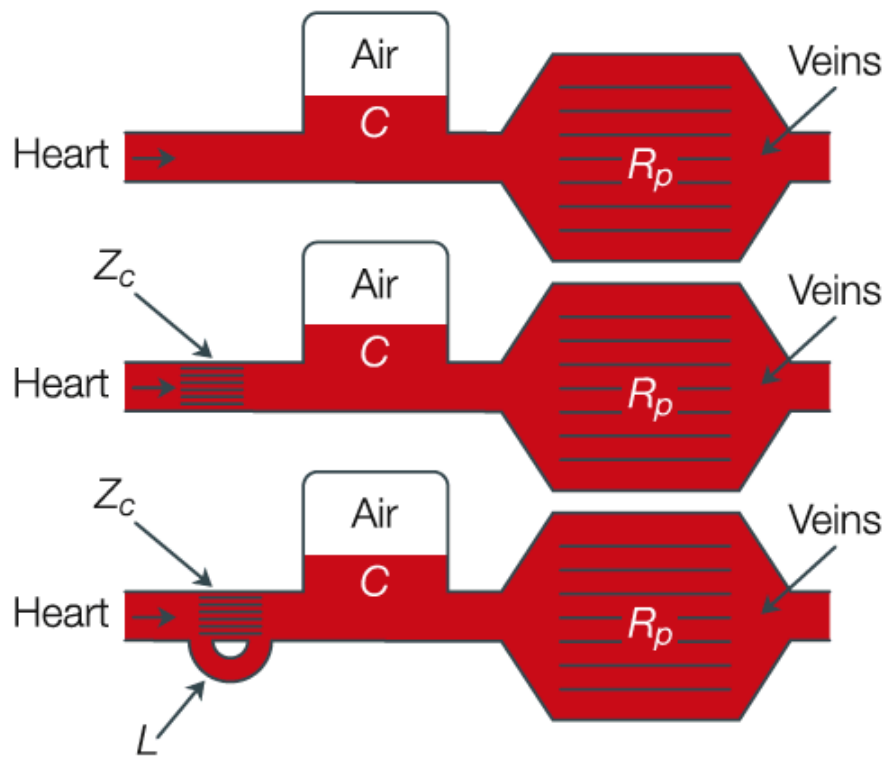


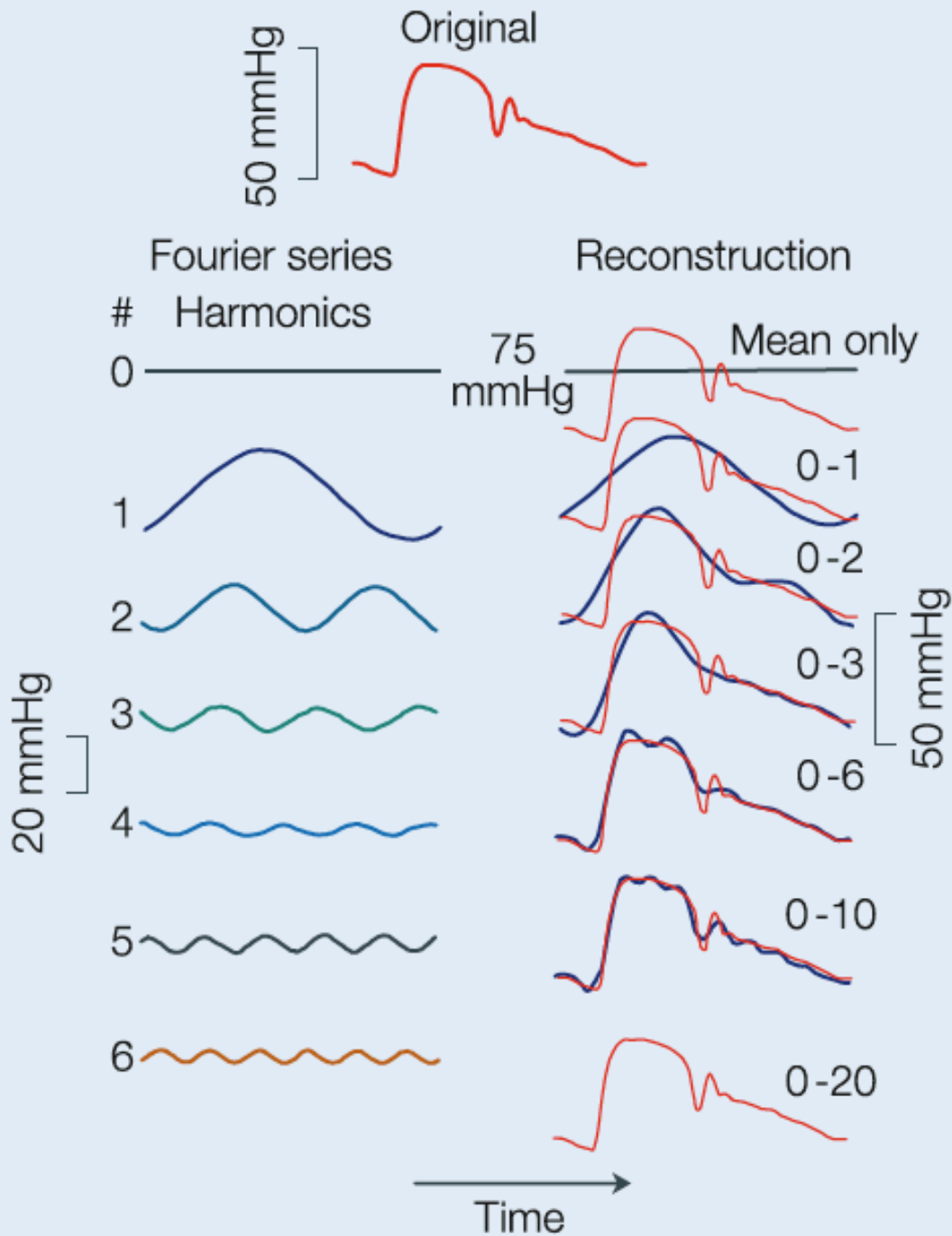
# ELASTANCIA ARTERIAL

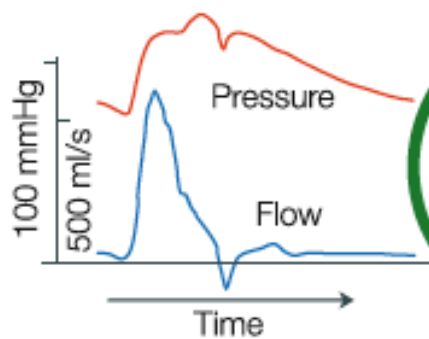




The analogy between the fire engine with the Windkessel and the arterial system. The peripheral resistance is the summed resistance of all small arteries, arterioles and capillaries. Total arterial compliance is the sum of the compliances of all arteries, mainly the conduit arteries. The Windkessel model can help us to understand how the arterial system functions, can be used as a realistic load in isolated heart studies, can be used in modeling, and can form the basis for estimating arterial system parameters. Adapted from [1], used by permission.



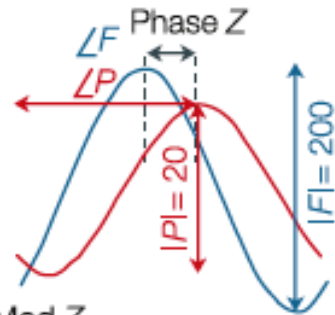




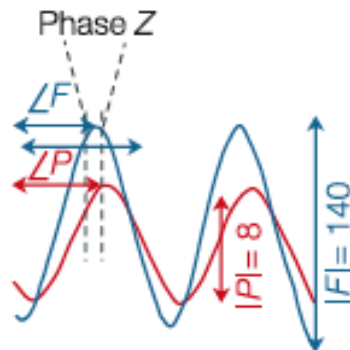
**FOURIER ANALYSIS**

Mean Press = 90 mmHg

(0) Mean Flow = 90 ml/s  
 $Z = R = 1 \text{ mmHg s/ml}$   
 Phase  $Z = 0$

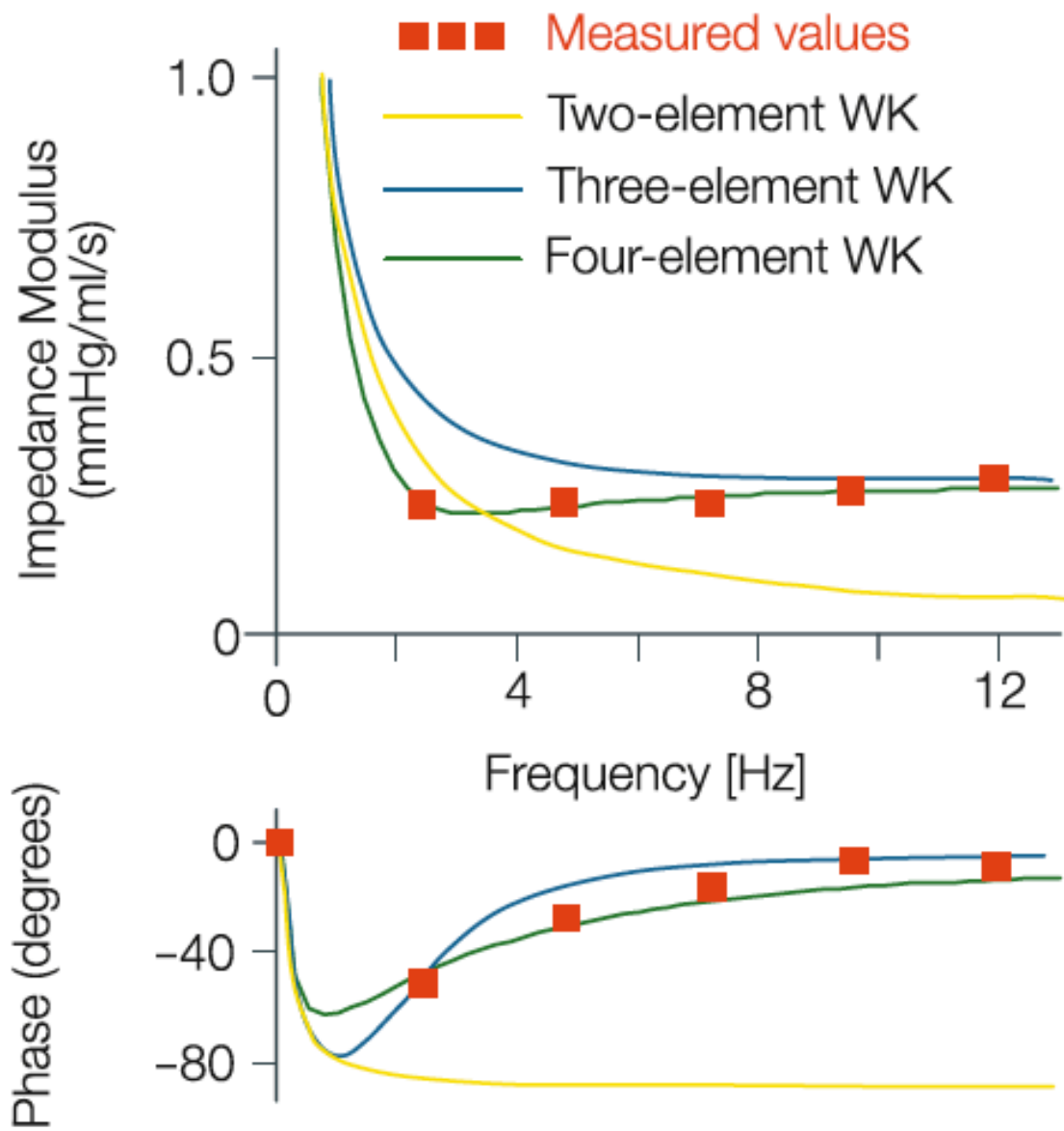


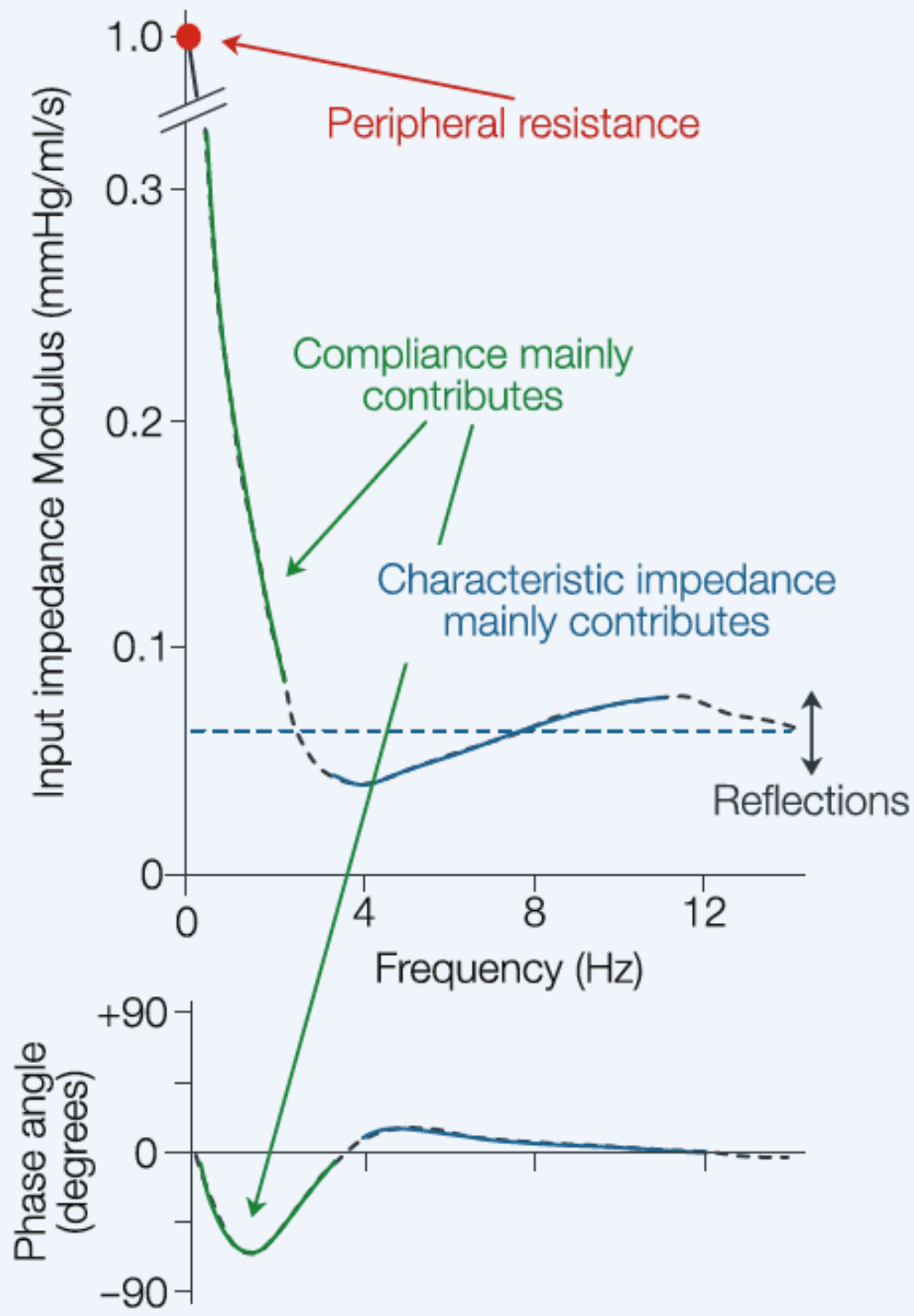
Mod  $Z =$   
 $= |P| / |F| = 0.1 \text{ mmHg s/ml}$   
 Phase  $Z =$   
 $= \angle P - \angle F = -61 \text{ degr}$

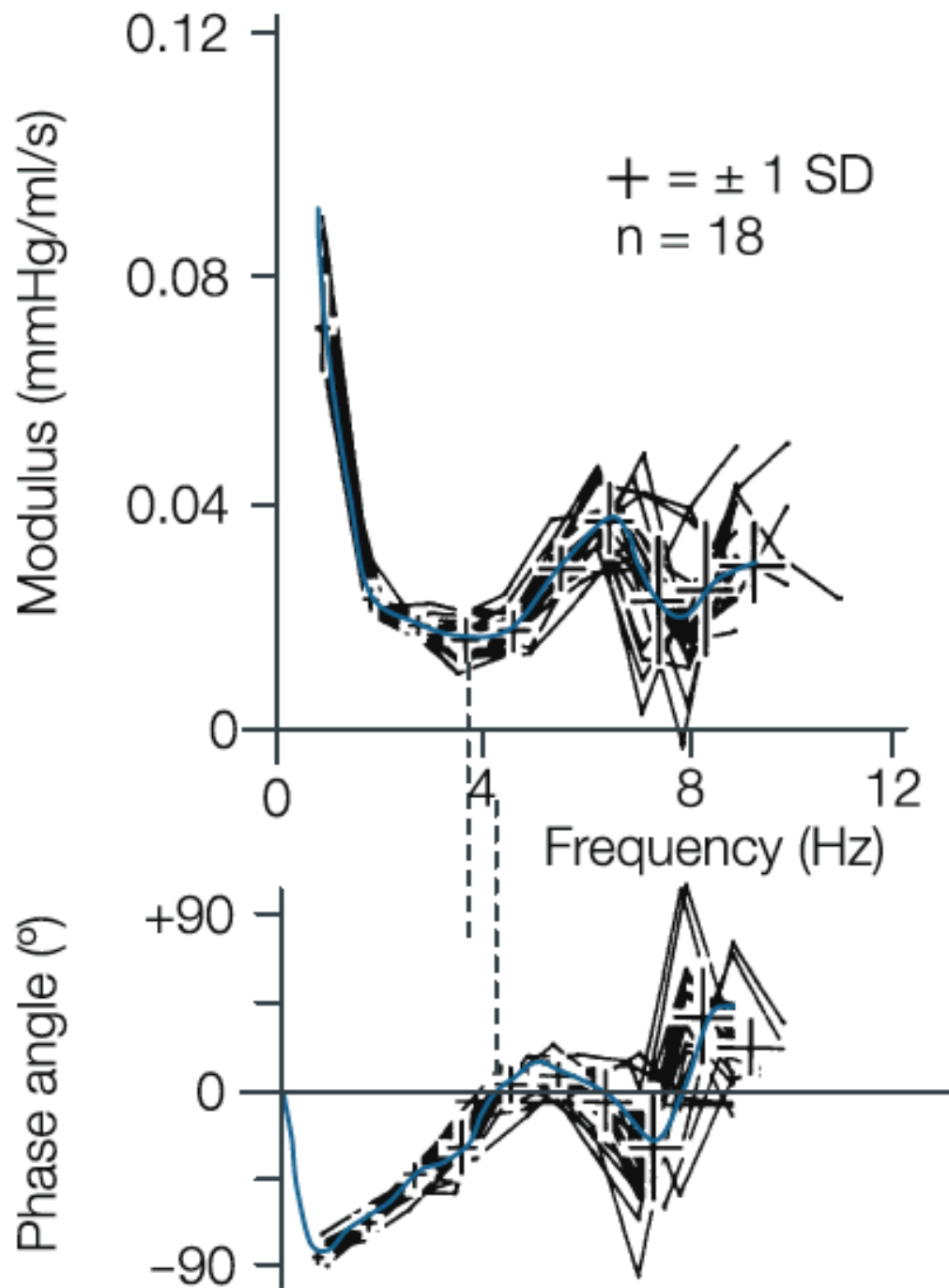


Mod  $Z =$   
 $= |P| / |F| = 0.06 \text{ mmHg s/ml}$   
 Phase  $Z =$   
 $= \angle P - \angle F = -30 \text{ degr}$

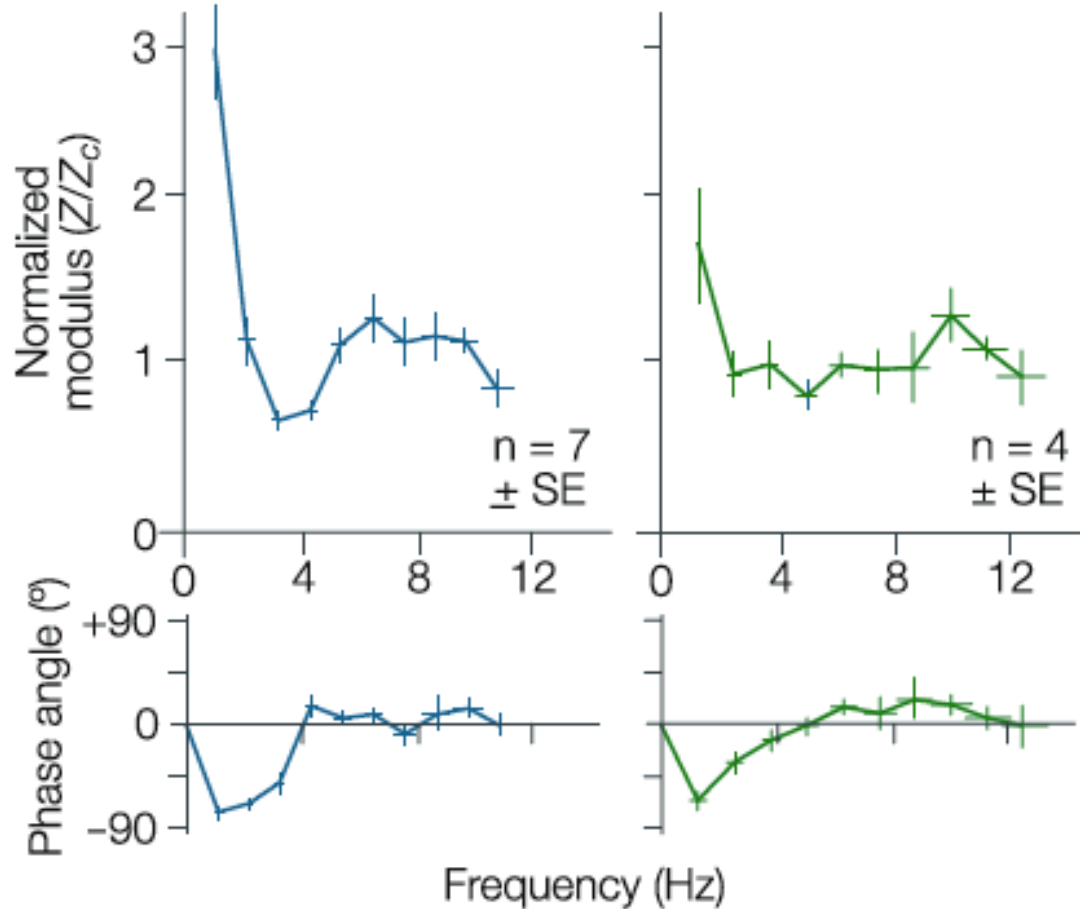
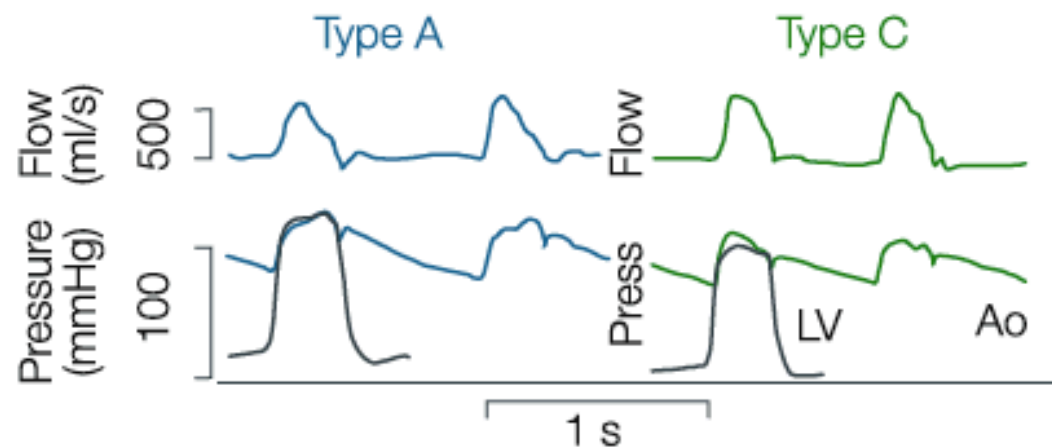
(3) etcetera





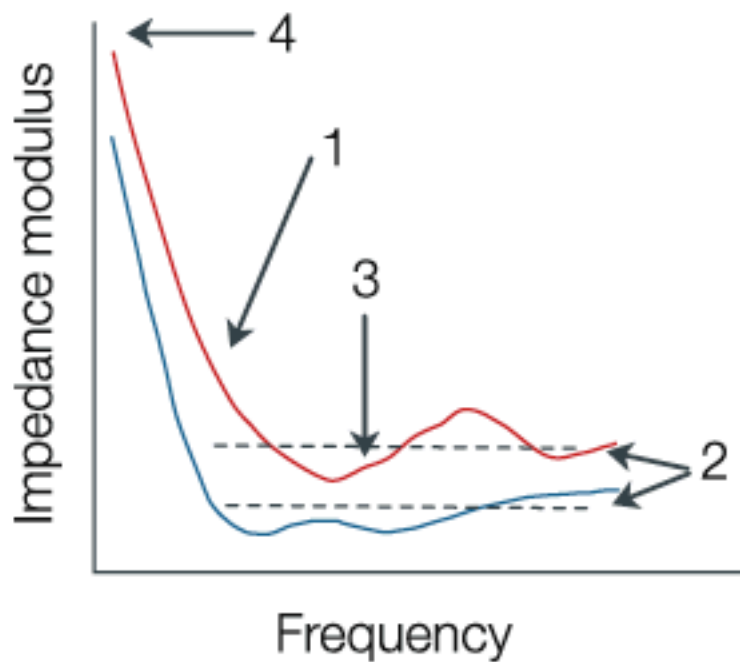
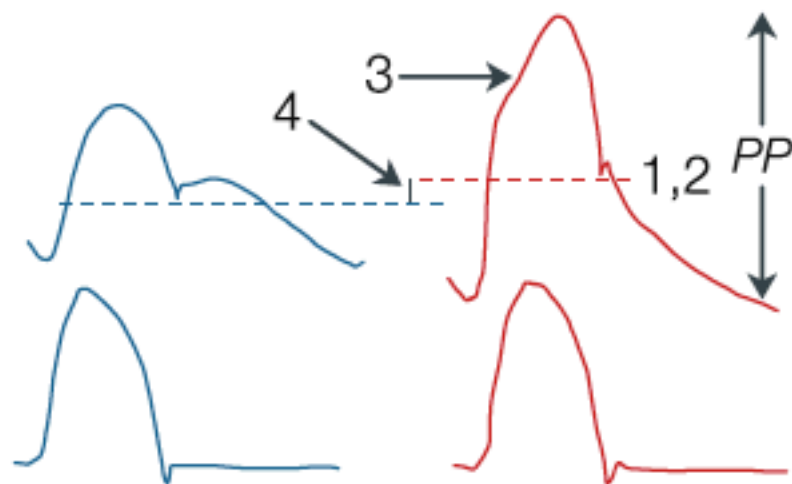






Normal

Hypertension



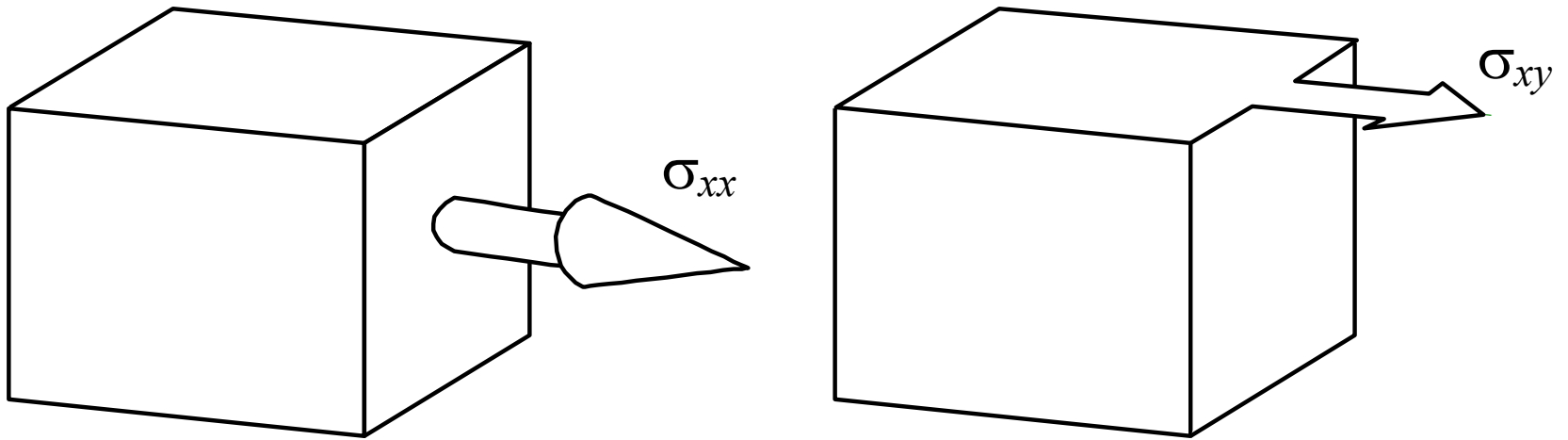
# **MECÁNICA VASCULAR**

# Tensión (*stress*)

$$\sigma = \frac{\text{fuerza}}{\text{área}} = \frac{\text{masa} \times \text{aceleración}}{\text{área}} = \frac{[\text{masa}]}{[\text{longitud}] \times [\text{tiempo}]^2}$$

Las unidades de tensión son las unidades de fuerza/área o, en unidades fundamentales,  $\text{masa} \times \text{longitud}^{-1} \times \text{tiempo}^{-2}$ . En el Sistema Internacional de Unidades (SI) la unidad básica de fuerza es el *newton* (N) y la de longitud es el metro, por lo tanto la unidad básica de tensión será el newton por metro cuadrado ( $\text{N}/\text{m}^2$ ) o *pascal*. Por lo tanto, 1 N es la fuerza que proporciona una aceleración de  $1 \text{ m}/\text{s}^2$  a un cuerpo de una masa de 1 kg. Asimismo, en el sistema CGS, la fuerza expresada por 1 *dina* es aquella que puede acelerar un cuerpo de masa igual a 1 g a  $1 \text{ cm}/\text{s}^2$ ; por lo tanto la tensión también puede expresarse en  $\text{dinas}/\text{cm}^2$

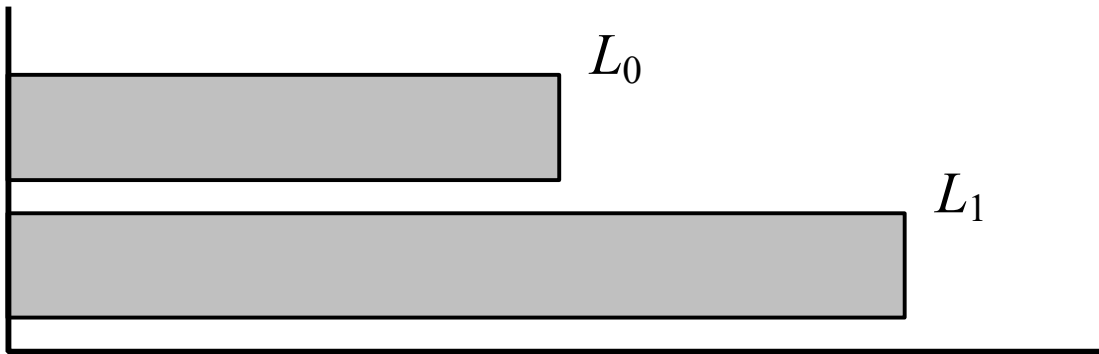
# Tensión (*stress*)



Izquierda: componente de tensión normal.

Derecha: componente de tensión de cizallamiento.

# Deformación (*strain*)



$$\varepsilon = \frac{L_1}{L_0}$$

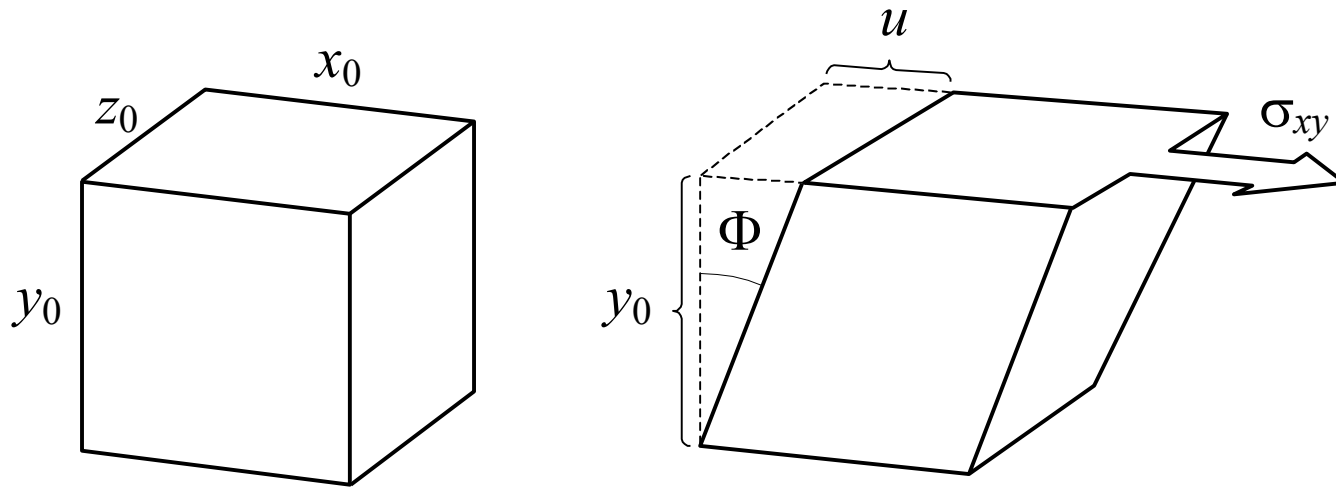
$$\varepsilon = \frac{L_1 - L_0}{L_0}$$

La variación en las dimensiones de un cuerpo que pueda ser relacionada con la tensión aplicada es descrita por el término *strain*, en idioma inglés, y que a nuestro idioma se traduce simplemente como deformación ( $\varepsilon$ ).

# Material isotrópico y homogéneo

Si las propiedades elásticas de un cuerpo son independientes de las direcciones en las cuales la fuerza es aplicada se dice que ese cuerpo es *isotrópico*, en tanto que será *anisotrópico* cuando las propiedades elásticas de ese cuerpo varíen según el sentido de la fuerza que es aplicada. Por otra parte, si estas propiedades son las mismas en todas las partes del cuerpo se dice que ese cuerpo es *homogéneo*

# Cizallamiento (*shearing*)



Deformación por cizallamiento por acción de una tensión de cizallamiento  $\sigma_{xy}$ . En este caso la medición de la deformación se evalúa a través del ángulo de cizallamiento ( $\Phi$ ).

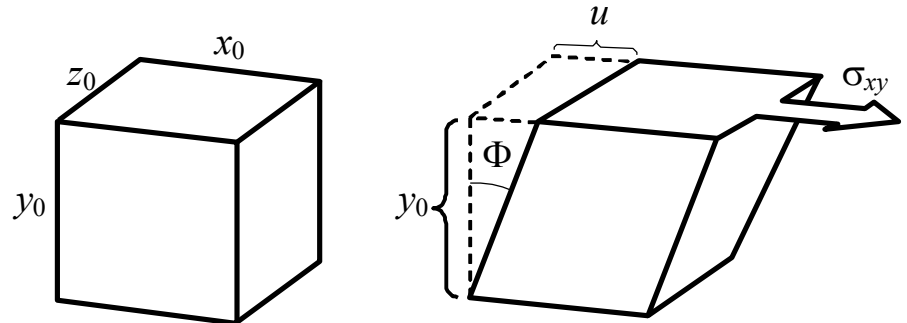


# Fuerzas mecánicas

Los VASOS SANGUÍNEOS están permanentemente sujetos a fuerzas mecánicas.

**Presión sanguínea:** es el mayor determinante del estiramiento del vaso. El estiramiento genera tensiones radial y tangencial para contrarrestar la presión intravascular.

**Flujo sanguíneo:** produce una tensión de cizallamiento (**shear stress**) al friccionar la sangre contra la pared interna del vaso.

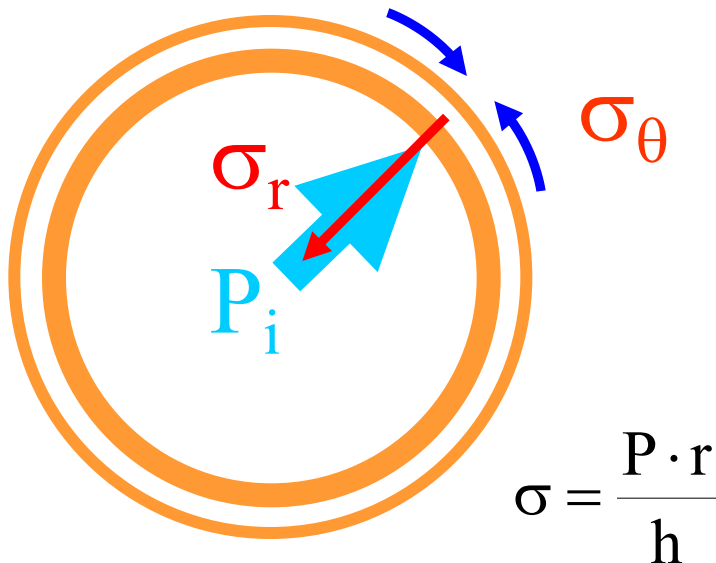


# Fuerzas mecánicas

Los VASOS SANGUÍNEOS están permanentemente sujetos a fuerzas mecánicas.

## Presión sanguínea

Tensión parietal ( $\sigma$ )



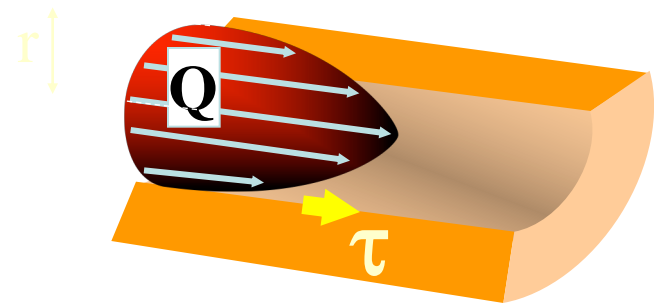
$$\sigma = \frac{P \cdot r}{h}$$

P: presión. r: radio. h: espesor

$\sigma_r$ : tensión radial.  $\sigma_\theta$ : tensión circunferencial

## Flujo sanguíneo

Tensión de cizallamiento ( $\tau$ )  
(shear stress)



$$\tau = \frac{4 \cdot \mu \cdot Q}{\pi \cdot r^3}$$

$\mu$ : viscosidad sanguínea

r: radio vascular

Q: velocidad del flujo

# Módulo elástico (de Young)

- Las propiedades elásticas de un material particular pueden ser expresadas como la relación entre tensión y deformación, o *módulo elástico* ( $E$ ). Dado que la deformación es una proporción, y por tanto es adimensional, las unidades de los módulos llevan las mismas unidades que la tensión.
- El módulo de Young puede también expresarse como la relación entre la tensión longitudinal y su consecuente elongación:

$$E_{xx} = \frac{\sigma_{xx}}{\varepsilon_{xx}}$$

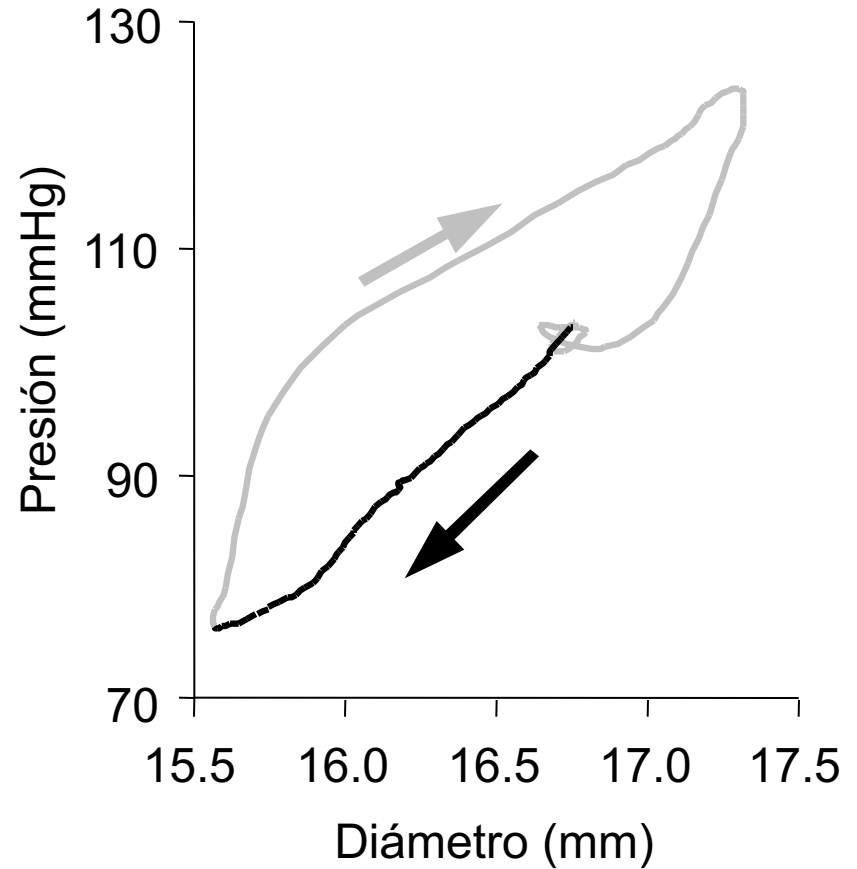
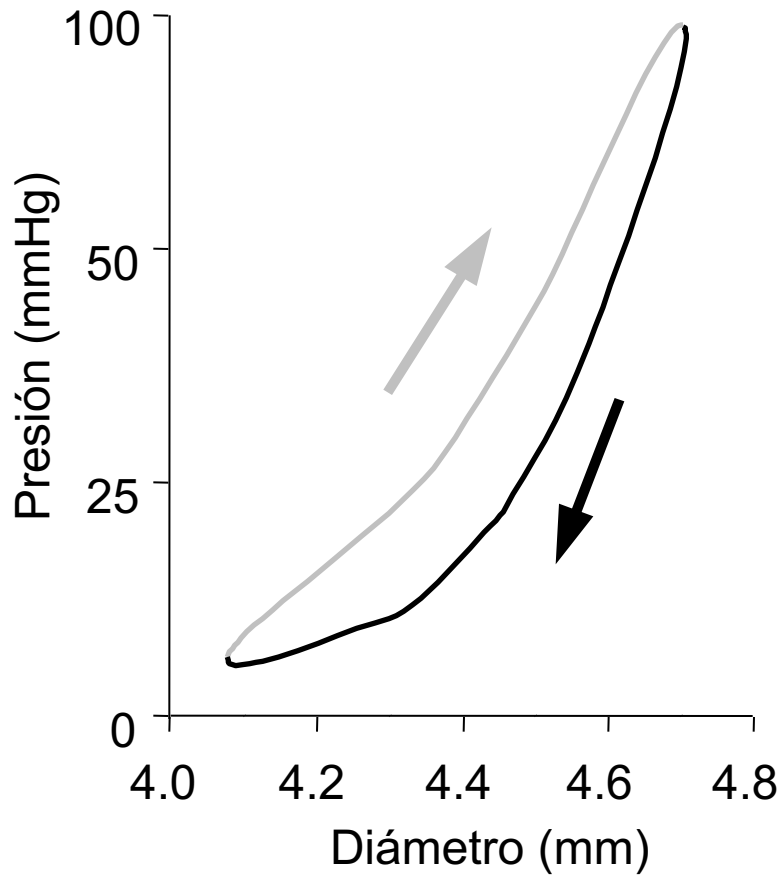
# Elasticidad

Elasticidad es la propiedad de un cuerpo de volver a su forma original luego de haber sido deformado. Un cuerpo perfectamente elástico puede ser deformado de varias formas pero retornará a su forma y dimensiones originales tan pronto como la fuerza haya sido cancelada, en tanto que el volumen del material puede o no ser alterado por la deformación.

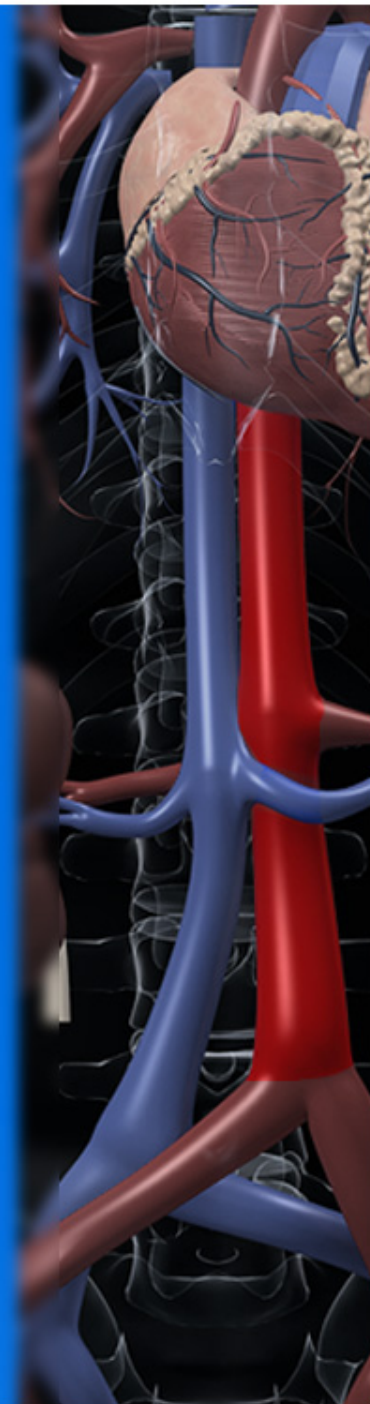
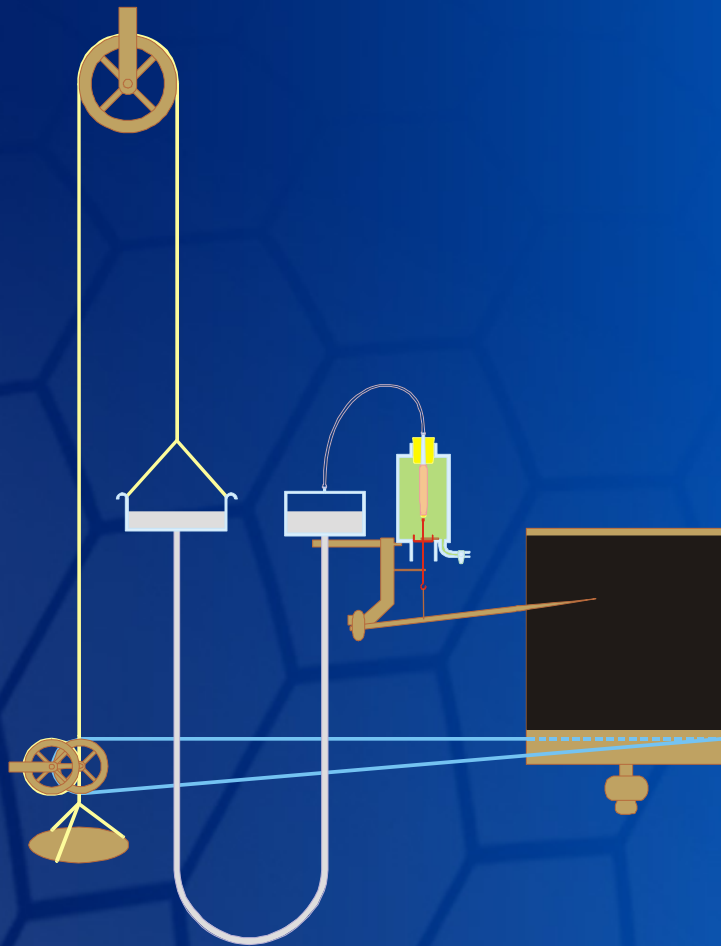
Un cuerpo perfectamente elástico es aquel que obedece a la Ley de Hooke, por lo que se lo llama también material hookoneano. Dicha ley establece que la tensión es linealmente proporcional a la deformación, es decir, que un material hookoneano posee una relación tensión–deformación lineal, tal que,

$$\sigma = E \cdot \varepsilon \Rightarrow E = \frac{\sigma}{\varepsilon}$$

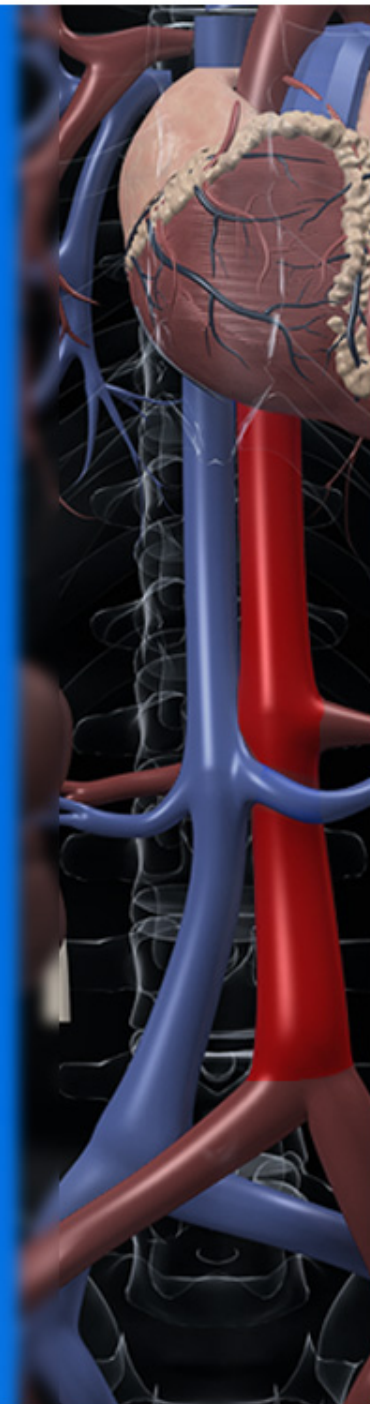
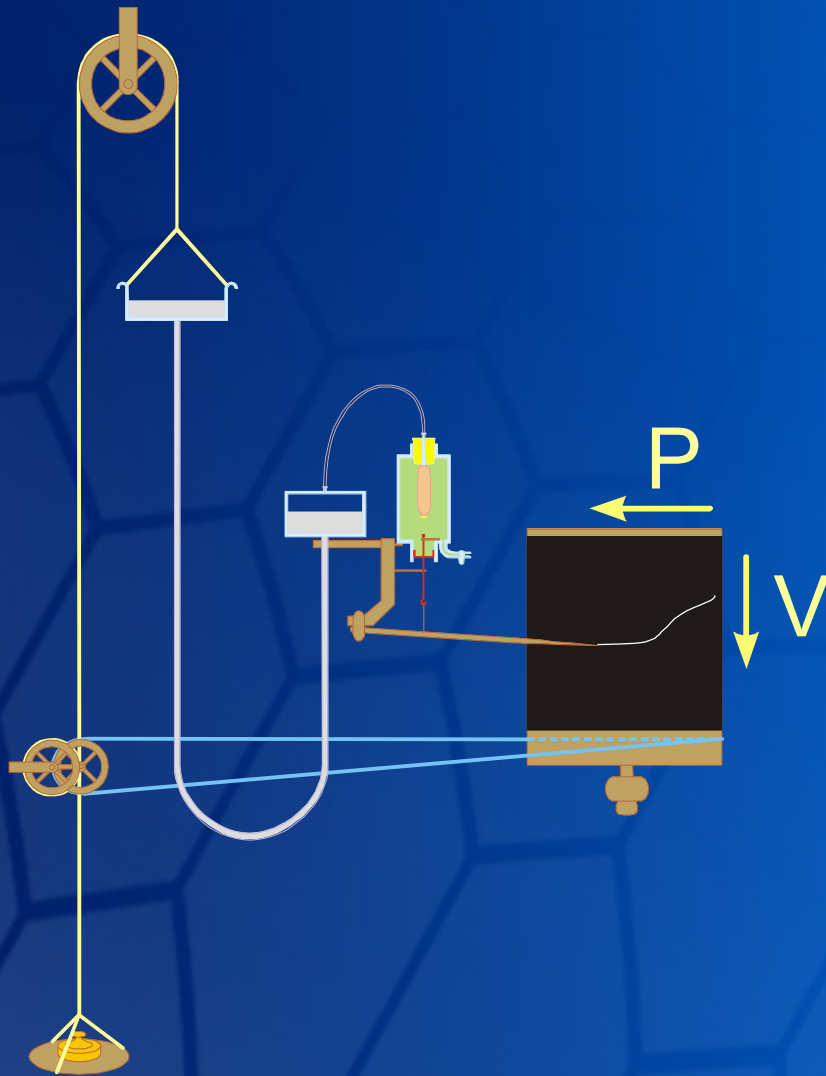
# Viscoelasticidad



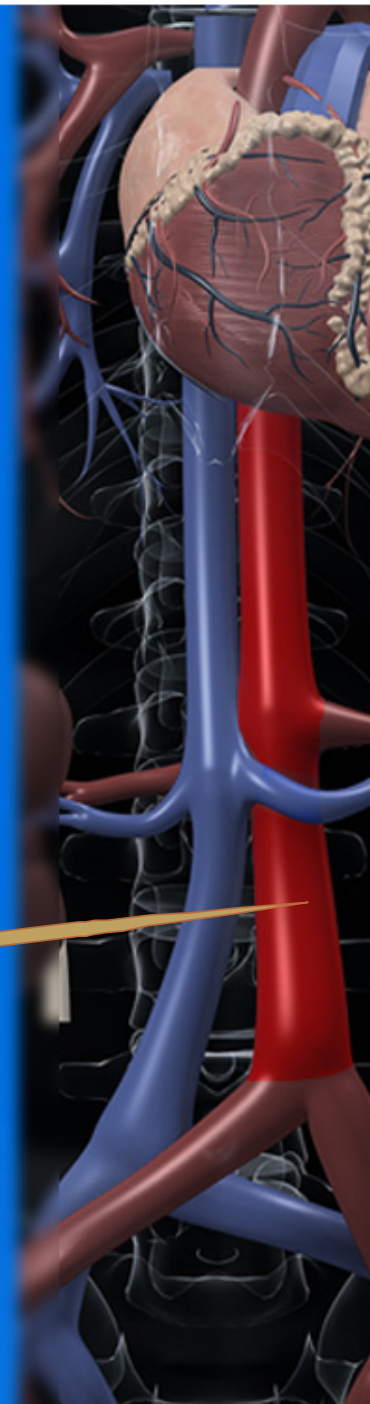
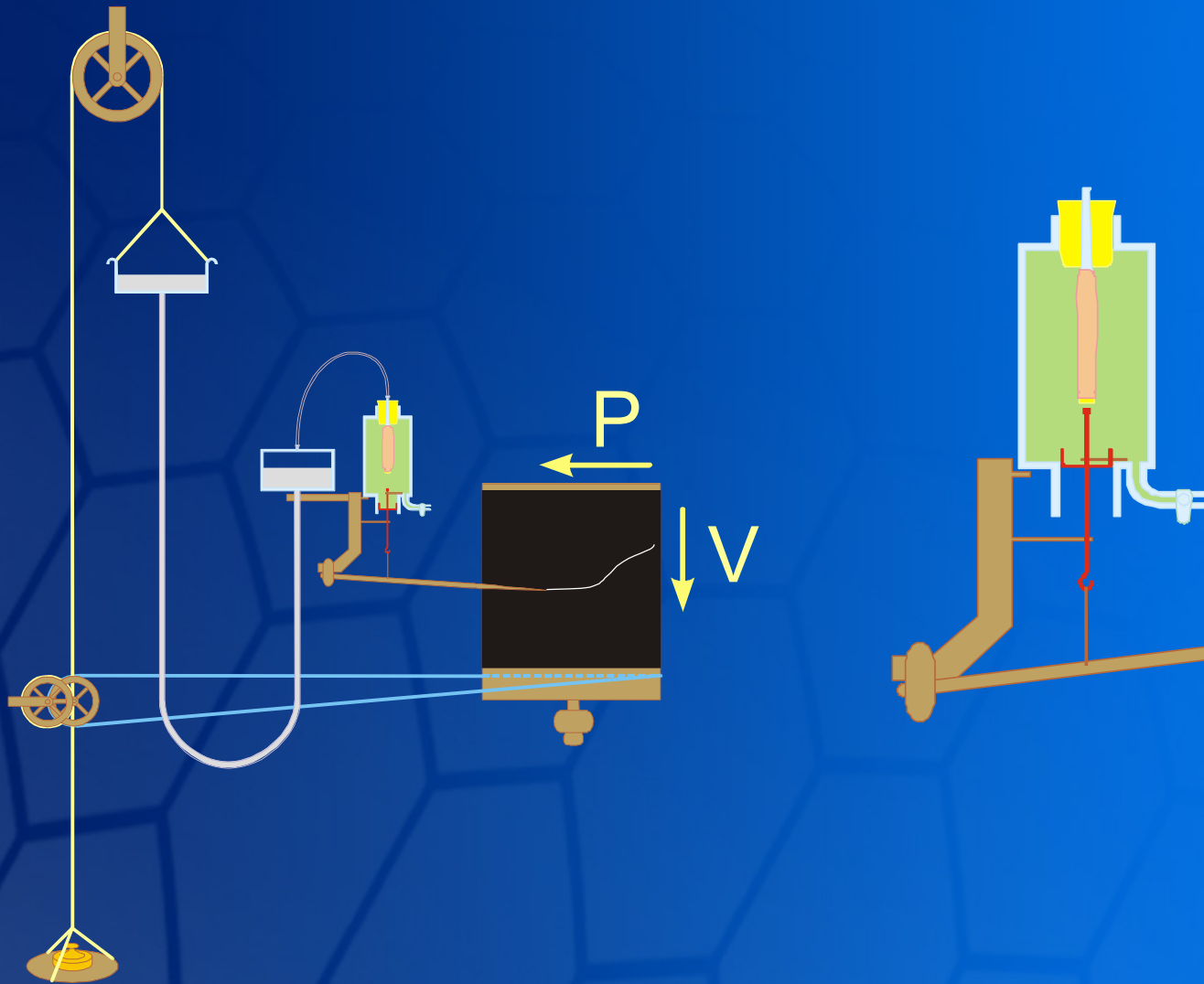
# Roy, 1881



# Vinculando Presión y Volumen

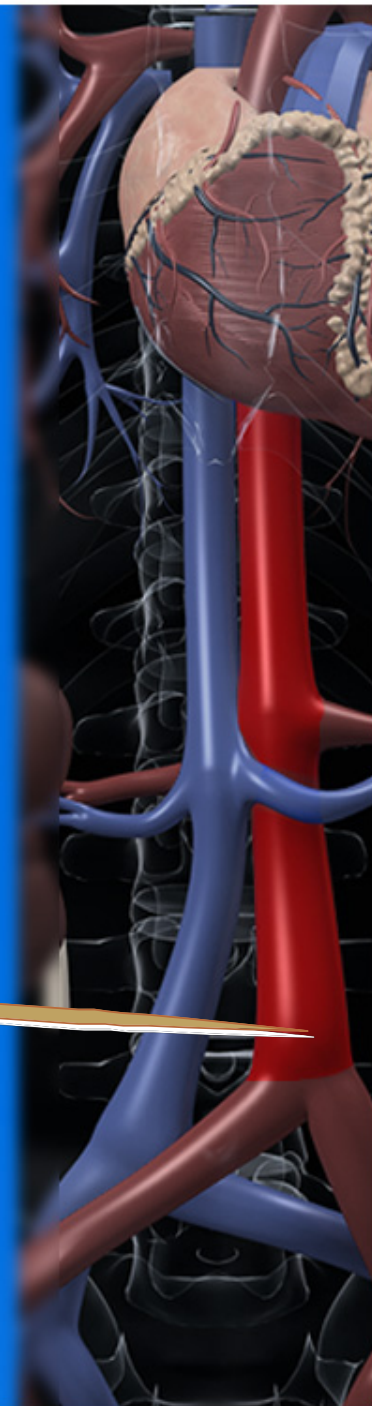
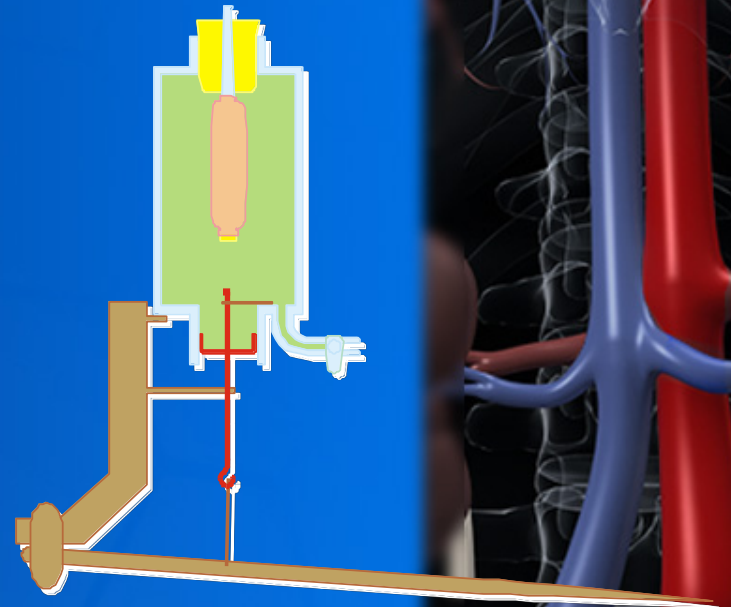
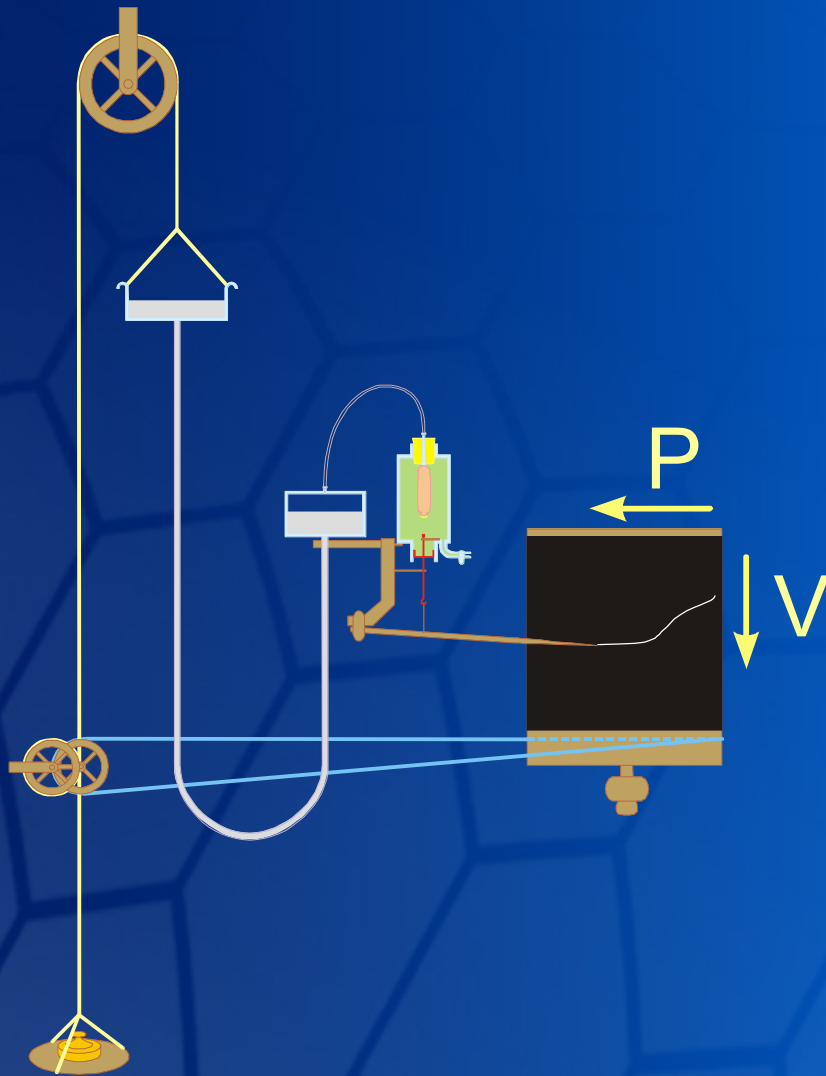


# Vinculando Presión y Volumen

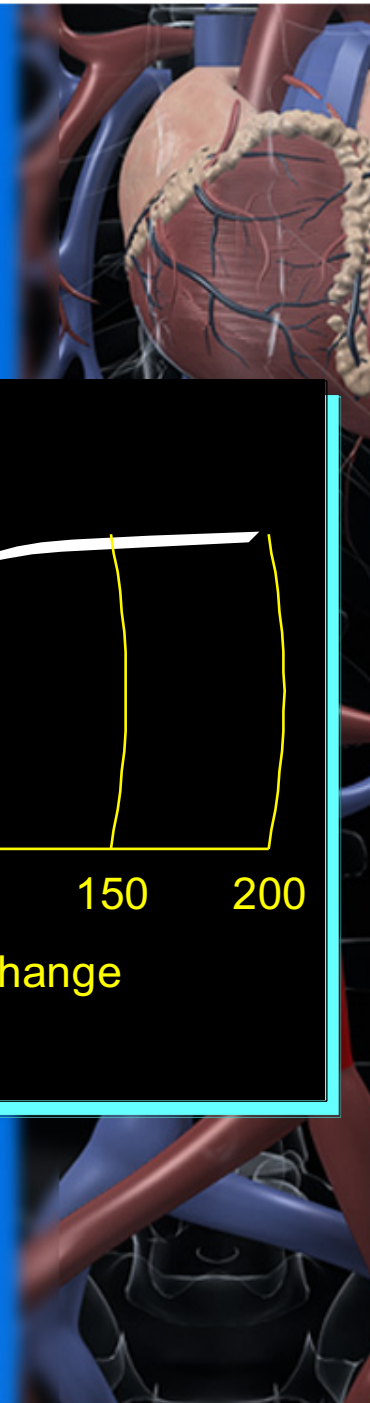
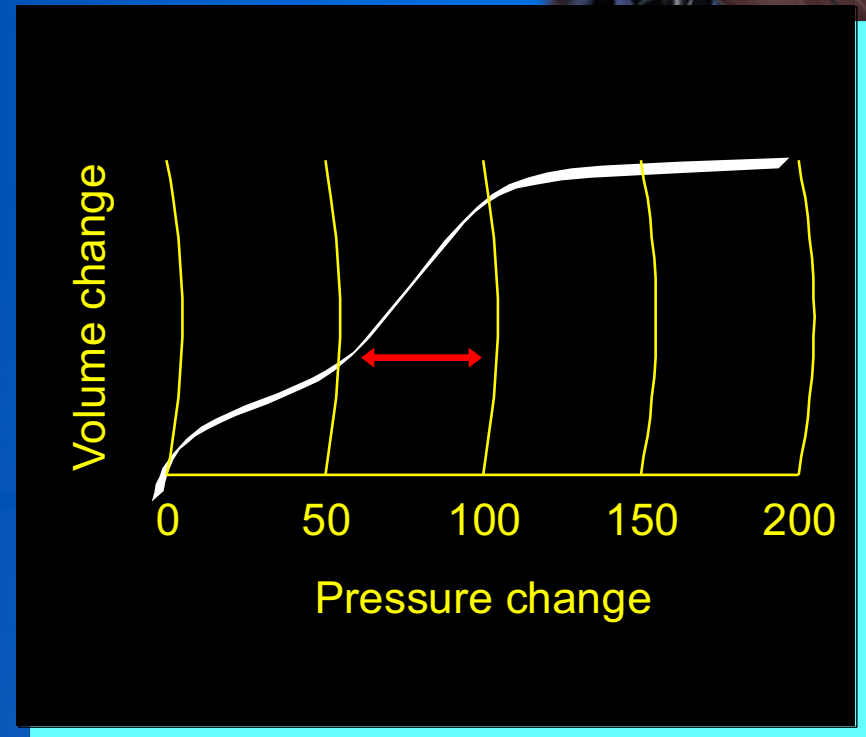
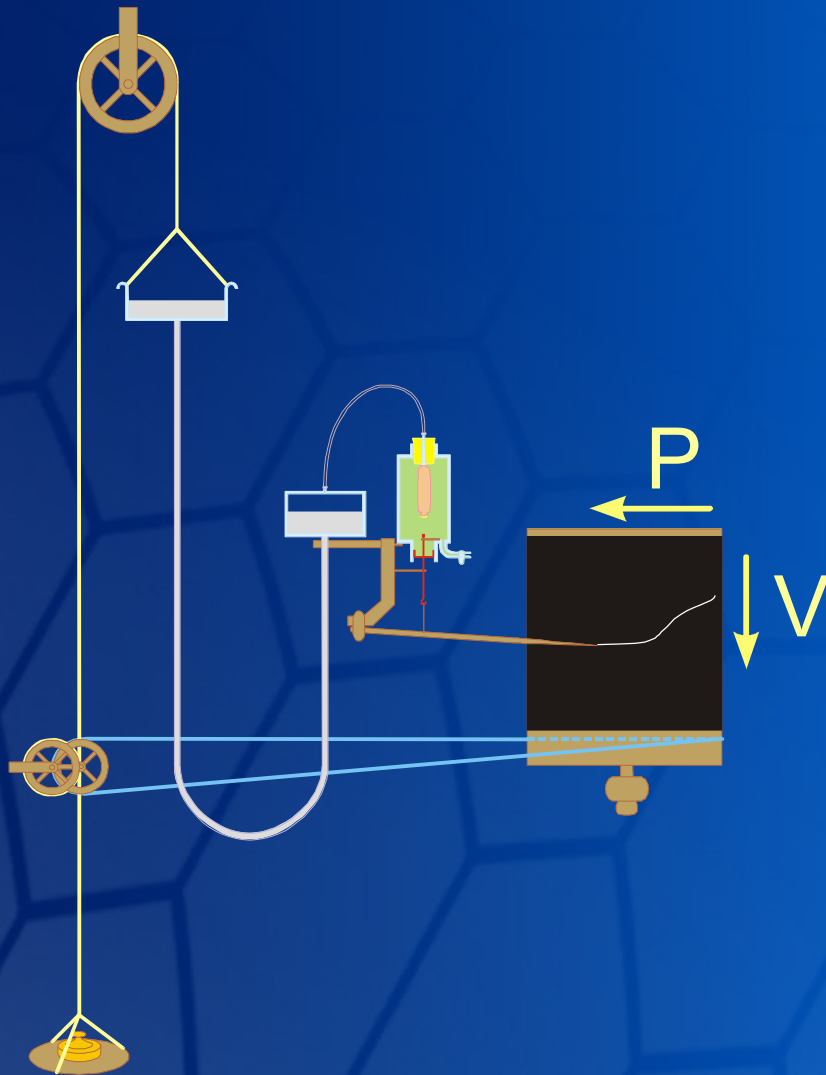




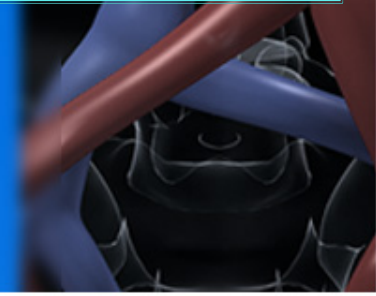
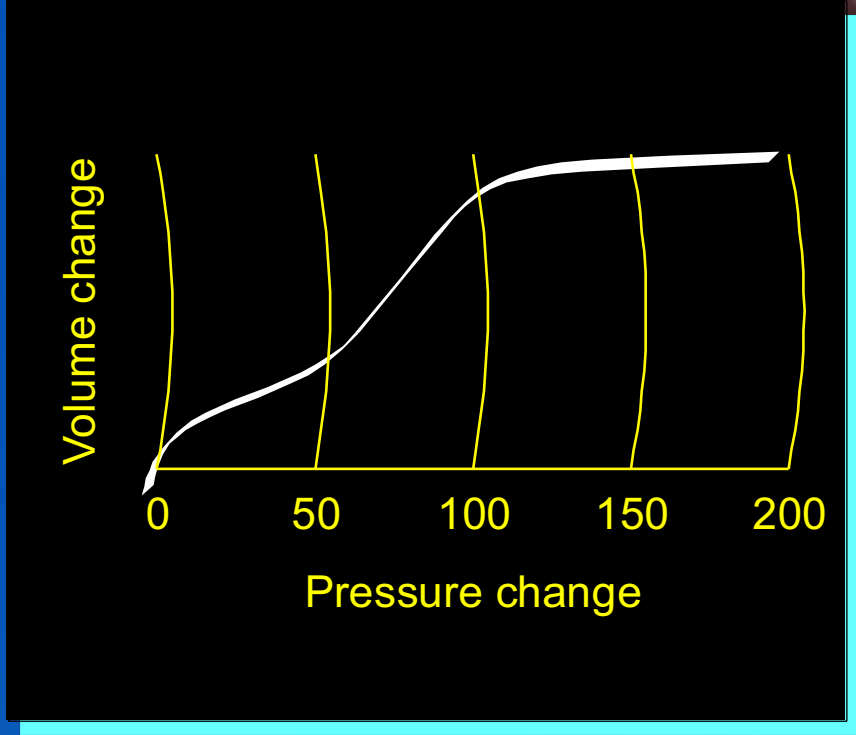
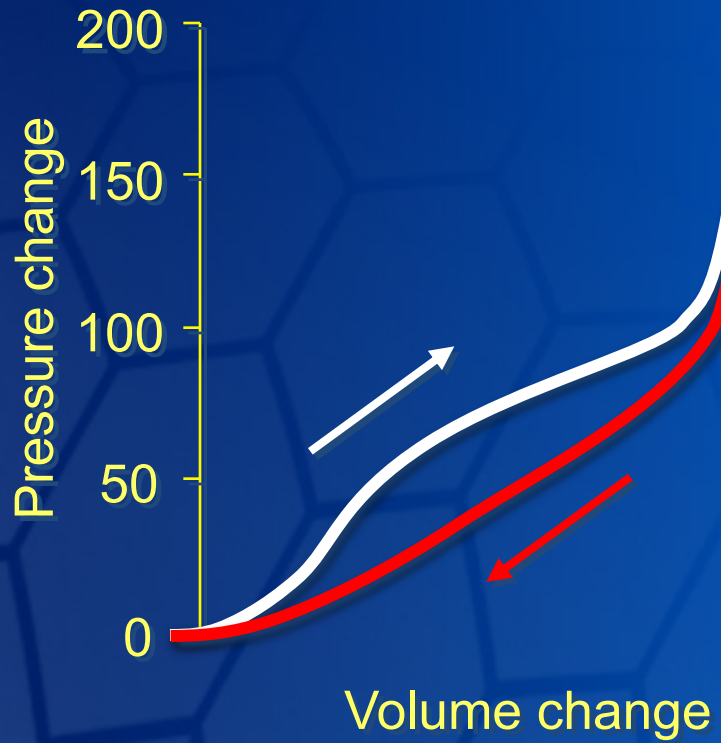
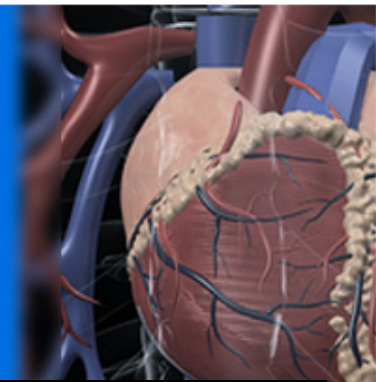
# Vinculando Presión y Volumen



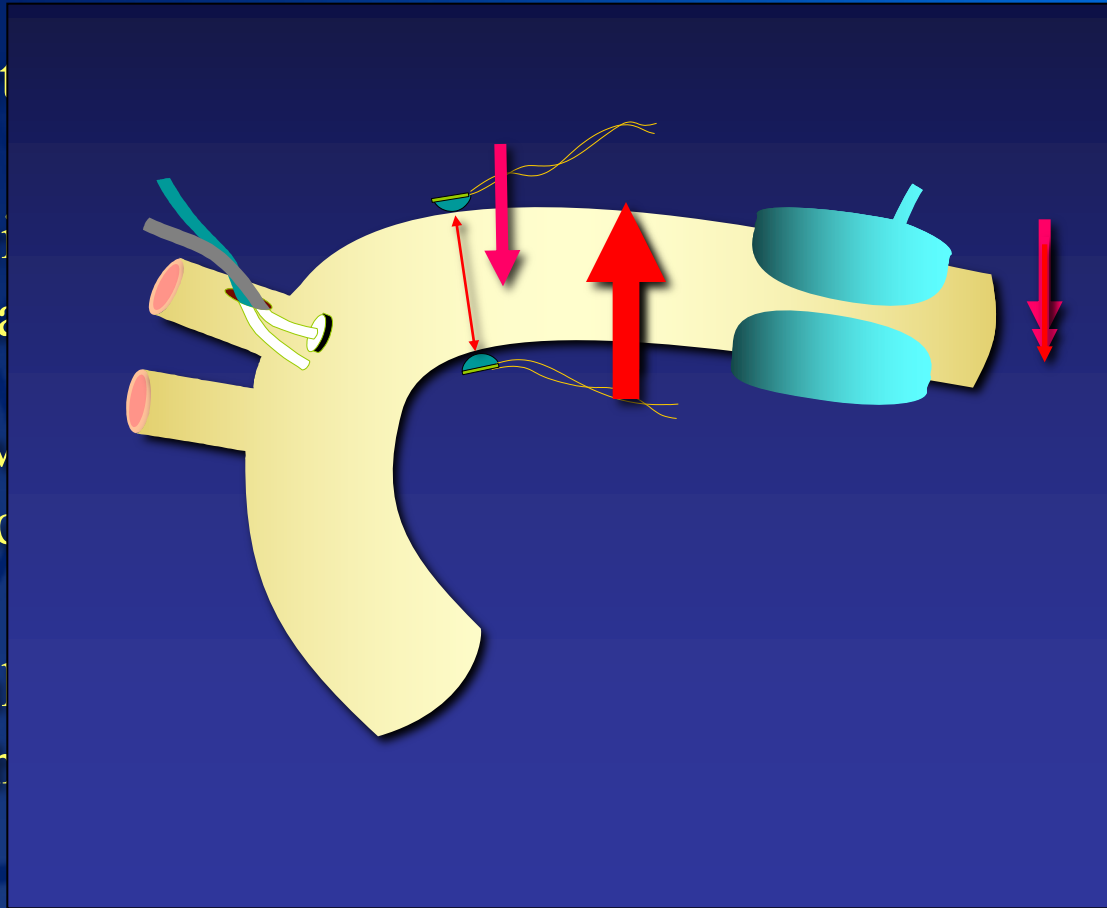
# Relación presión volumen



# Rulo o lazo presión volumen



# Patrón ORO: animales conscientes



aor

arter

pulmona

vena cav

anterio

aurícu

derech

ventrículo  
derecho

pulmón

zquierdo

aurícula

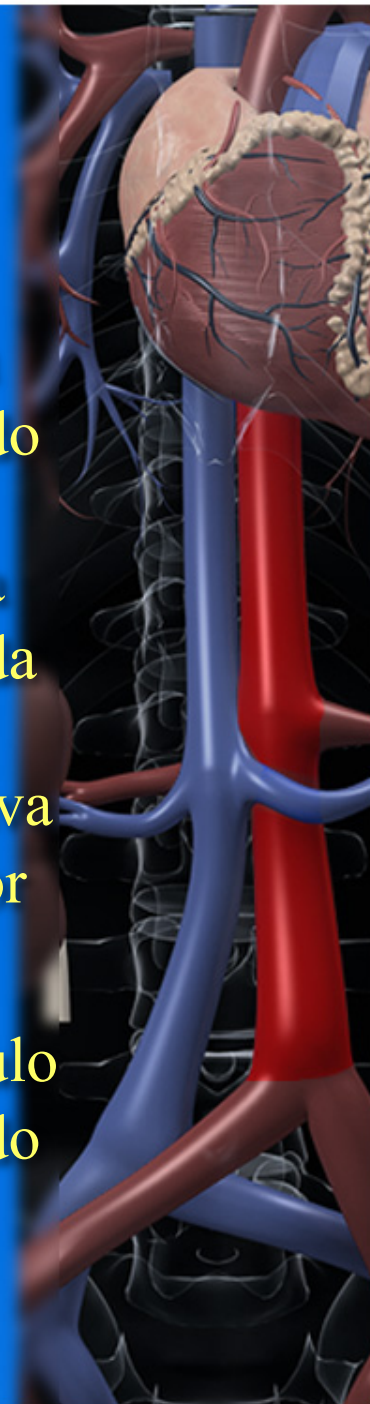
zquierda

vena cava

posterior

ventrículo

zquierdo



# Propiedades mecánicas de la pared arterial

<b>Conducta estática</b> $(\omega = 0)$ $E_{(\omega)} = E_{real}$	Conducta elástica pasiva	Módulo elástico de la elastina Módulo elástico del colágeno Módulo elástico del músculo liso relajado (despreciable)	
	Conducta elástica activa	Módulo elástico del músculo liso activado	
<b>Conducta dinámica</b> $(\omega \neq 0)$ $E_{(\omega)} = E_{real} + E_{imag}$	Conducta viscosa	Módulo viscoso	Módulo viscoso del músculo liso en reposo Módulo viscoso del músculo liso activado
	Conducta inercial	Módulo inercial	

$\omega$ : frecuencia.

$E_{(\omega)}$ : módulo elástico complejo.

# La relación tensión–deformación de la pared arterial

El enfoque más generalizado para caracterizar la elasticidad de la pared arterial es aquel basado en la Teoría Lineal Elástica, lo cual implica asumir la homogeneidad, la incompresibilidad y la isotropía de la pared arterial.

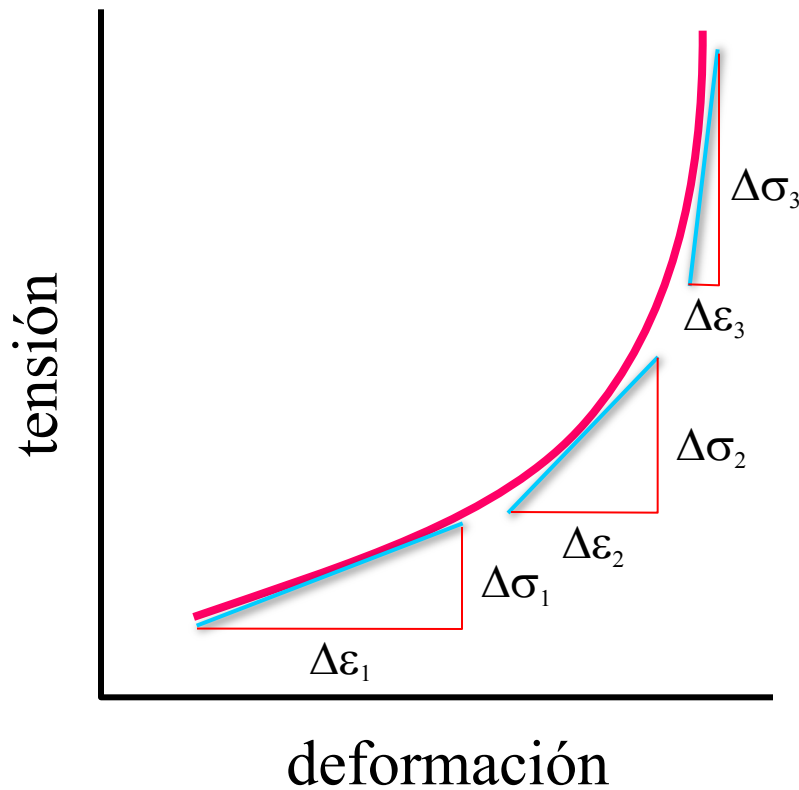
Un material hookoneano obedece a:

$$\sigma = E \cdot \varepsilon$$

Como la pared arterial presenta una relación tensión–deformación no lineal, no es posible caracterizar su respuesta elástica con un único módulo de elasticidad, por lo que debe calcularse de forma incremental:

$$\frac{d\sigma}{d\varepsilon} = E_{inc}$$

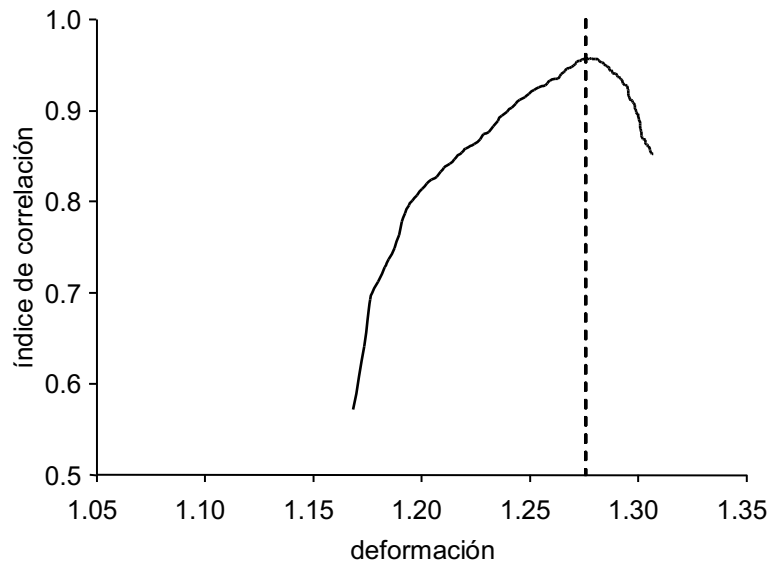
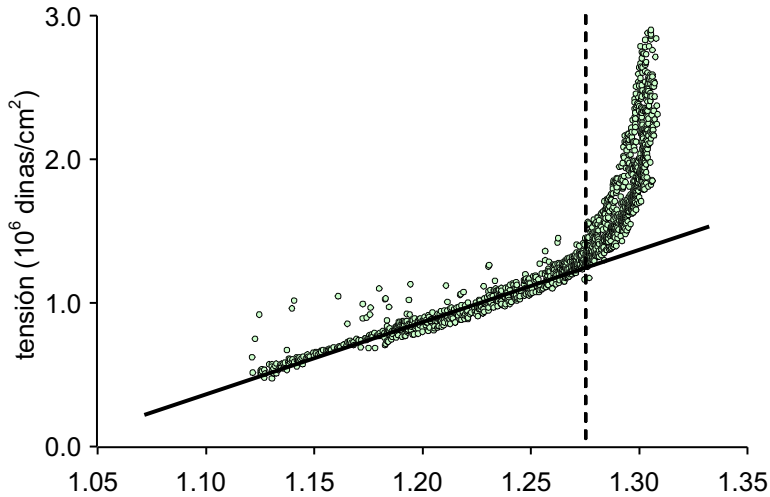
# La relación tensión-deformación



$$E_{\text{inc}} = \frac{d\sigma}{d\varepsilon}$$

Bergel (1961) llamó módulo elástico incremental ( $E_{\text{inc}}$ ) al módulo elástico calculado a partir de observaciones en pequeños pasos.

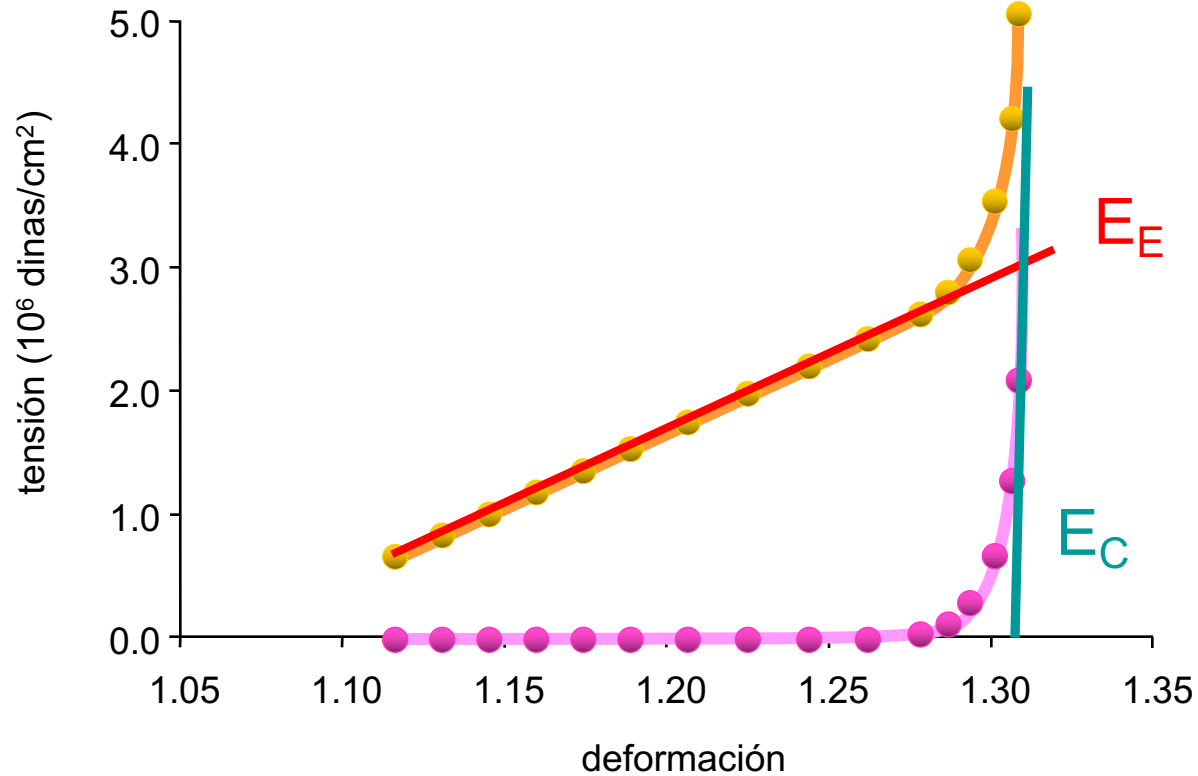
# La elastina



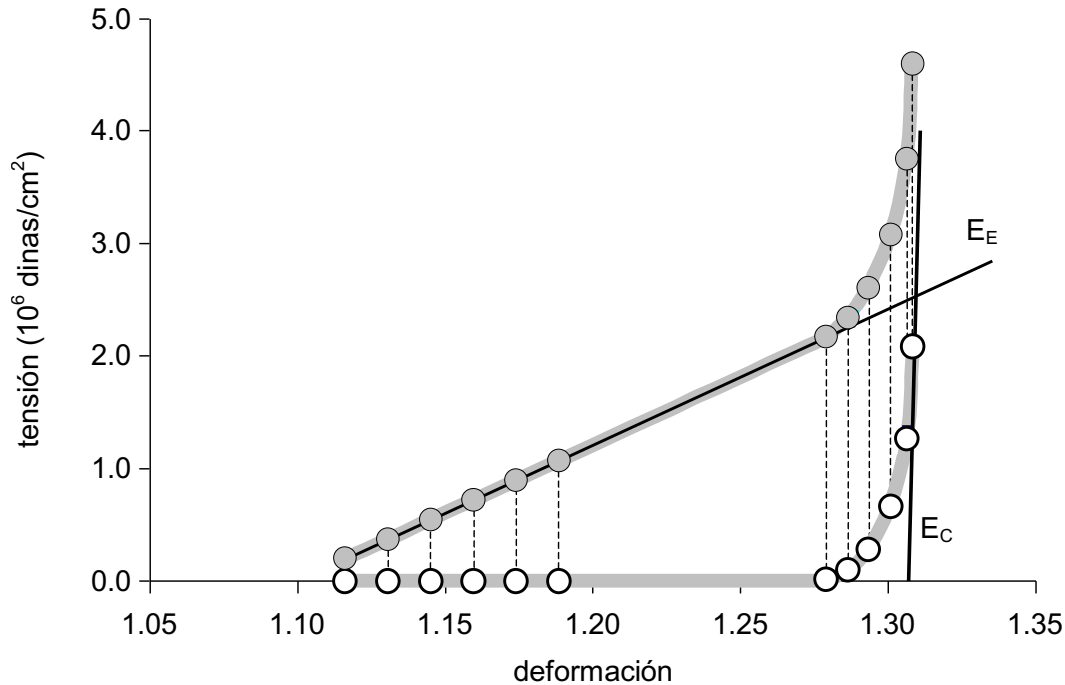
Determinación del punto de transición o *break-point* o punto de transición desde la elastina al colágeno. El *break-point* es detectado realizando sucesivos ajustes lineales que progresivamente toman en cuenta más puntos siguiendo el aumento en la tensión y comenzando en el mínimo valor de deformación. En cada ajuste se calcula el índice de correlación. El máximo índice de correlación determina el punto en el cual la relación tensión deformación deja de tener una conducta lineal.



# Conducta pasiva: elastina y colágeno



# El colágeno



Determinación de la relación tensión–deformación para las fibras de colágeno. La sustracción entre la relación tensión–deformación de la relación pasiva total (línea gris superior) y la pendiente correspondiente al módulo elástico de la elastina ( $E_E$ ) determina una nueva relación para las fibras de colágeno (línea gris inferior). La pendiente a la relación en los más altos niveles de tensión transmural representa el módulo elástico de las fibras de colágeno ( $E_C$ ).

# Conducta activa: músculo liso vascular

