

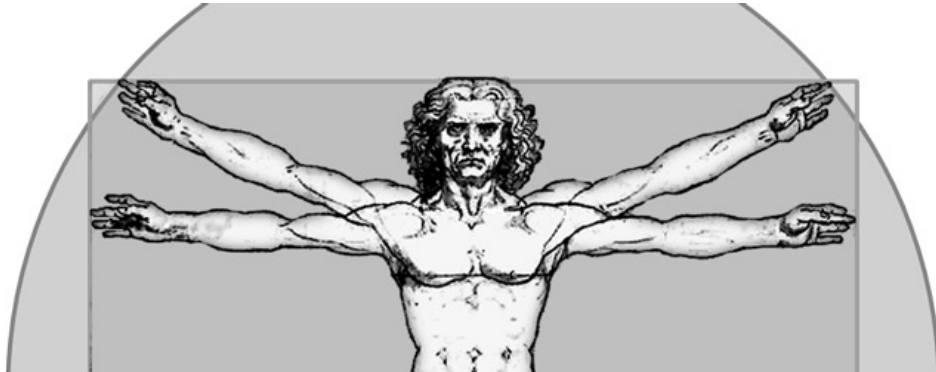
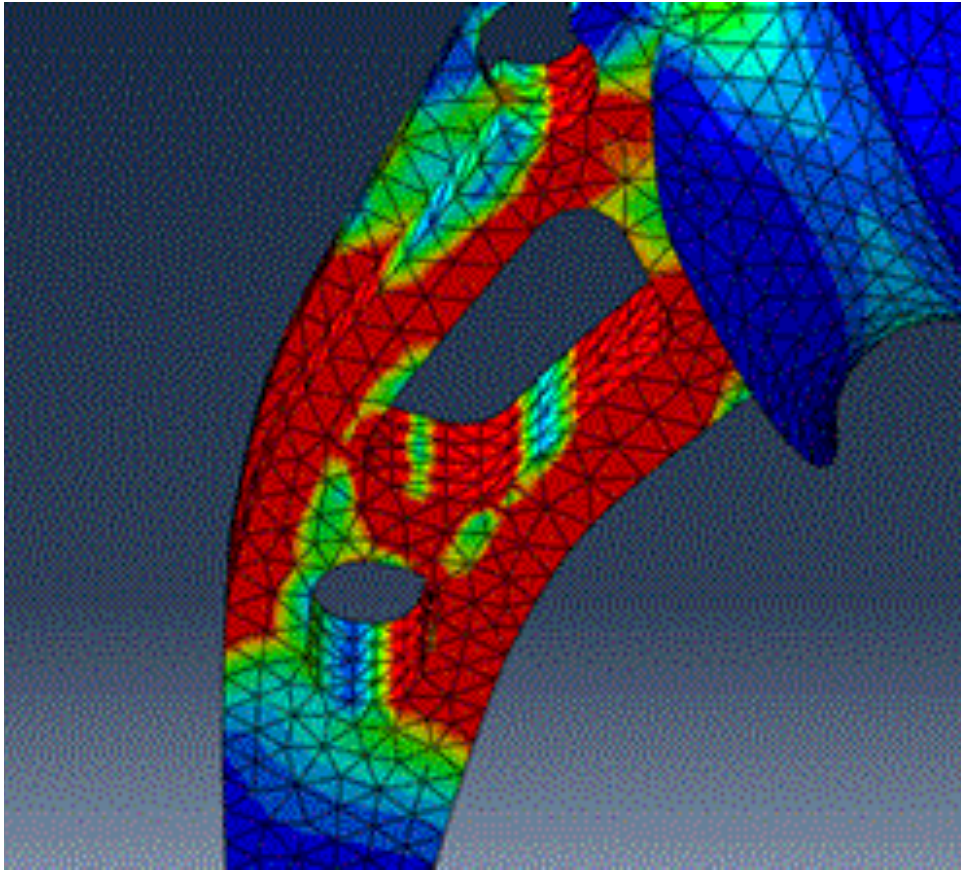


El sistema esquelético-muscular está formado por la unión de los huesos, las articulaciones y los músculos, constituyendo en conjunto el elemento de sostén, protección y movimiento del cuerpo humano, con características anatómicas adaptadas a las funciones que desempeña.



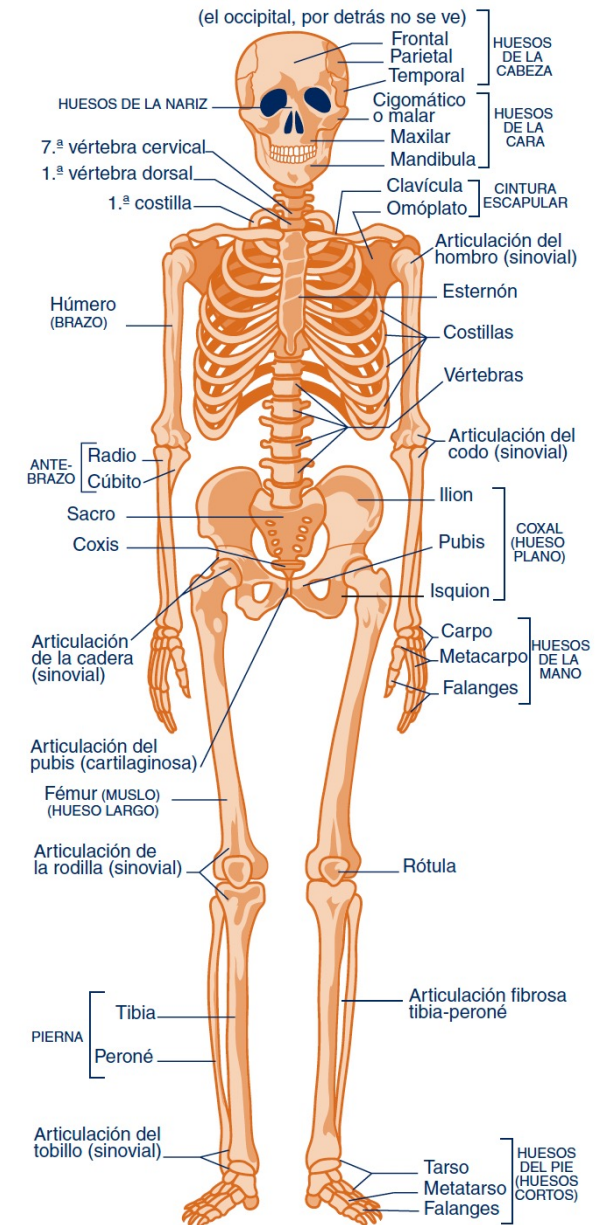
# SISTEMA ESQUELETICO MUSCULAR

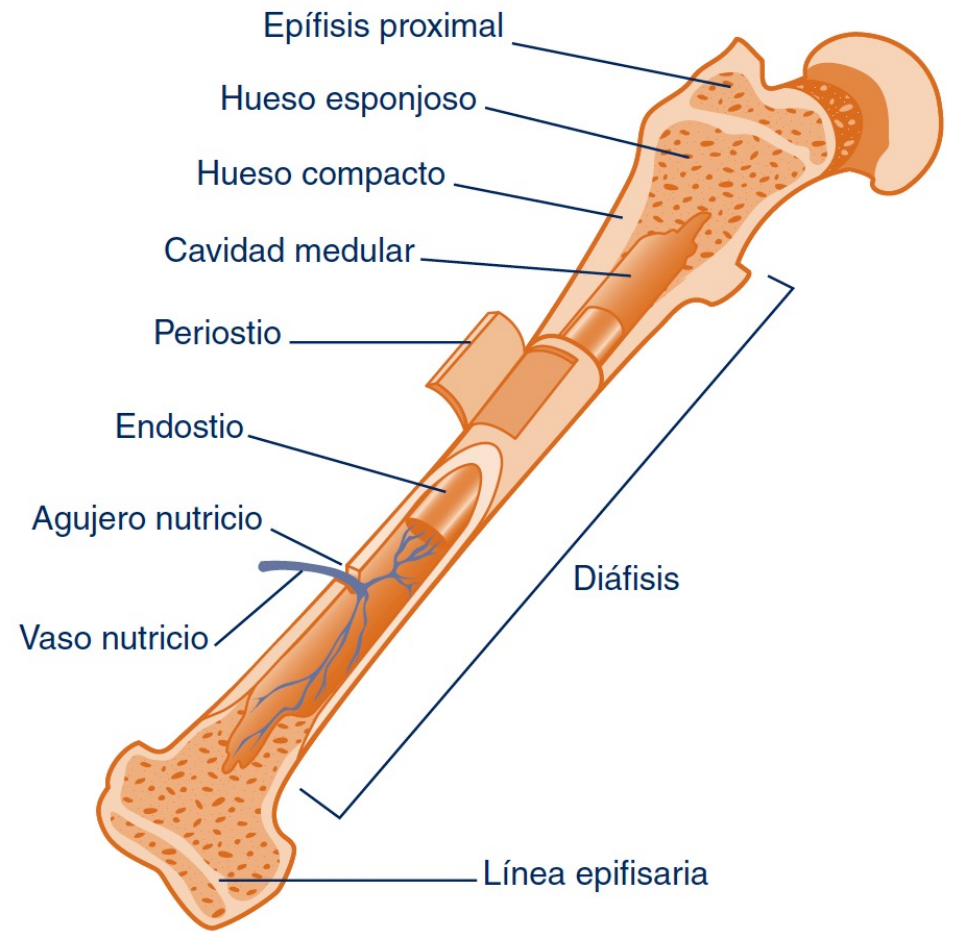
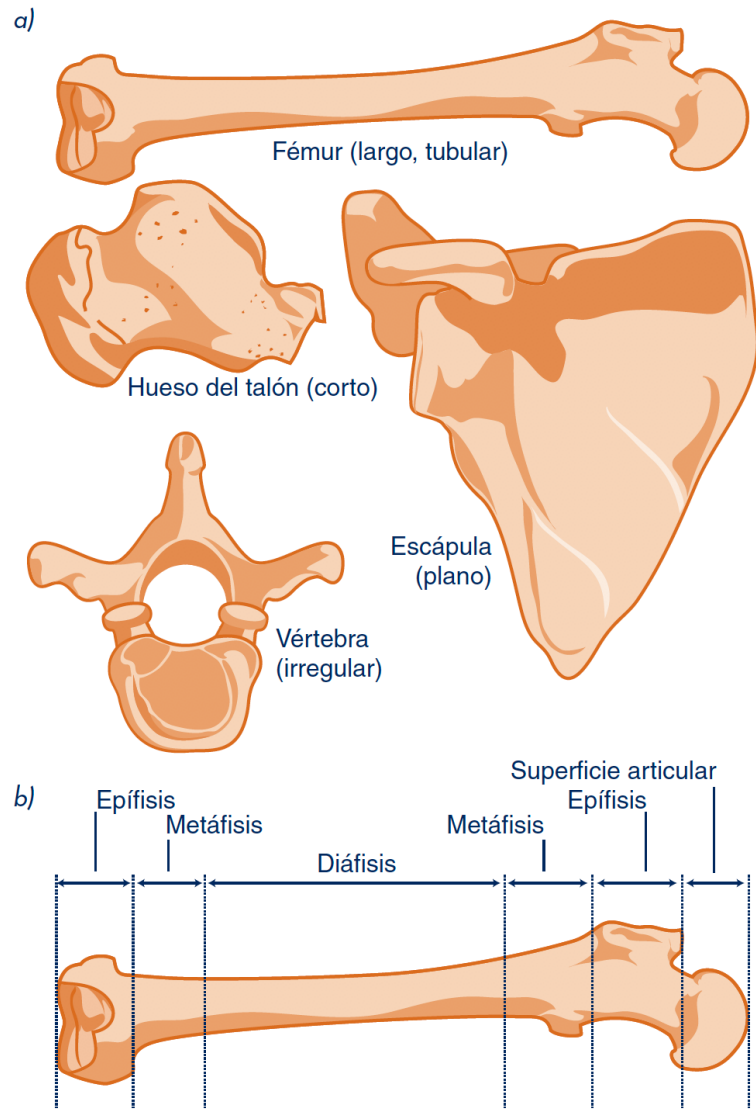
---

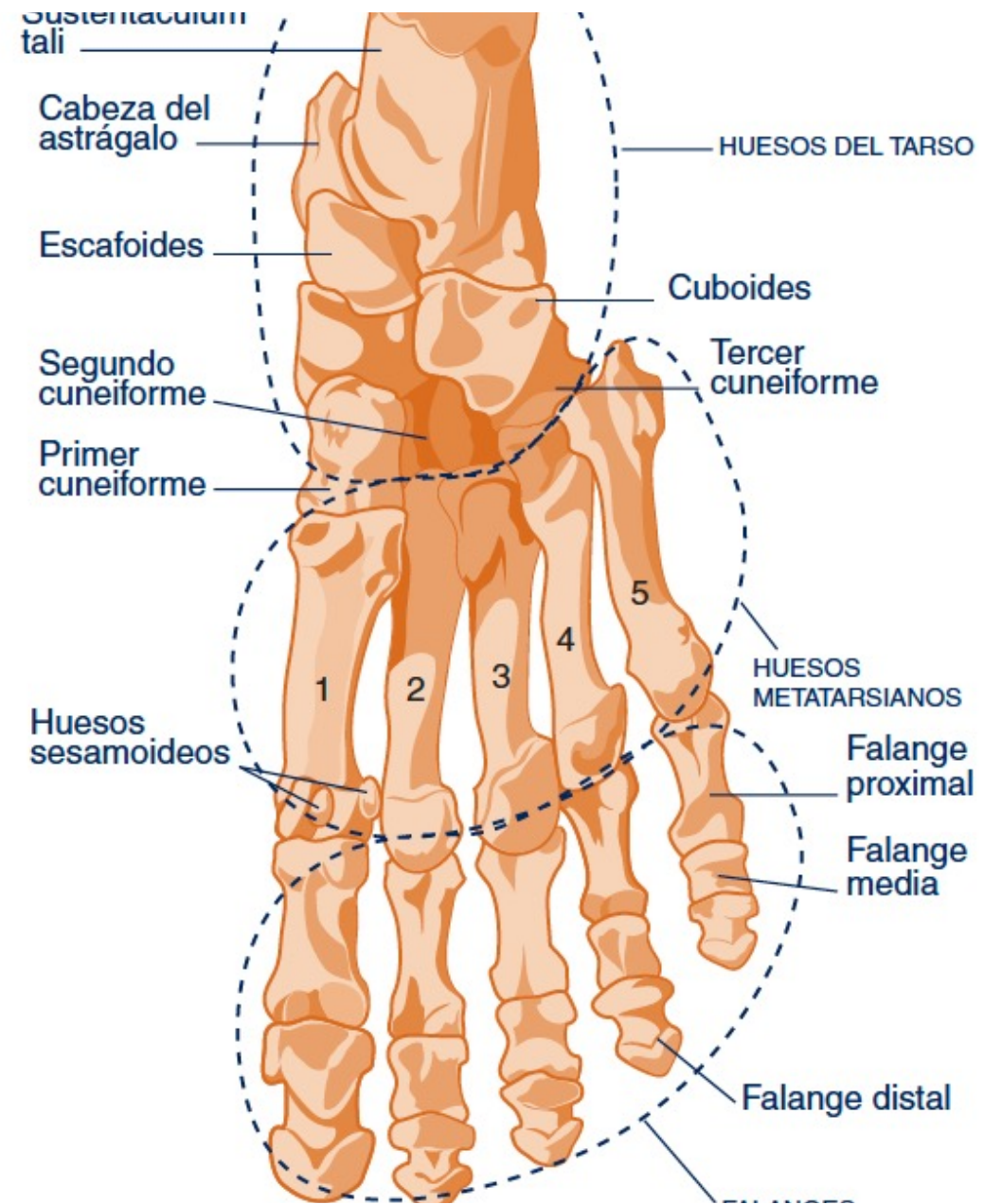
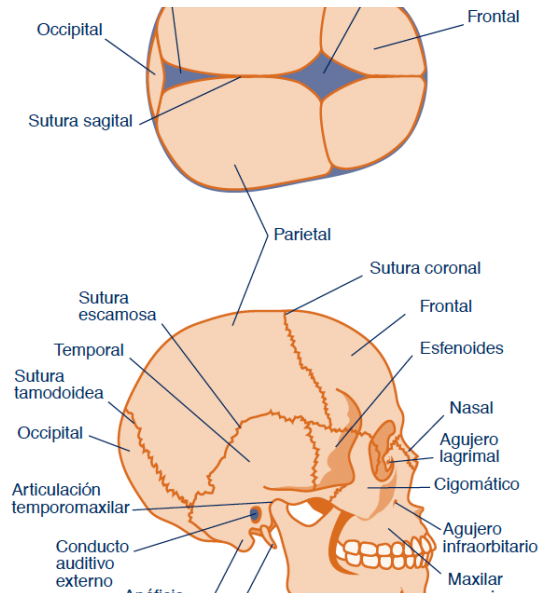
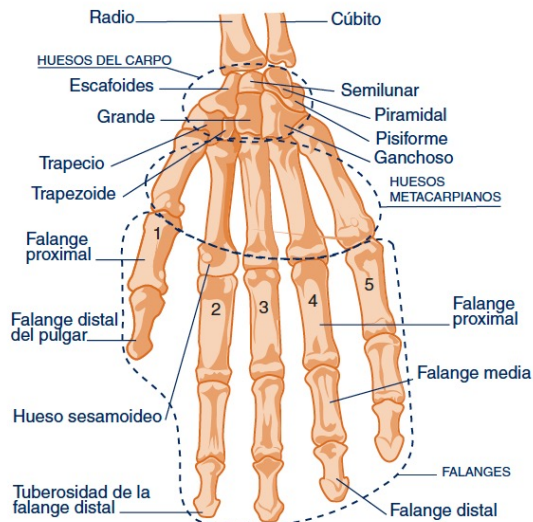
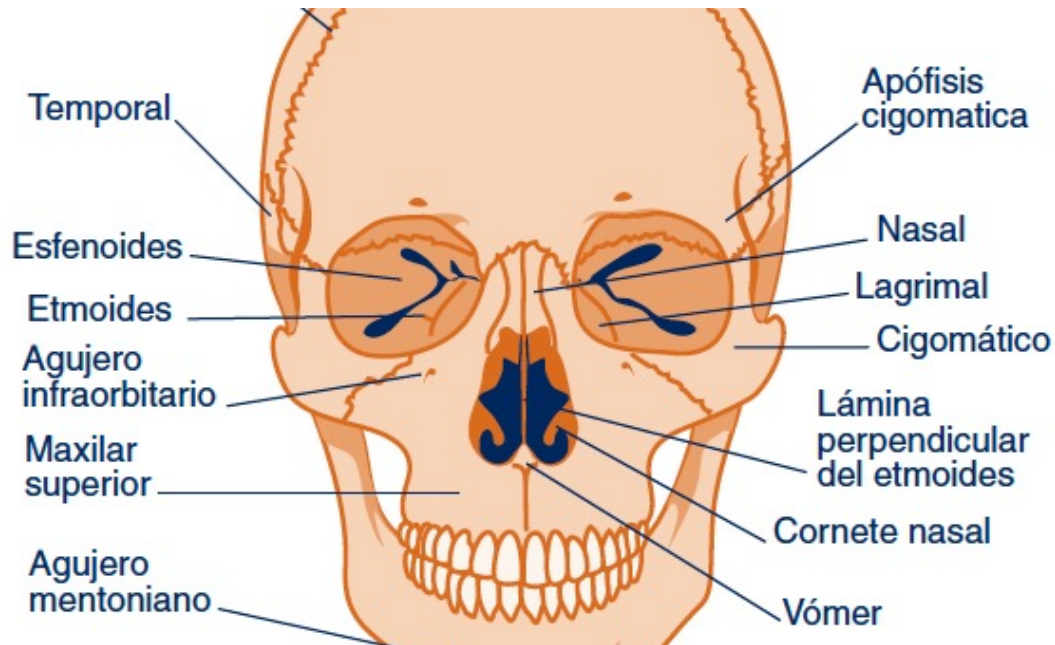


# A Huesos

Los huesos constituyen, junto con los cartílagos, el armazón rígido que da forma y sostiene al cuerpo. Sirven para proteger determinados órganos internos, como el encéfalo, el corazón y los pulmones, y además colaboran en la formación de células sanguíneas y en el almacenamiento de sales minerales.

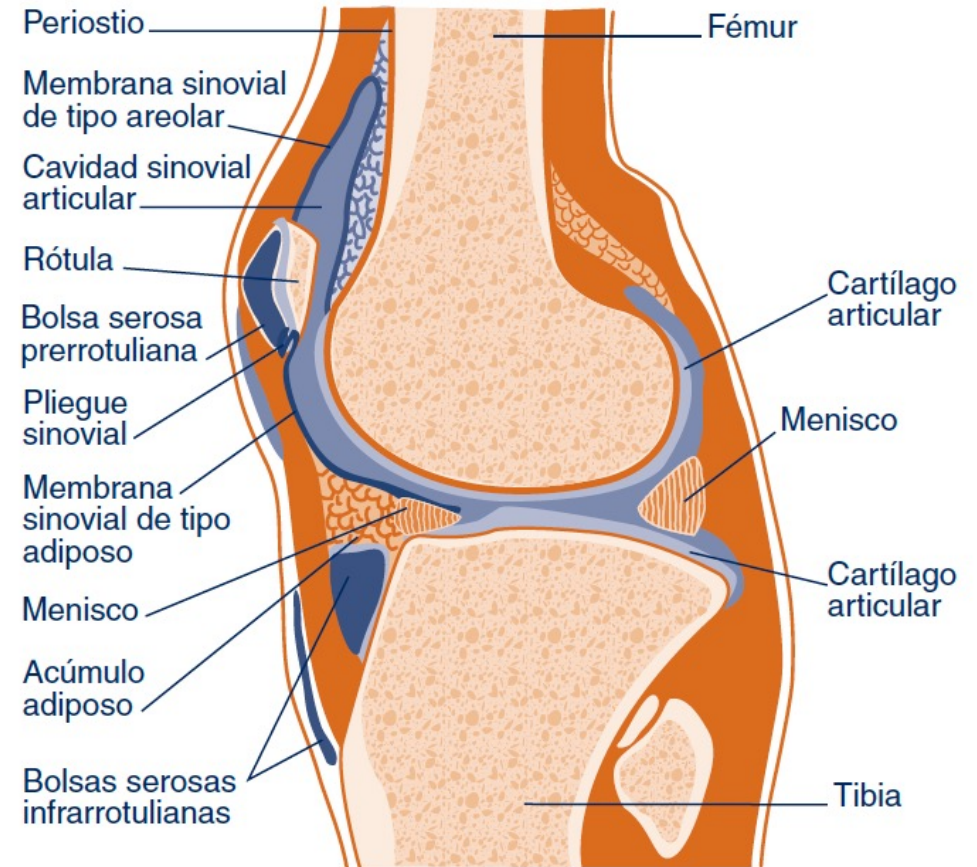






## B Articulaciones

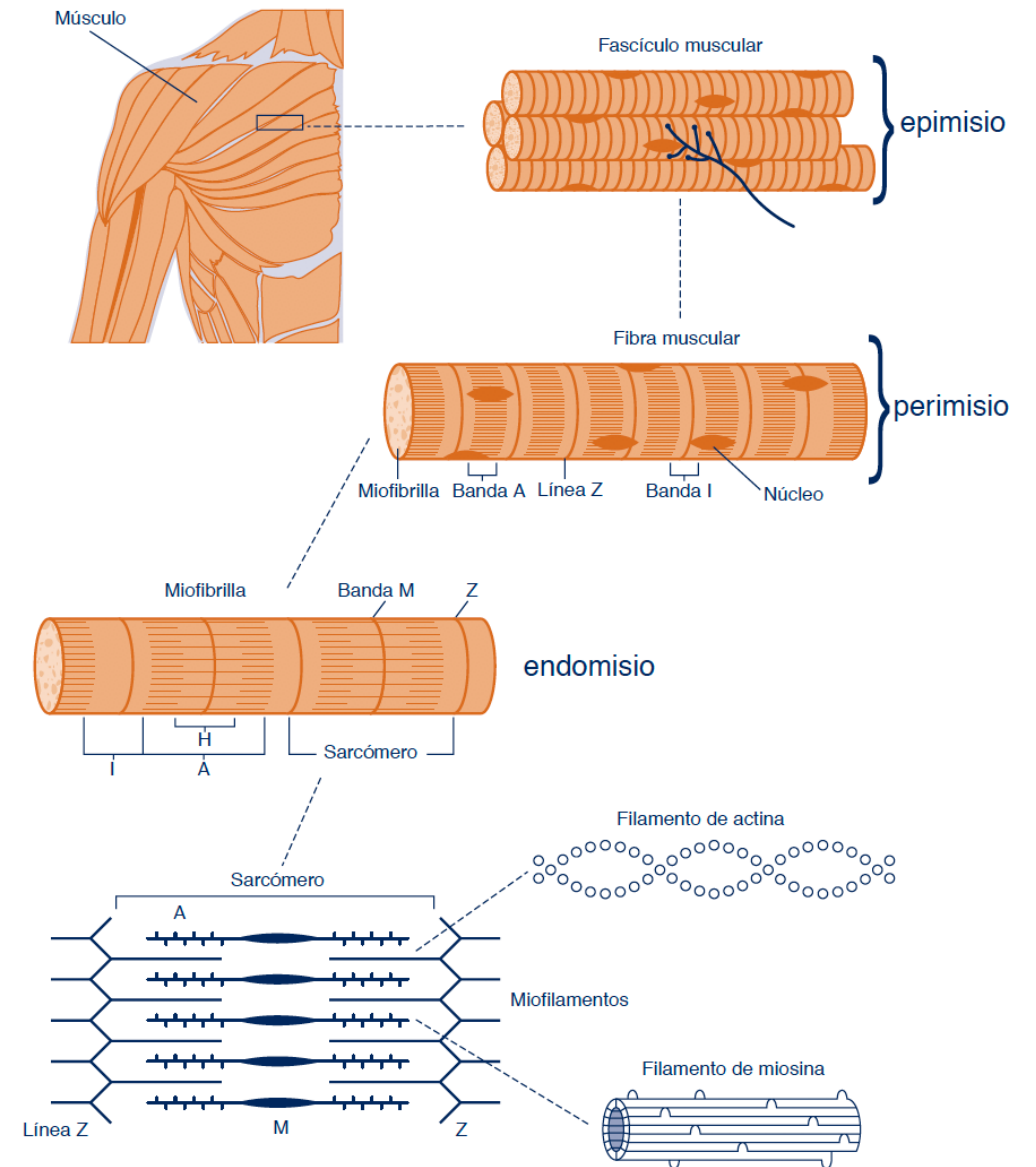
Son las conexiones existentes entre los componentes rígidos del esqueleto, es decir, entre los huesos o los cartílagos. Todas ellas varían tanto en su estructura como en su disposición y, con frecuencia, están especializadas en determinadas funciones. Sin embargo, pueden presentar algunas características estructurales y funcionales comunes.



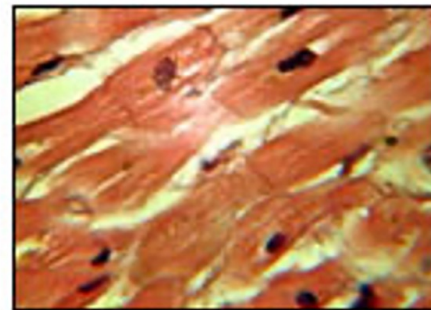
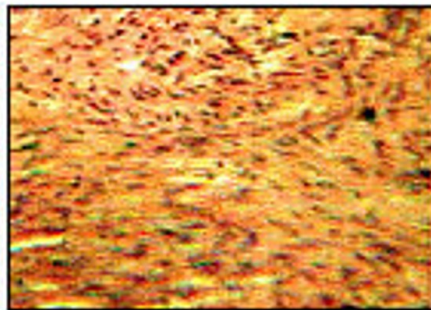
## Músculos

La característica fundamental de los músculos es su capacidad de contracción, hecho que permite producir movimiento en todas las partes del cuerpo. El movimiento se efectúa por la acción de células especializadas que son la base de la constitución de las fibras musculares.

En función de las características de las fibras musculares, se puede hablar de tres tipos de músculos: liso, cardíaco y esquelético o estriado.

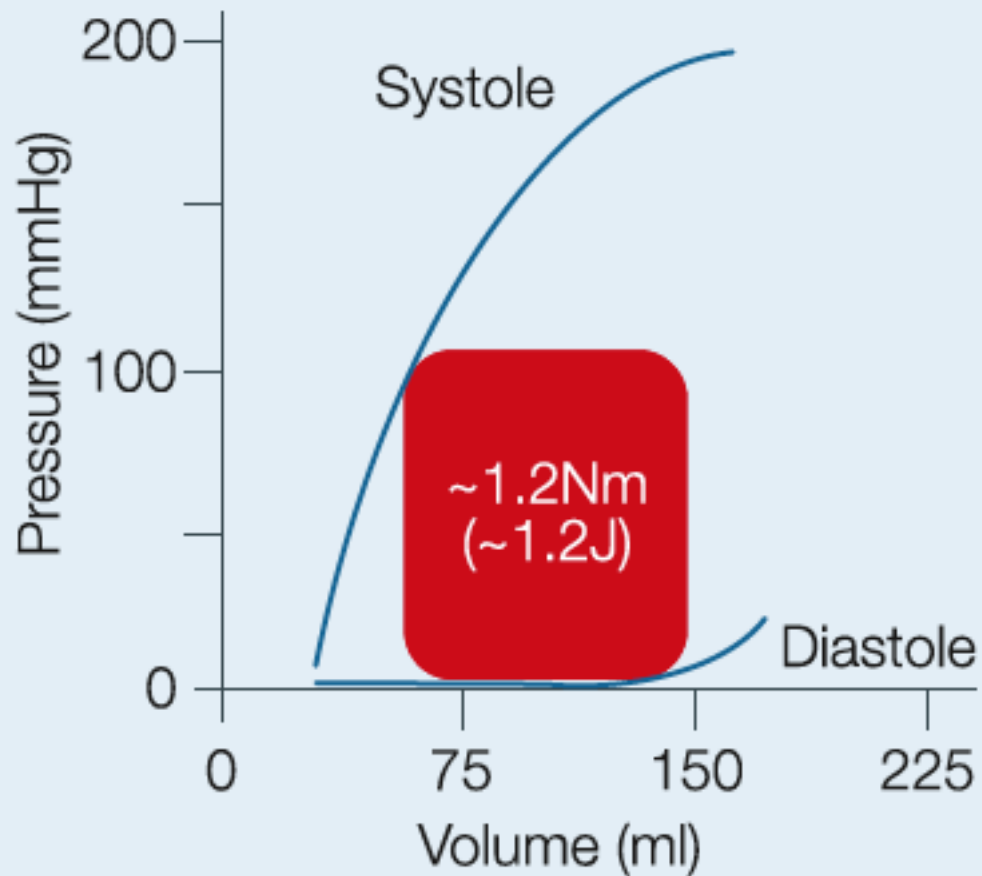


- **Tejido muscular:** efectores con acción mecánica o motora
- Formado por células **excitables** y **contráctiles**. **Tipos:**
  - **Esquelético**, unido a los huesos: responsable del movimiento coordinado y voluntario
  - **Liso** de las paredes de las vísceras (estómago, intestino, vasos sanguíneos...): involuntario
  - **Cardiaco:** estriado e involuntario
- El 40% del cuerpo es músculo esquelético, y otro 10% es liso y cardiaco
- Los principios básicos de excitación y contracción son aplicables a los tres.

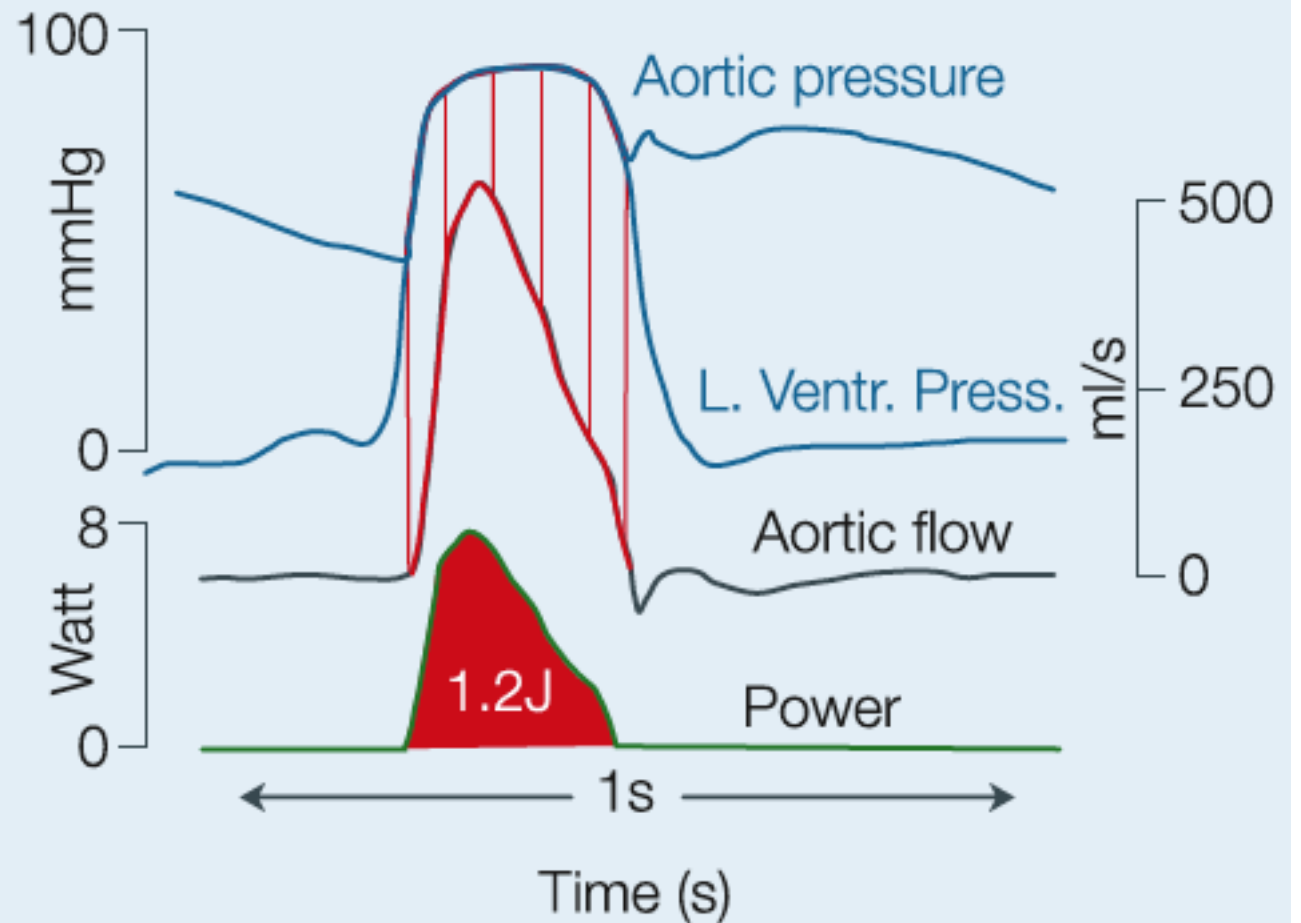




Area within  $P$ - $V$  loop equals external work per beat



The product of  $P$  and  $Q$ , equals external power as function of time



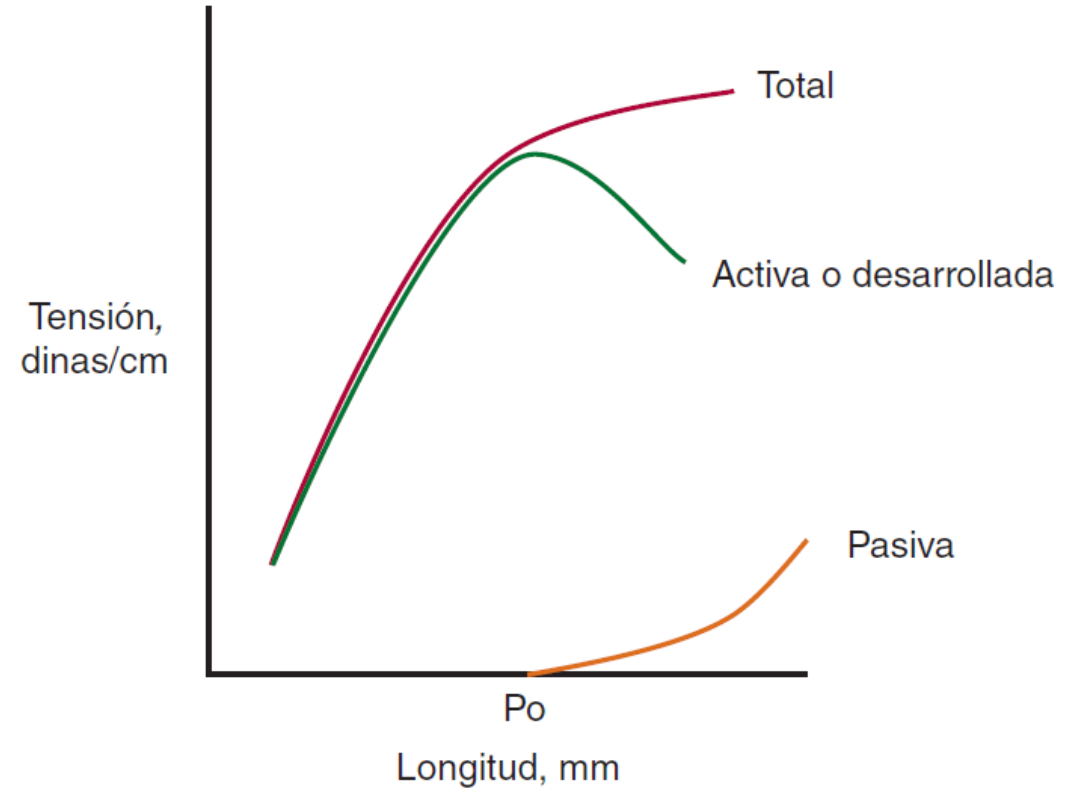
## Contracción muscular

La contracción muscular se lleva a cabo tras un periodo inicial de latencia.

Durante el proceso de contracción, los filamentos de actina (filamentos finos) se deslizan entre los de miosina (filamentos gruesos). Ambos quedan superpuestos, de tal forma que la miosina entra en interacción con la actina, tirando de los filamentos más delgados hacia el centro de cada **sarcómero**, lo que produce un acortamiento de éste y, por tanto, de las miofibrillas y las fibras musculares que lo componen. Si en un órgano muscular esquelético se acorta el suficiente número de fibras musculares, se acorta el propio músculo, produciendo la contracción (Fig. 5.10).

Para que el mecanismo de la contracción se produzca son necesarias la fijación del calcio y la acción de la energía, que se obtiene de la oxidación de la glucosa y de las grasas.

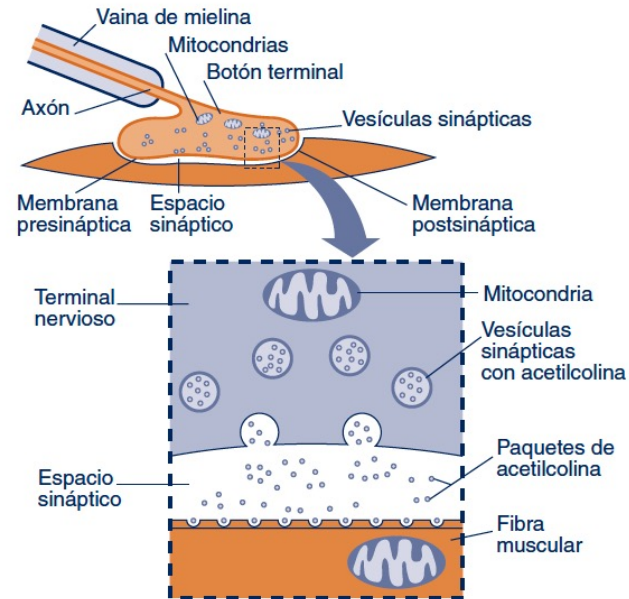
La relajación se debe a la inversión del mecanismo de contracción, es decir, se inhibe el proceso de fijación del calcio y, por tanto, la interacción entre los filamentos de actina y miosina.



Las fibras nerviosas se caracterizan por presentar en sus extremos una serie de ramificaciones que constituyen la **placa terminal**. Ésta se invagina sobre la fibra muscular y queda fuera de su membrana.

La invaginación de la membrana se conoce con el nombre de canal sináptico, y el espacio que queda entre la placa terminal y la membrana muscular, con el de hendidura sináptica.

El conjunto formado por la fibra nerviosa (membrana presináptica), la hendidura sináptica y la fibra muscular (membrana postsináptica) constituye la **unión neuromuscular** (Fig. 5.13) o **placa motora**.



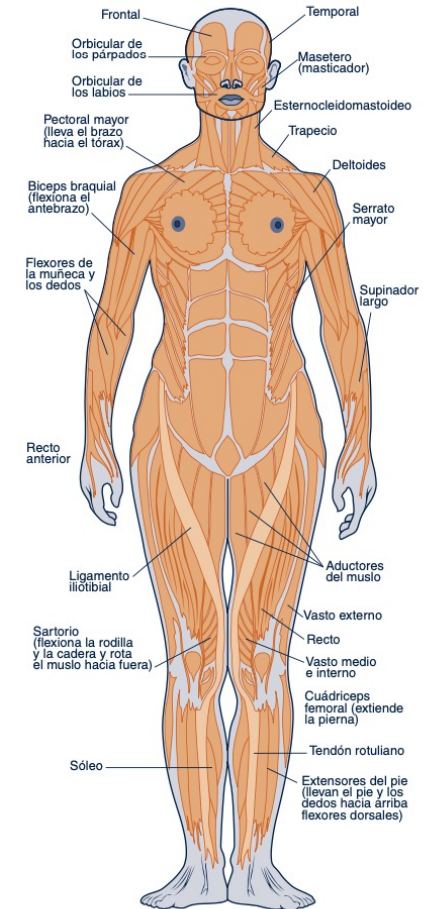
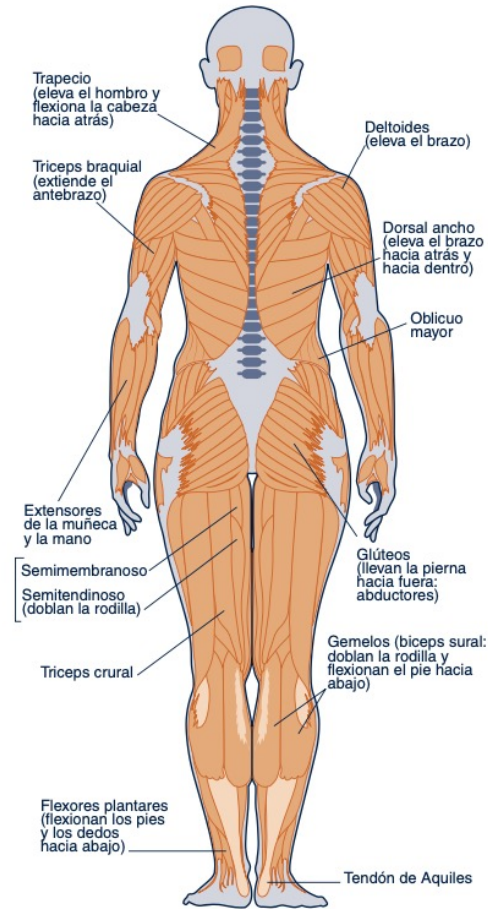
Cuando un impulso nervioso llega a la placa terminal, se produce la liberación de las vesículas de acetilcolina, que se dirigen, a través de la hendidura sináptica, hacia la fibra muscular, donde son destruidas por la enzima **acetilcolinesterasa**, haciendo que el impulso nervioso llegue hasta la membrana muscular y, de este modo, se inicie la contracción.

El breve periodo de tiempo que la acetilcolina está en contacto con la membrana de la fibra muscular, antes de ser destruida por la acetilcolinesterasa, basta para excitar dicha fibra y poner en marcha el proceso de la contracción.

El impulso nervioso hace que los iones de calcio se muevan desde el líquido extracelular hacia la placa terminal, colaborando así en la liberación de la acetilcolina.

El sistema esquelético-muscular cumple en conjunto las siguientes funciones:

- De **sostén**: el esqueleto constituye el armazón rígido del cuerpo en el que se insertan los demás tejidos y se apoyan los órganos blandos del organismo.
- De **protección**: debido a su morfología protege los órganos vitales localizados dentro de sus cavidades.
- De **movimiento**: los huesos y las articulaciones actúan como palancas cuando los músculos insertados en ellos se contraen, facilitando el desplazamiento.
- De **hematopoyesis**: la médula ósea produce las células sanguíneas (eritrocitos, leucocitos y plaquetas).
- De **reservorio**: en los huesos se almacenan sales minerales como calcio, fósforo, magnesio y sodio.



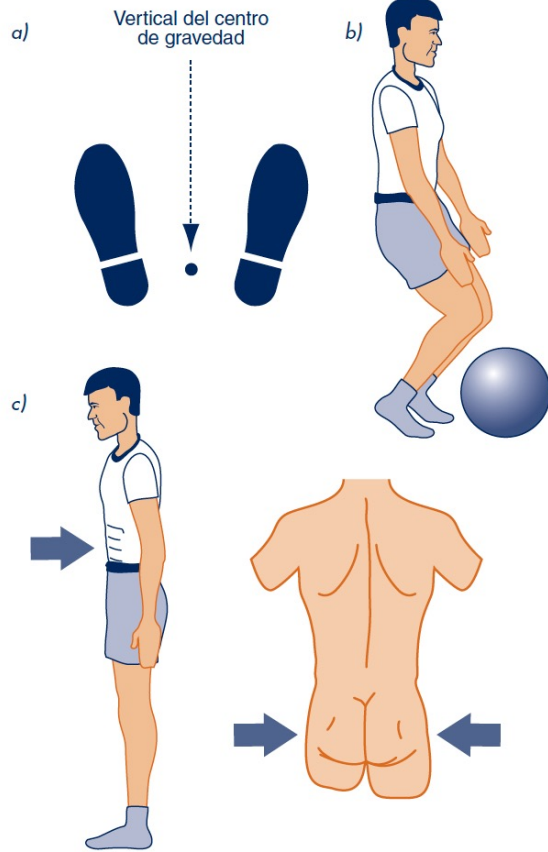


Fig. 5.16. Aspectos básicos de la mecánica corporal: a) ampliar base de sustentación; b) triple flexión; c) contraer abdominales y glúteos.

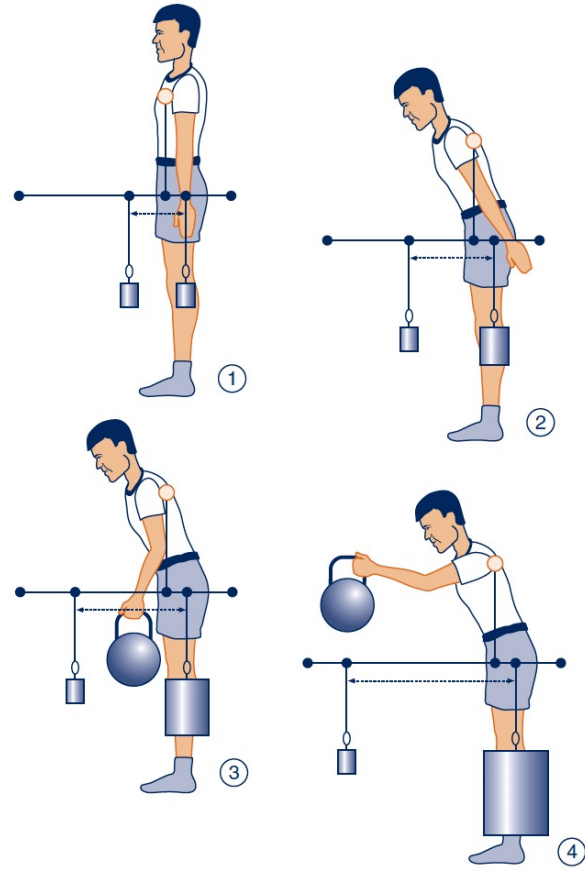


Fig. 5.17. Cuanto más largo es el brazo de palanca, menos peso puede levantarse.

La mecánica corporal, que se encuadra en una ciencia más amplia, la **ergonomía**, comprende las normas fundamentales que deben respetarse al realizar la movilización o transporte de un peso para utilizar el sistema músculo-esquelético de forma eficaz, y evitar la fatiga innecesaria y la aparición de lesiones en el profesional y en el paciente, aumentando el bienestar.

Tanto en estas actividades como en cualquier otra que precise sostener o desplazar a personas u objetos, es conveniente observar unos principios básicos de mecánica corporal, con el fin de evitar lesiones o contracturas en el profesional y riesgos para el paciente cuando se realiza un movimiento.

Se emplean para facilitar la exploración del paciente, su tratamiento, la realización de diversas técnicas y pruebas diagnósticas, la prevención de lesiones consecutivas a la inmovilidad y su comodidad cuando está encamado. Para cada posición, según el objetivo, se adoptarán diferentes medidas, como la colocación de accesorios (almohadas, cojines, etc.) y de una sabanilla que cubra al paciente (en las exploraciones).

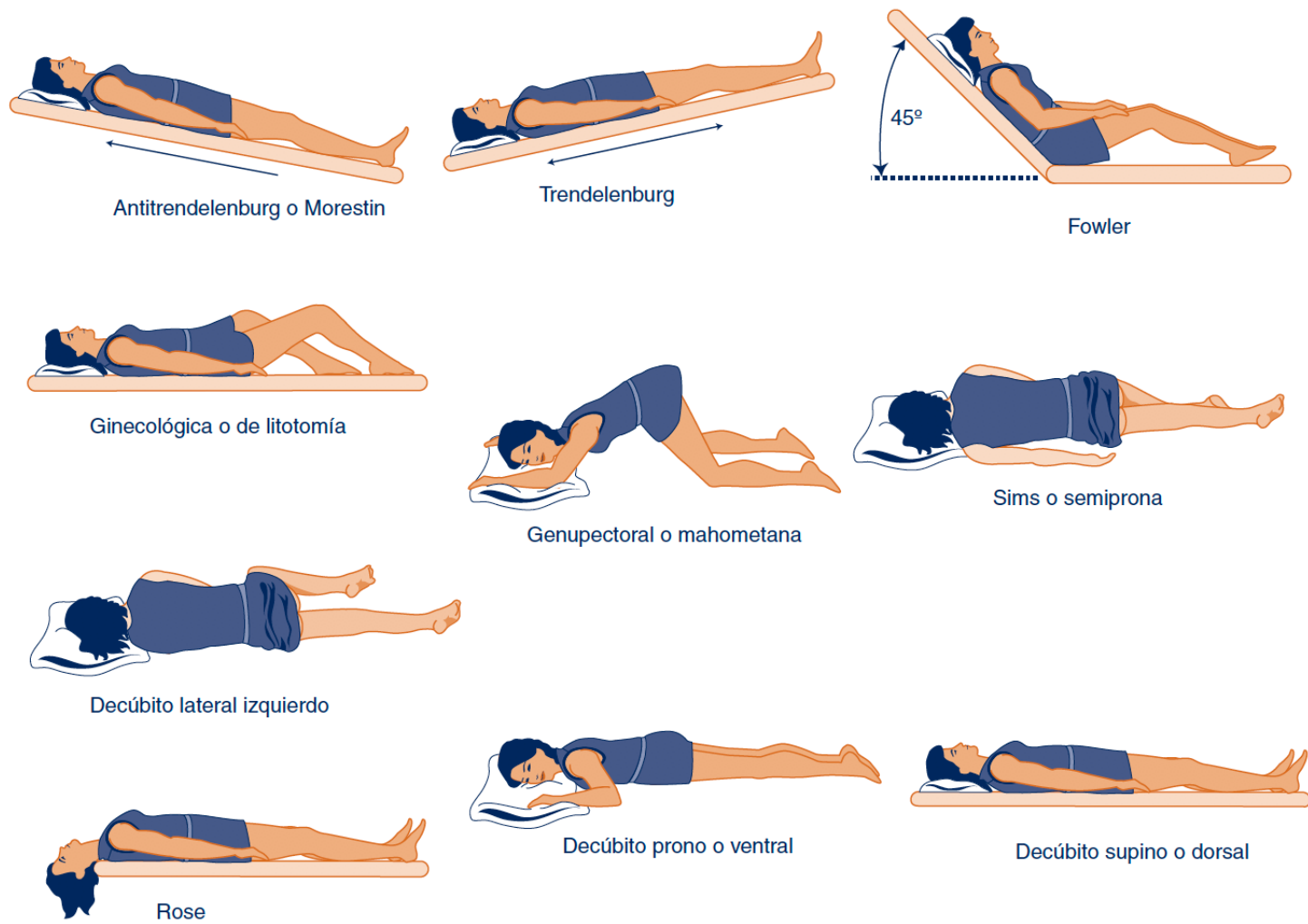


Fig. 5.19. Posiciones corporales más frecuentes.

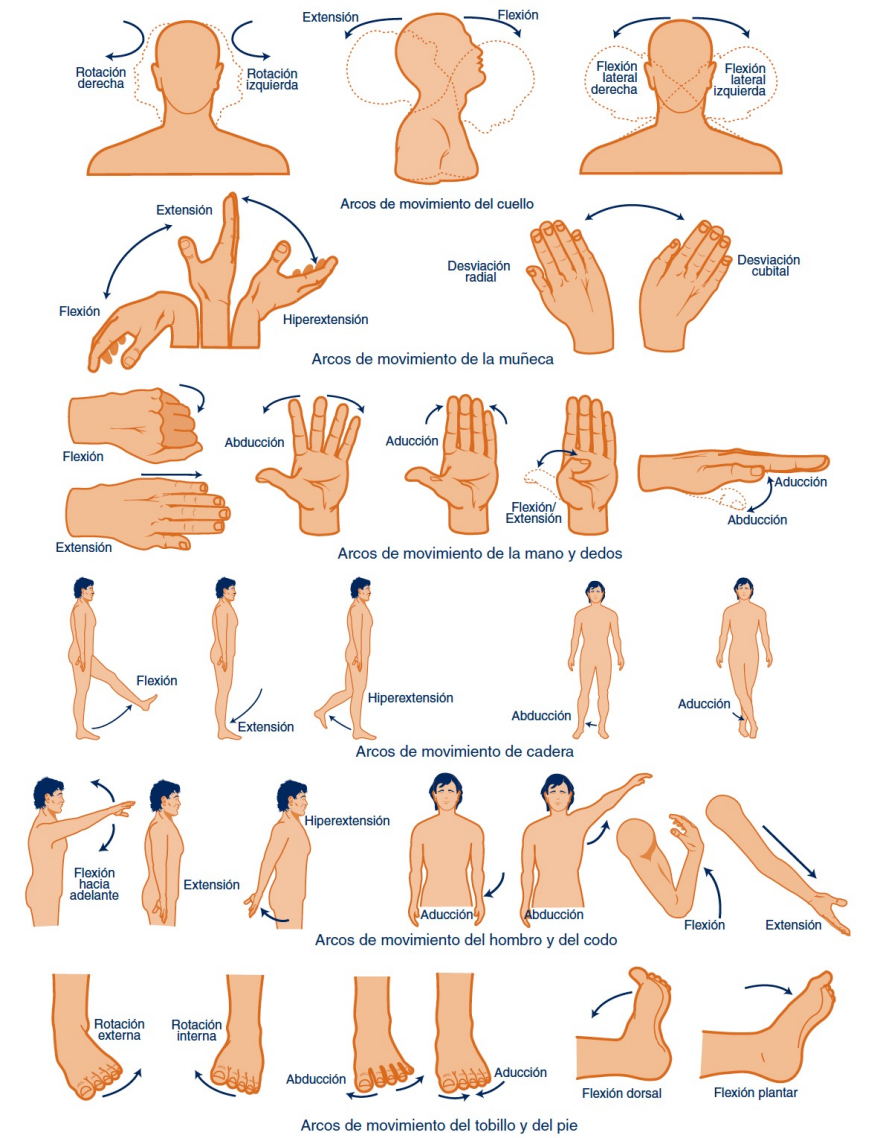
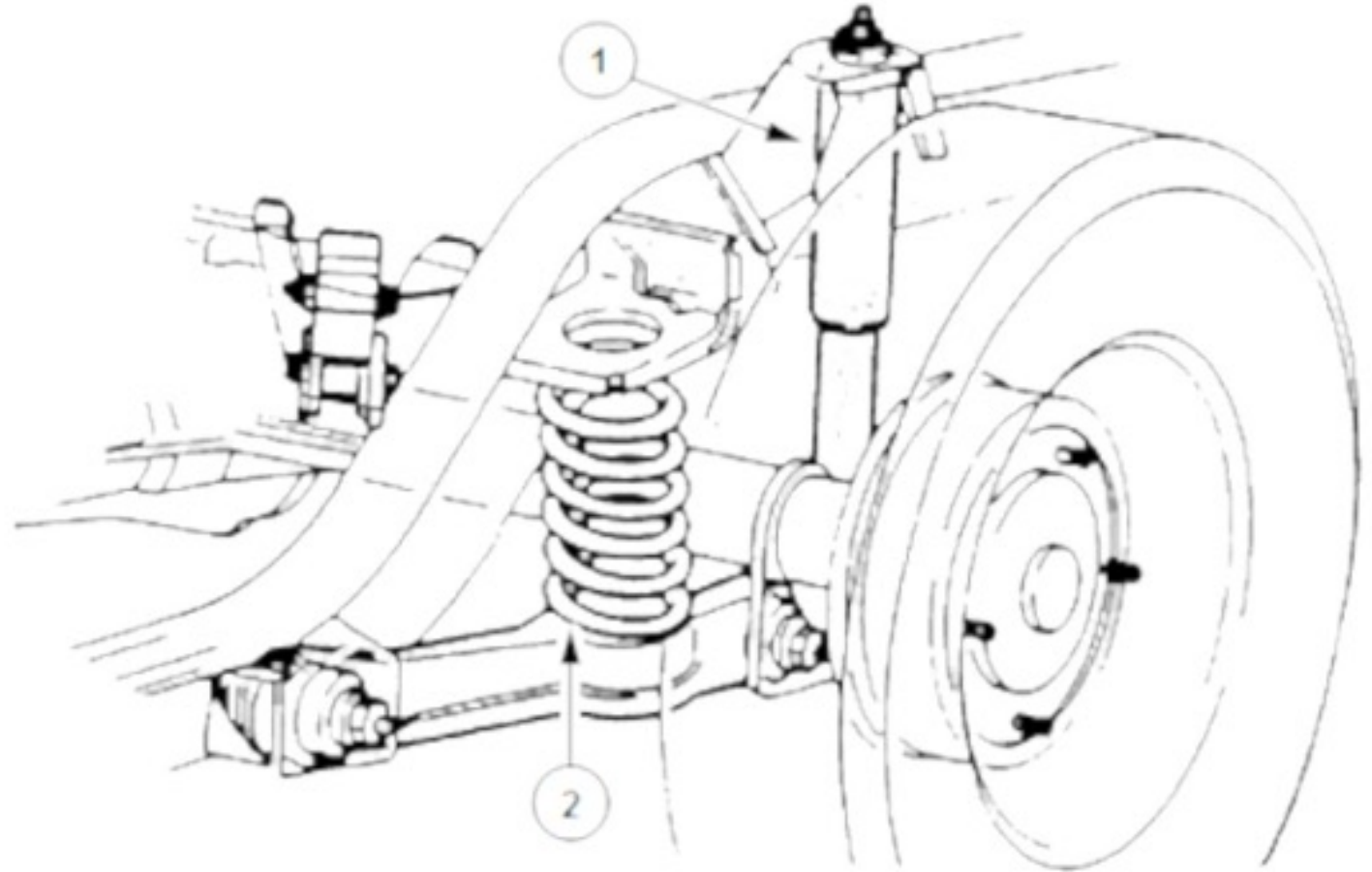
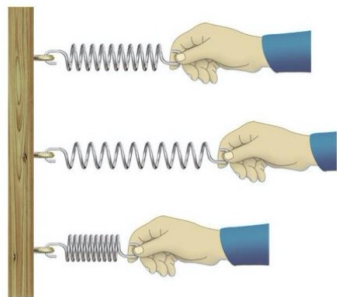


Fig. 5.21. Arcos normales de movimiento.

# ANALISIS DE LA PROPIEDADES MECANICAS



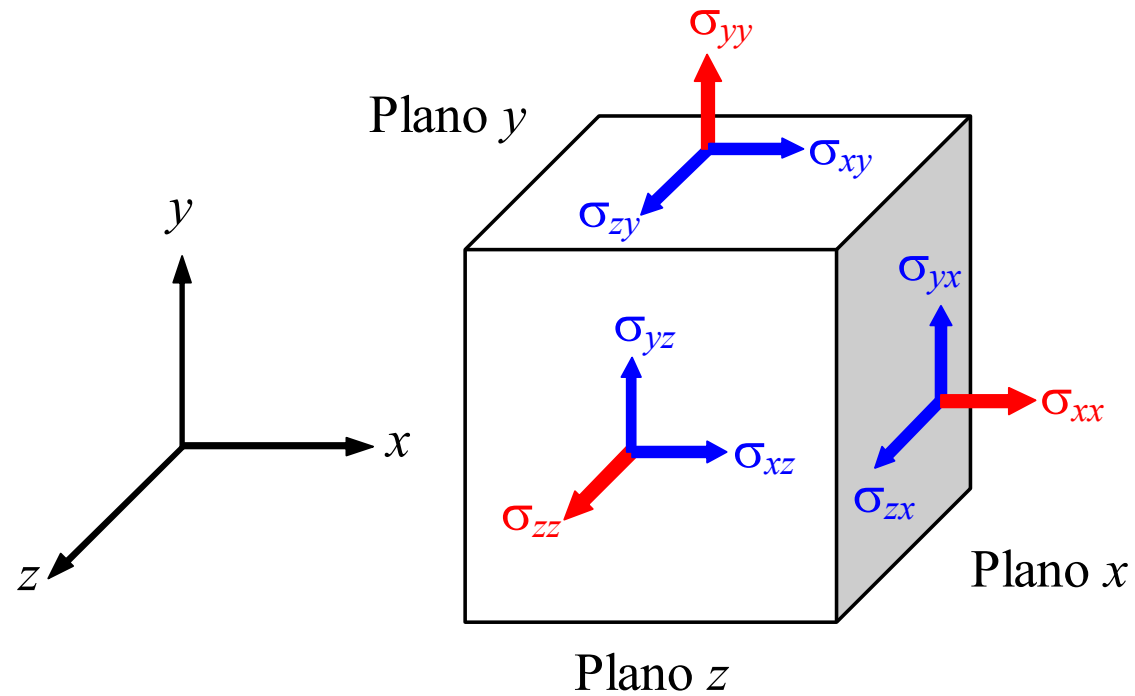
# Tensión (*stress*)

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

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  $\text{dinas}/\text{cm}^2$

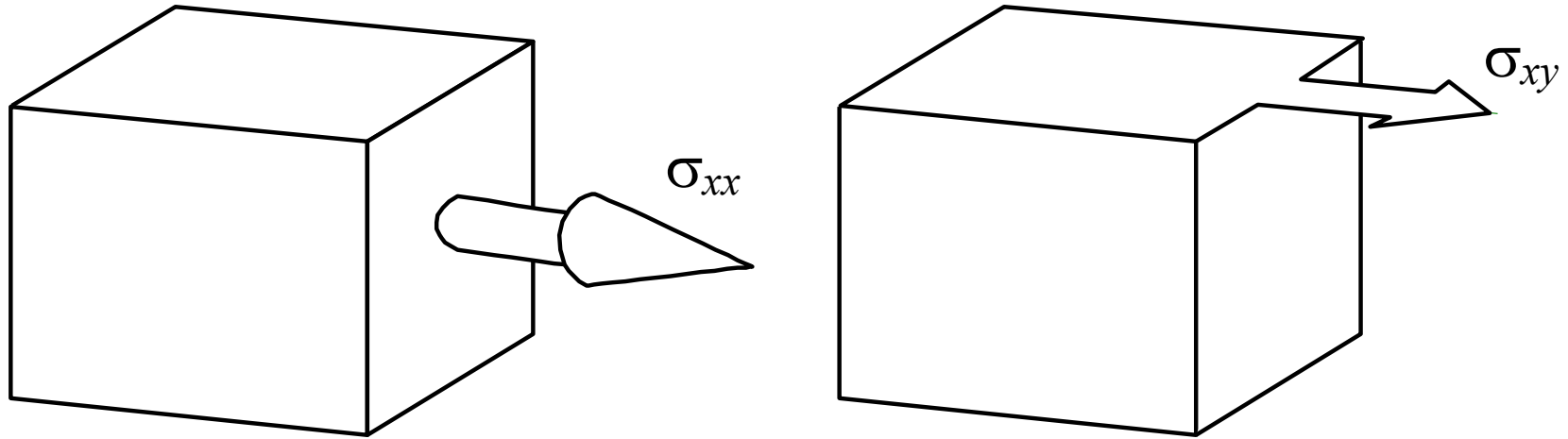


# Tensión (*stress*)



Sistemas de coordenadas ortogonales (izquierda) y notación de las componentes de las tensiones. En rojo tensiones normales (elongación o compresión). En azul tensiones de cizallamiento,

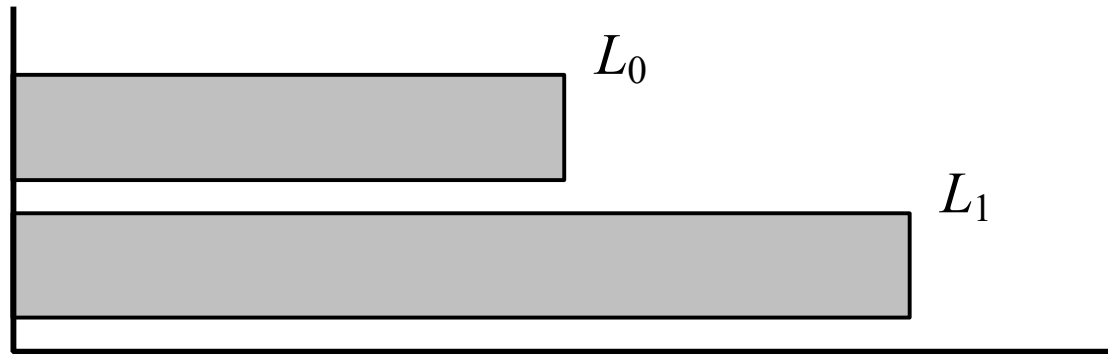
# Tensión (*stress*)



Izquierda: componente de tensión normal.

Derecha: componente de tensión de cizallamiento.

# Deformación (*strain*)

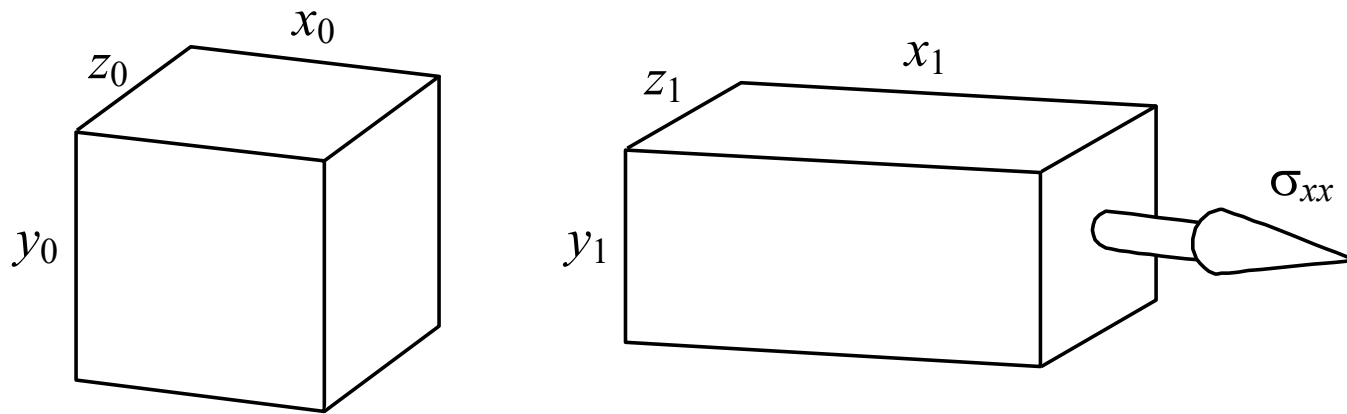


$$\varepsilon = \frac{L_1}{L_0}$$

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

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 ( $\varepsilon$ ).

# Relación de deformación transversal / longitudinal



$$-\mu_{yx} = \frac{\epsilon_{yy}}{\epsilon_{xx}}$$

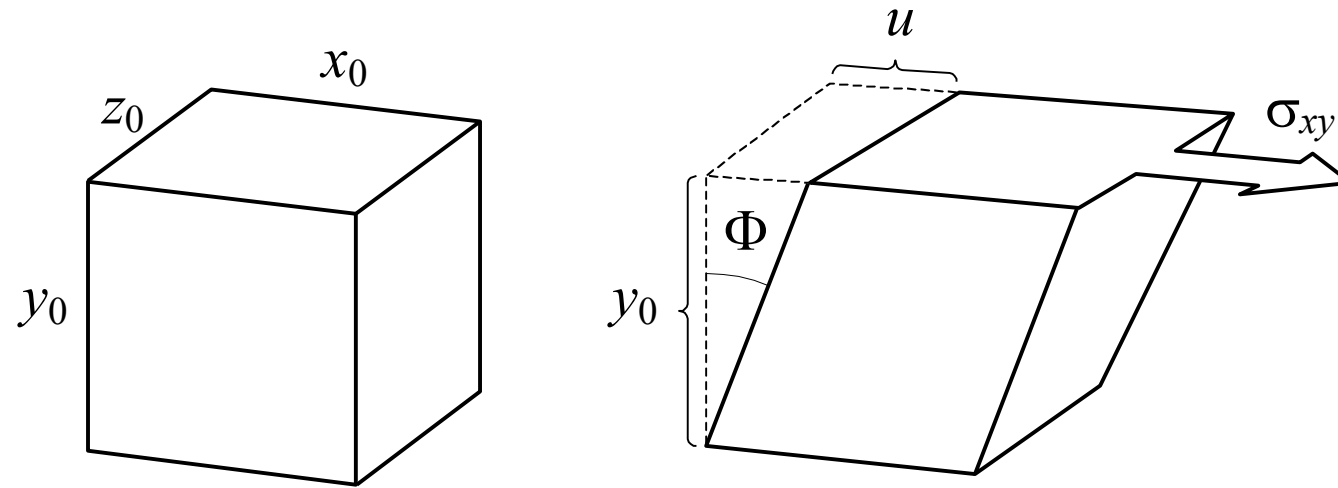
$$-\mu_{zx} = \frac{\epsilon_{zz}}{\epsilon_{xx}}$$

Un sólido elástico de dimensiones  $x_0, y_0, z_0$  (izquierda) adquiere sus nuevas dimensiones  $x_1, y_1, z_1$  luego de ser aplicada una tensión  $\sigma_{xx}$ . Nótese que  $x_1$  se ha alargado respecto de  $x_0$ , en tanto que  $y_1$  y  $z_1$  han disminuido respecto de los valores de reposo. Esta constante de proporcionalidad ( $\mu$ ) es conocida como *relación de Poisson*

# 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 ( $\Phi$ ).

# 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:

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

## Relación entre distintas constantes elásticas

Constante	Definición en términos de tensión y deformación	Expresión equivalente para un cuerpo isotrópico
<i>Módulo de Young</i>	$E_{xx} = \frac{\sigma_{xx}}{\epsilon_{xx}}$	$E = 2G(1 + \mu)$
<i>Módulo de rigidez (shear modulus)</i>	$G = \frac{\sigma_{xy}}{\epsilon_{xy}}$	$G = \frac{E}{2(1 + \mu)}$
<i>Módulo de compresibilidad</i>	$B = \frac{P \cdot V_0}{\Delta V}$	$B = \frac{E}{3(1 + 2\mu)}$
<i>Módulo de carga longitudinal</i>	$\lambda_{xy} = \frac{\sigma_{yy}}{\epsilon_{xx}}$	$\lambda = \frac{E \cdot \mu}{(1 + \mu) \cdot (1 - 2\mu)}$
<i>Relación de Poisson</i>	$\mu_{yx} = -\frac{\epsilon_{yy}}{\epsilon_{xx}}$	$\mu = \frac{3B - 2G}{2(3B + G)}$



# Elasticidad

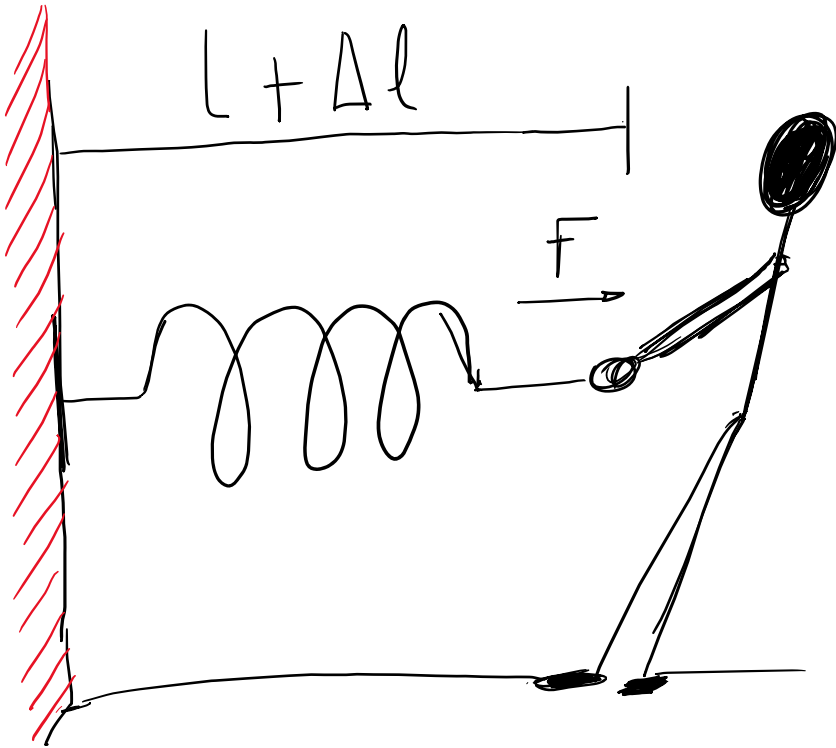
Elasticidad es la propiedad de un cuerpo de volver a su forma original luego de haber sido deformado. Un cuerpo perfectamente elástico puede ser deformado de varias formas pero retornará a su forma y dimensiones originales tan pronto como la fuerza haya sido cancelada, en tanto que el volumen del material 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,

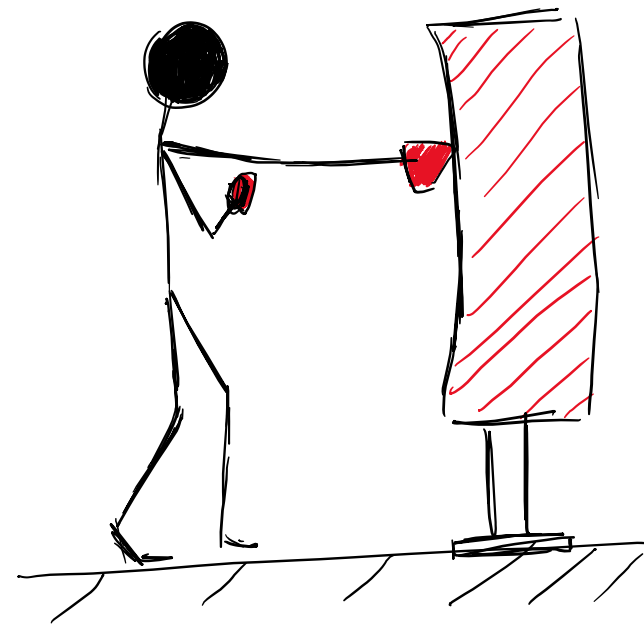
$$\sigma = E \cdot \varepsilon \Rightarrow E = \frac{\sigma}{\varepsilon}$$

# Energía en una deformación

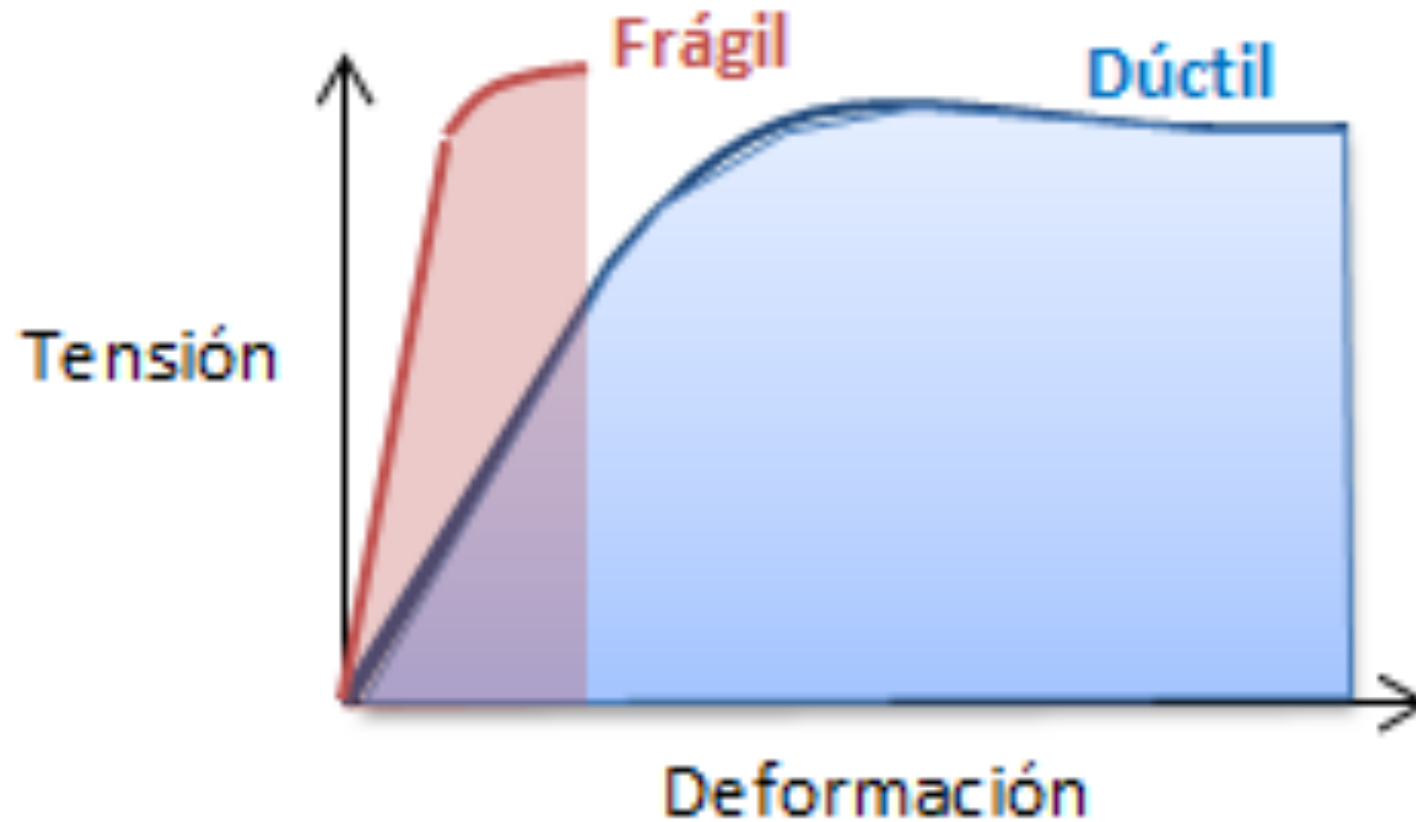
**Energía almacenada**



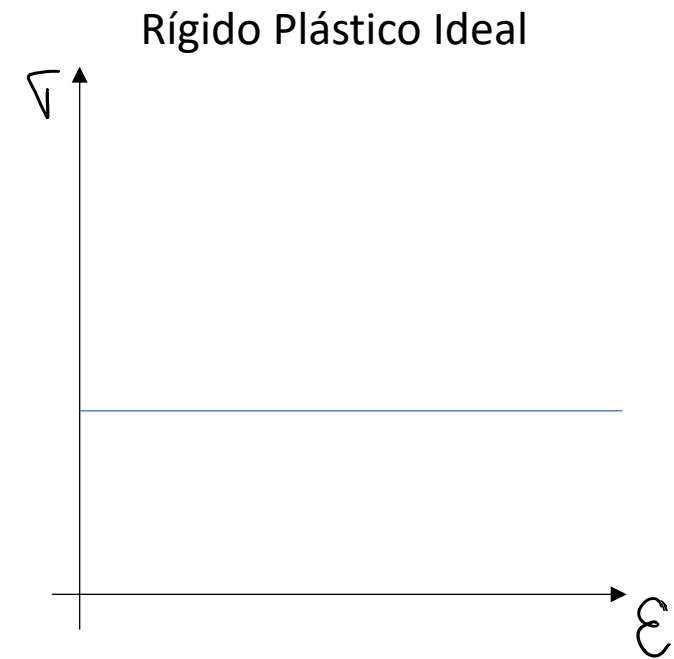
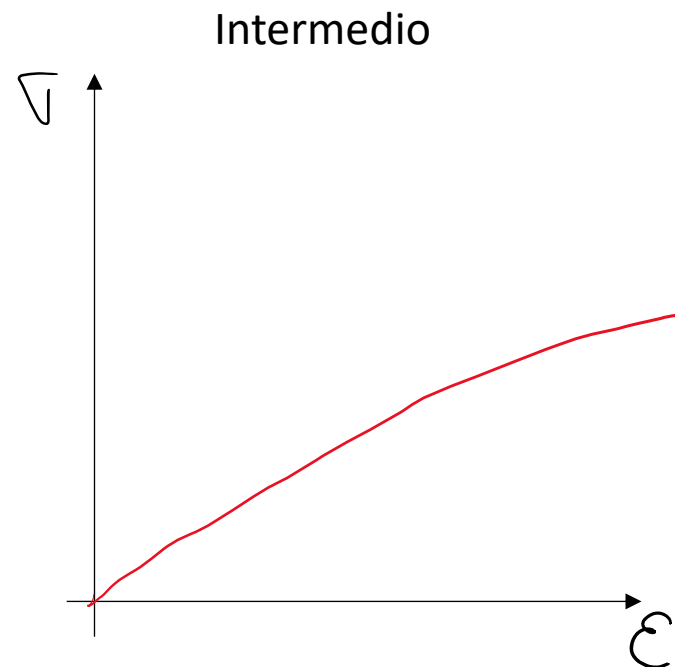
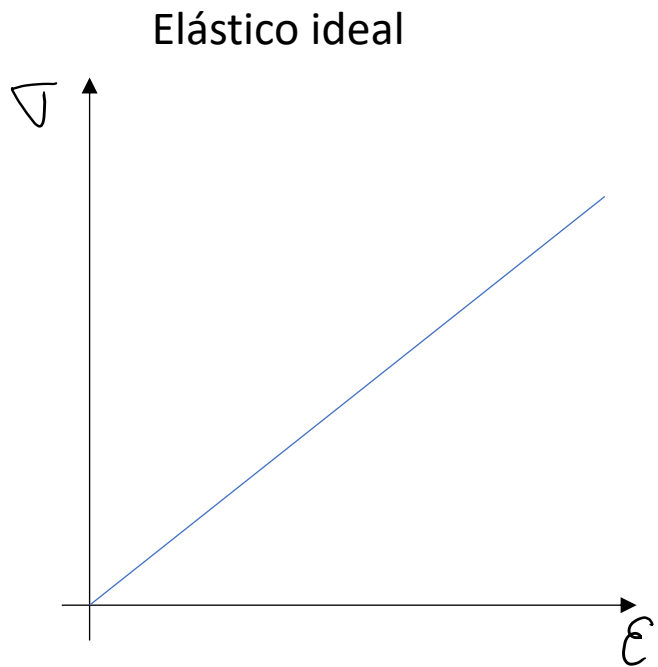
**Energía Disipada**



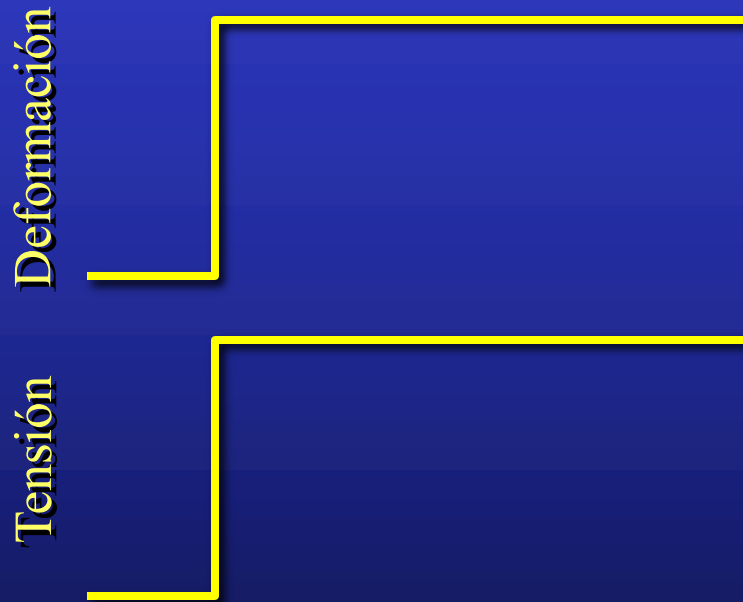
# Energía en los gráficos Tensión-Def



# Llevado al Grafico Tensión-Deformación

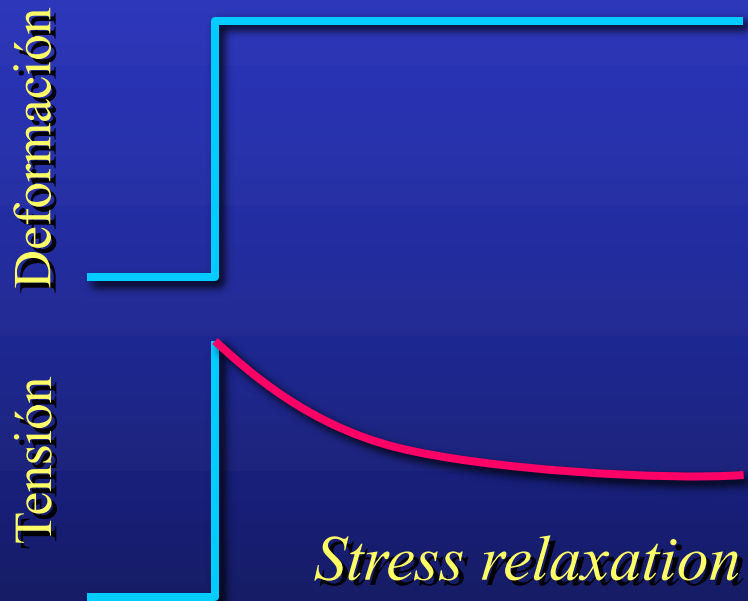


## Stress relaxation y creep



Cuando un material **idealmente elástico** es súbitamente deformado, inmediatamente se origina una tensión que se opone a la deformación; si esa súbita deformación es mantenida constante, la tensión desarrollada en el material permanece constante.

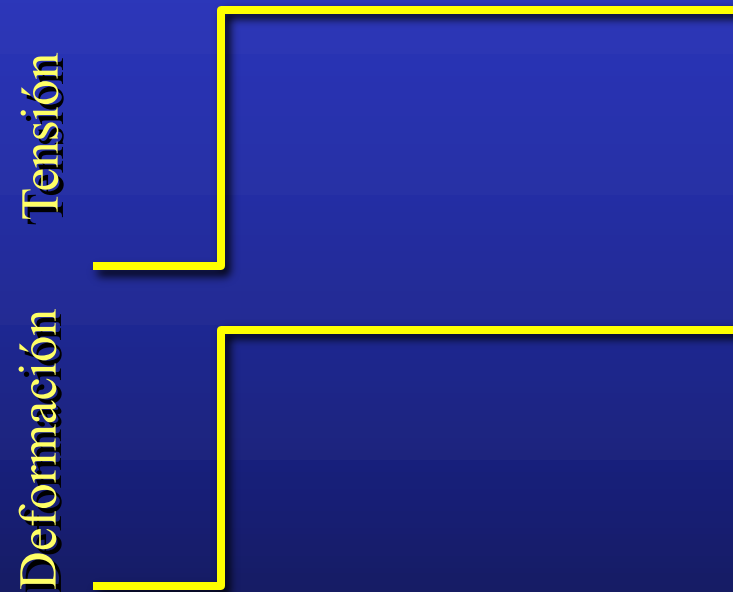
# Stress relaxation y creep



Cuando un material viscoelástico es súbitamente deformado, inmediatamente se origina una tensión que se opone a la deformación; y a pesar de que esa súbita deformación sea mantenida constante, la tensión desarrollada en el material decrece con el tiempo. Este fenómeno que está caracterizado por el decaimiento de la tensión en el material viscoelástico que es sometido a una deformación constante es conocido como *stress relaxation*, o relajación de la tensión.

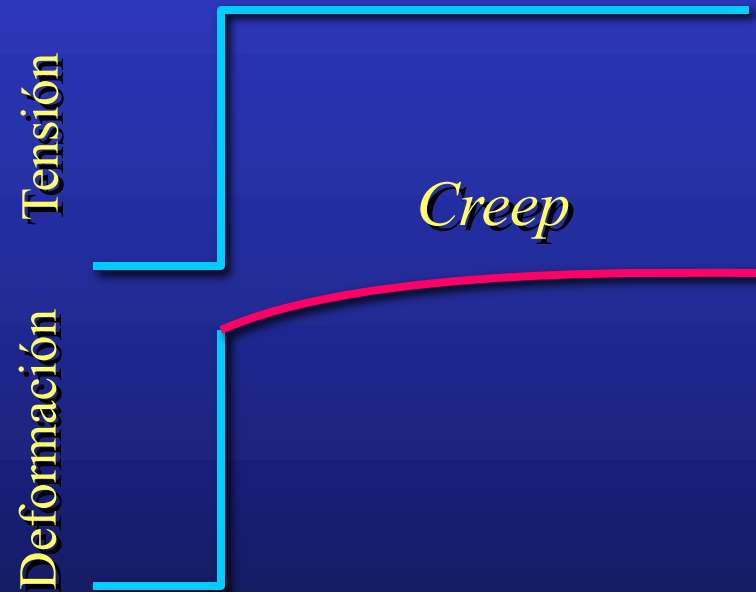
# Stress relaxation y creep

De igual modo, cuando un material **idealmente elástico** es súbitamente tensionado, inmediatamente se origina una deformación; si esa súbita tensión es mantenida constante, la deformación que muestra el material permanece constante.



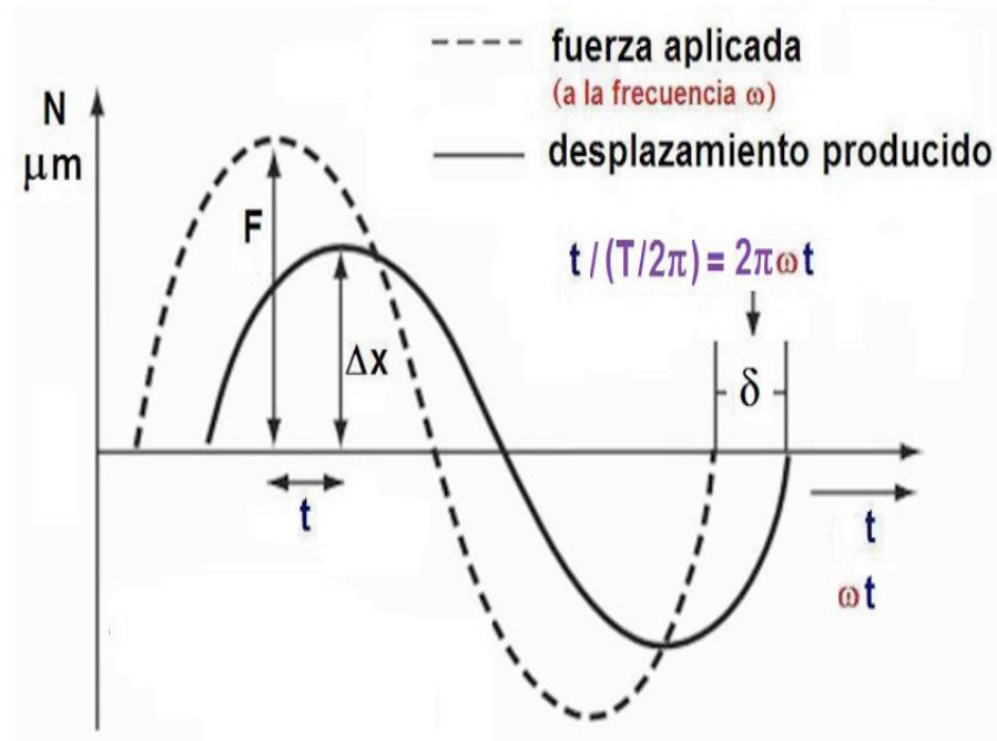
# Stress relaxation y creep

Sin embargo, si una tensión es aplicada súbitamente en un material viscoelástico y es mantenida constante, el material sufre una inmediata deformación, seguida de una deformación lenta y prolongada. El fenómeno caracterizado por la **lenta y prolongada deformación de un material viscoelástico sometido a una tensión constante** es llamado **creep**, o deformación plástica.

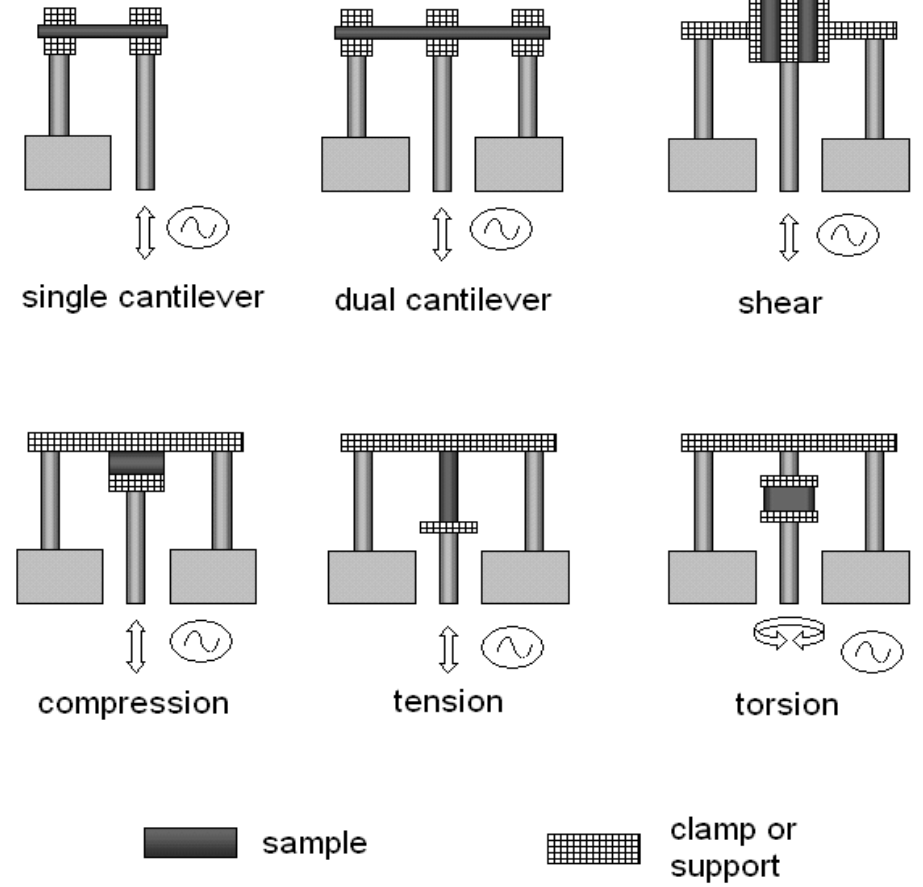




# Analisis Mecánico Dinámico



DMA Q800  
SPECIFICATIONS



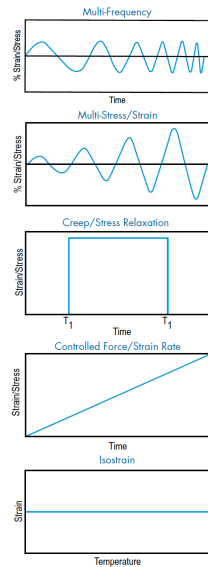
# Configuraciones del analisis

$$\sigma(t) = E\varepsilon + \eta \frac{d\varepsilon(t)}{dt}$$

$$E^* = E' + jE''$$

$E'$  → Modulo de almacenamiento (≈ elastico)

$E''$  → Modulo de pérdida (≈ Disipación Viscosa)



### MODES OF OPERATION

#### Multi-Frequency

The multi-frequency mode can assess viscoelastic properties as a function of frequency, while oscillation amplitude is held constant. These tests can be run at single or multiple frequencies, in time sweep, temperature ramp, or temperature step/hold experiments.

#### Multi-Stress/Strain

In this mode, frequency and temperature are held constant, and the viscoelastic properties are monitored as strain or stress is varied. This mode is primarily used to identify the Linear Viscoelastic Range (LVR).

#### Creep/Stress Relaxation

With creep, the stress is held constant and deformation is monitored as a function of time. In stress relaxation, the strain is held constant and the stress is monitored vs. time.

#### Controlled Force/Strain Rate

In this mode, the temperature is held constant while stress or strain is ramped at a constant rate. This mode is used to generate stress/strain plots to obtain Young's Modulus. Alternatively, stress can be held constant with a temperature ramp while strain is monitored.

#### Isostrain

In isostrain mode, available on the Q800, strain is held constant during a temperature ramp. Isostrain can be used to assess shrinkage force in films and fibers.

### DMA THEORY

Dynamic Mechanical Analysis (DMA) is a technique used to measure the mechanical properties of a wide range of materials. Many materials, including polymers, behave both like an elastic solid and a viscous fluid, thus the term viscoelastic. DMA differs from other mechanical testing devices in two important ways. First, typical tensile test devices focus only on the elastic component. In many applications, the inelastic, or viscous component, is critical. It is the viscous component that determines properties such as impact resistance. Second, tensile test devices work primarily outside the linear viscoelastic range. DMA works primarily in the linear viscoelastic range and is therefore more sensitive to structure.

DMA measures the viscoelastic properties using either transient or dynamic oscillatory tests. The most common test is the dynamic oscillatory test, where a sinusoidal stress (or strain) is applied to the material and a resultant sinusoidal strain (or stress) is measured. Also measured is the phase difference,  $\delta$ , between the two sine waves. The phase lag will be  $0^\circ$  for purely elastic materials and  $90^\circ$  for purely viscous materials (Figure 1). However, viscoelastic materials (e.g. polymers) will exhibit an intermediate phase difference (Figure 2a).

Since modulus equals stress/strain, the complex modulus,  $E^*$ , can be calculated. From  $E^*$  and the measurement of  $\delta$ , the storage modulus,  $E'$ , and loss modulus,  $E''$ , can be calculated as illustrated in Figure 2b. The storage modulus ( $E'$ ) is the elastic component and related to the sample's stiffness. The loss modulus ( $E''$ ) is the viscous component and is related to the sample's ability to dissipate mechanical energy through molecular motion. The tangent of phase difference, or  $\tan \delta$ , is another common parameter that provides information on the relationship between the elastic and inelastic components.

Transient tests include creep and stress relaxation. In creep, a stress is applied to the sample and held constant while deformation is measured vs. time. After some time, the stress is removed and the recovery is measured. In stress relaxation, a deformation is applied to the sample and held constant, and the degradation of the stress required to maintain the deformation is measured versus time.

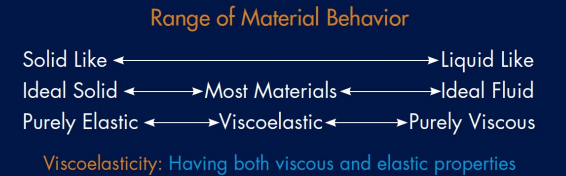


Figure 1

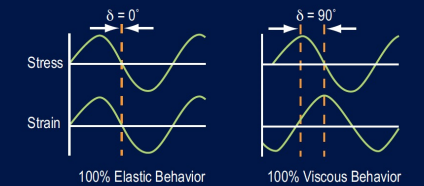


Figure 2a

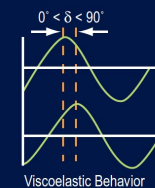
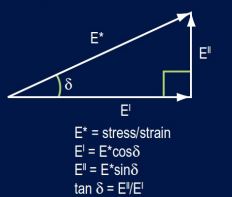
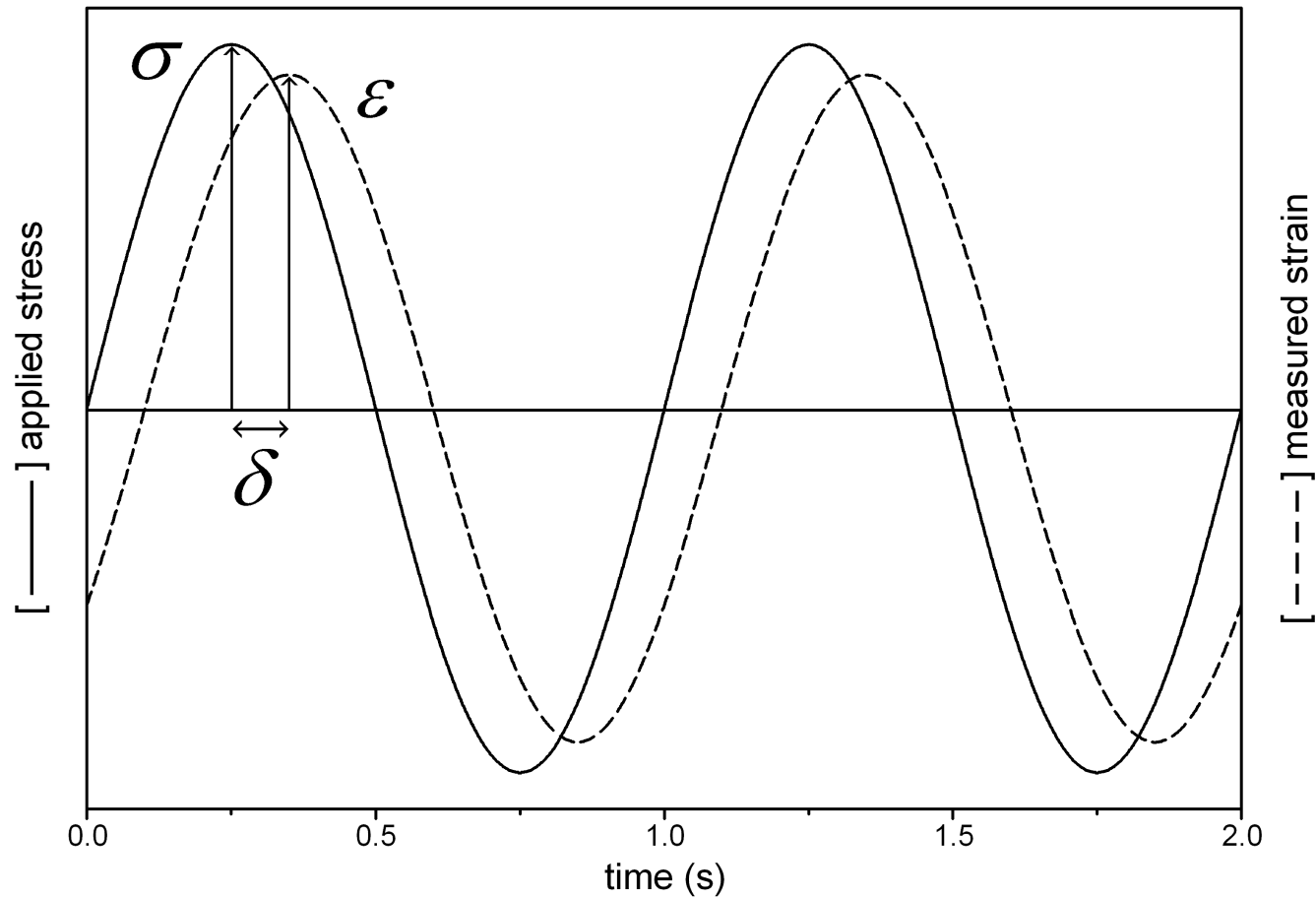


Figure 2b



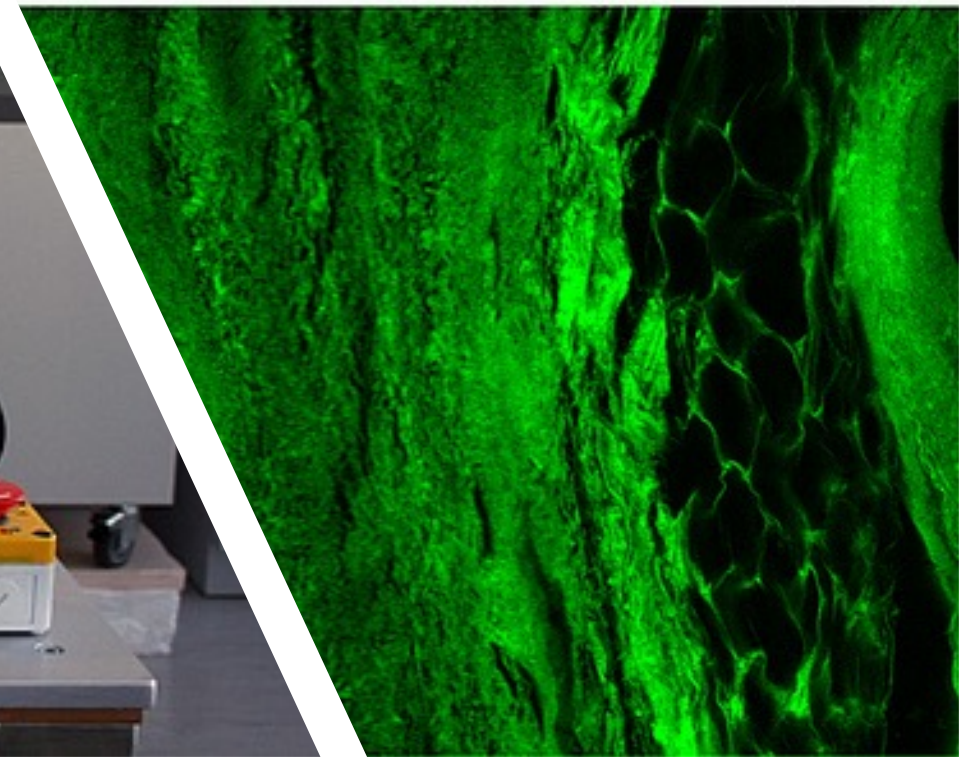
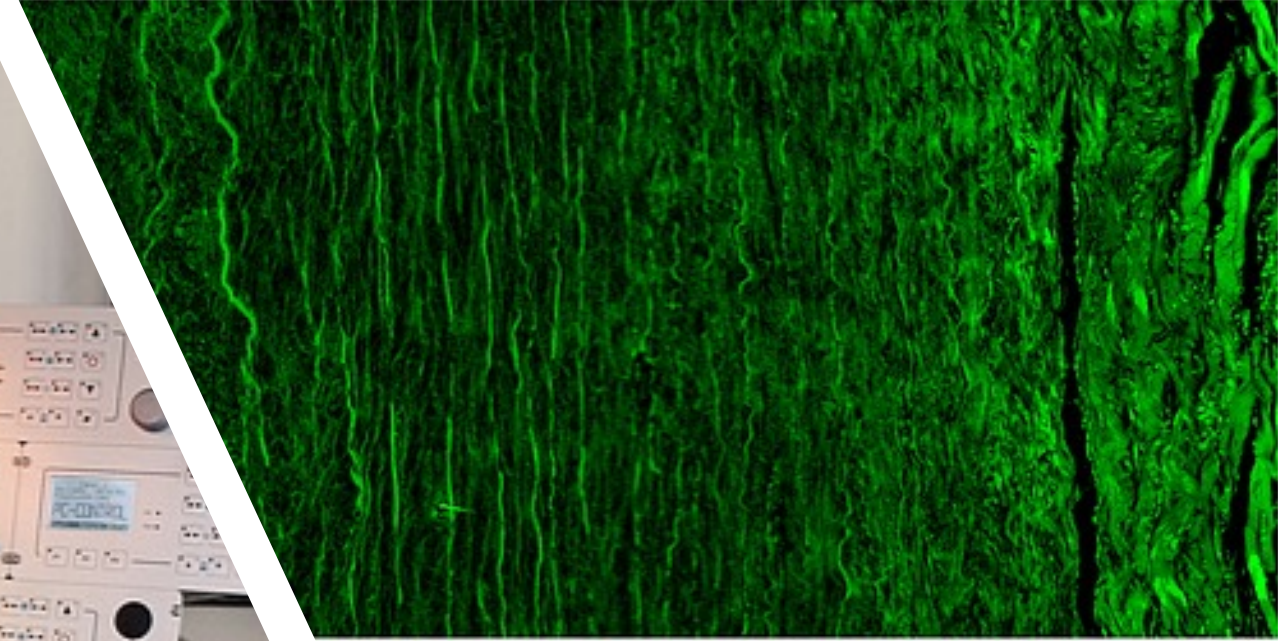
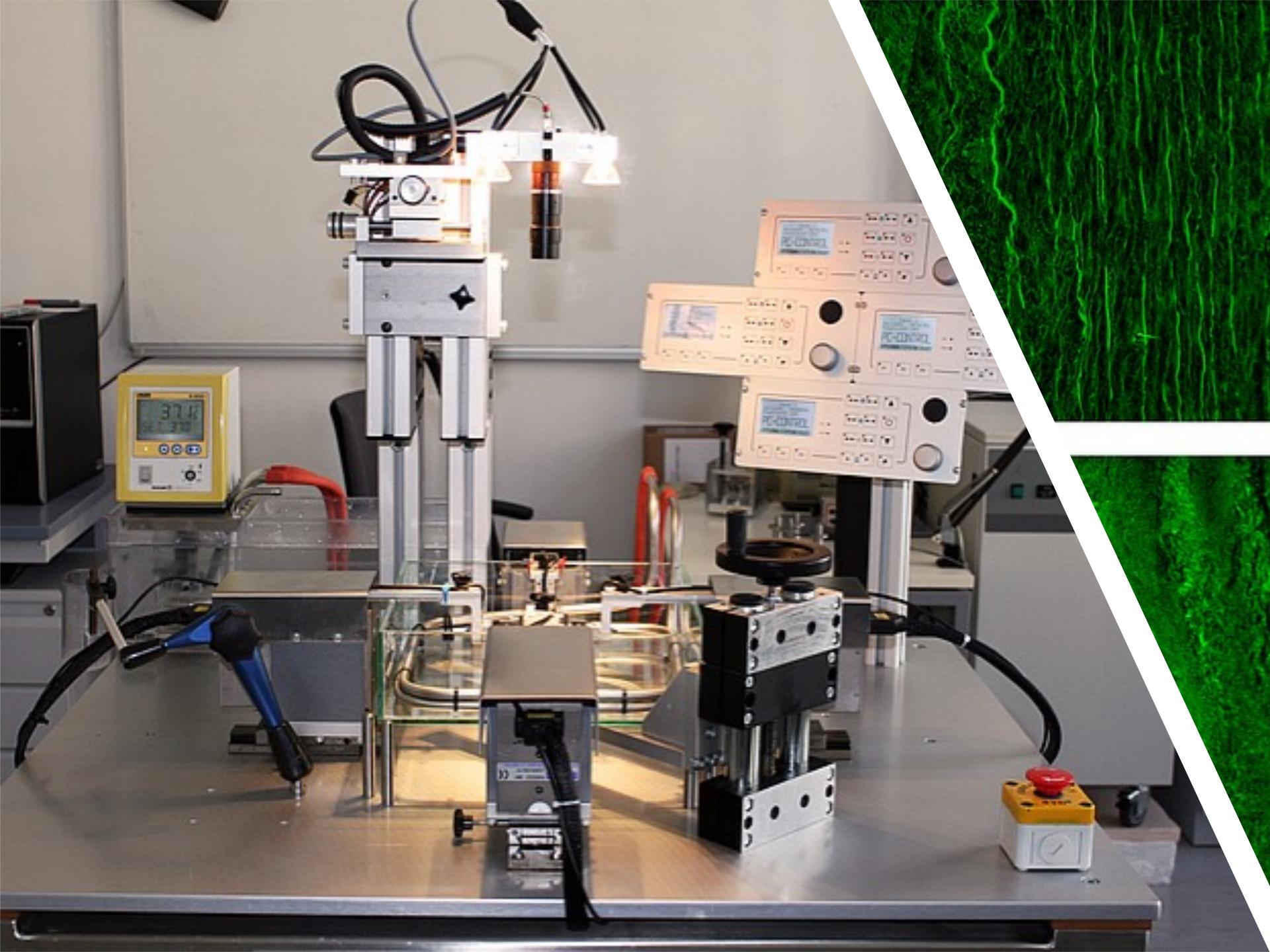
# Forma de Calculo

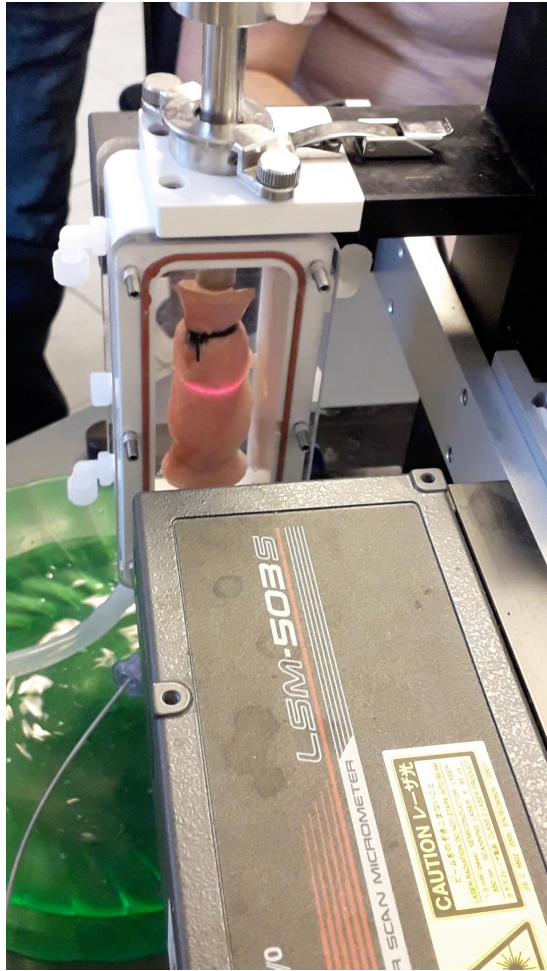


Modulo almacenamiento  $E' = \sigma_0 / \epsilon_0 (\cos \delta)$

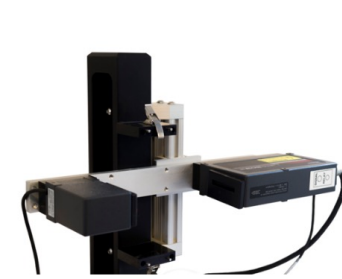
Modulo disipativo  $E'' = \sigma_0 / \epsilon_0 (\sin \delta)$

Angulo de fase =  $\tan \delta = \sin \delta / \cos \delta = E'' / E'$





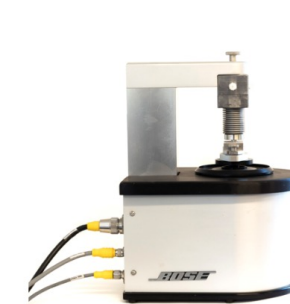
(a)



(b)



(c)



(d)



(e)

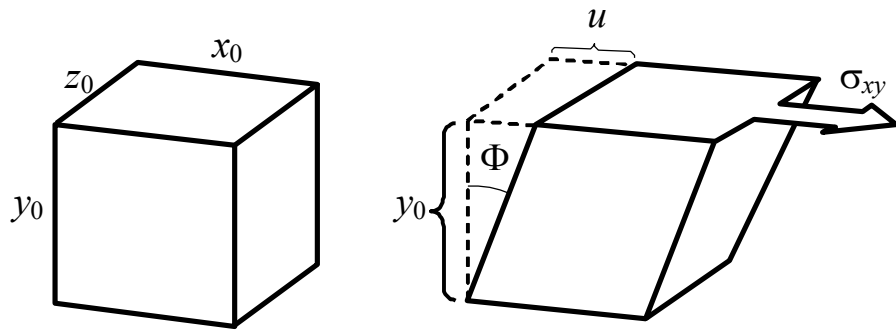
(\* ) Poster 8 del 4/5 Estudio de la dependencia frecuencial del módulo de Young en tubos y arteria utilizando un Sistema Biodinámico de Electrofuerza.

# 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.

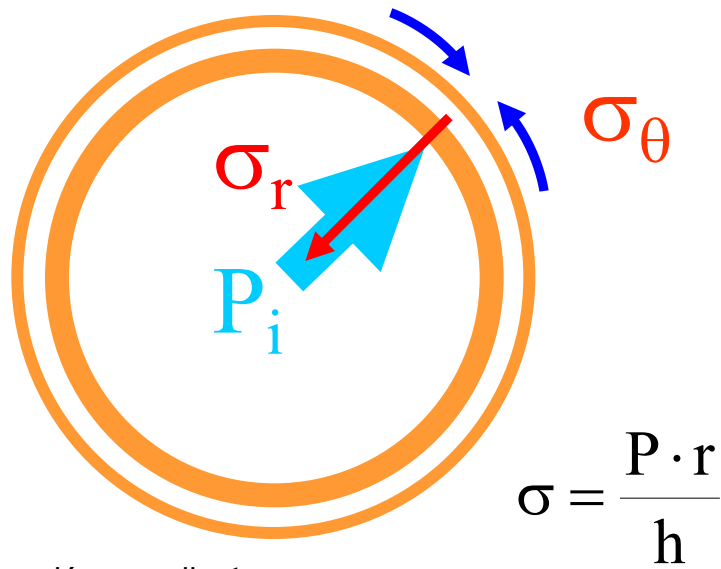


# Fuerzas mecánicas

Los VASOS SANGUÍNEOS están permanentemente sujetos a fuerzas mecánicas.

Presión sanguínea

Tensión parietal ( $\sigma$ )

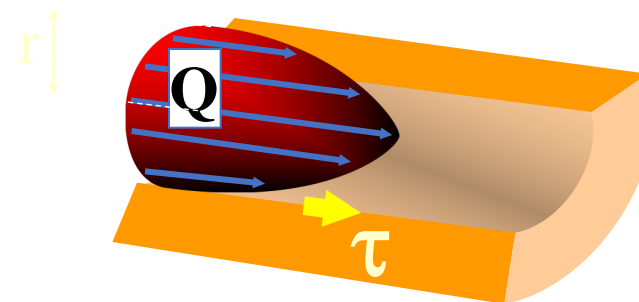


$$\sigma = \frac{P \cdot r}{h}$$

P: presión. r: radio. h: espesor  
 $\sigma_r$ : tensión radial.  $\sigma_\theta$ : tensión circunferencial

Flujo sanguíneo

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

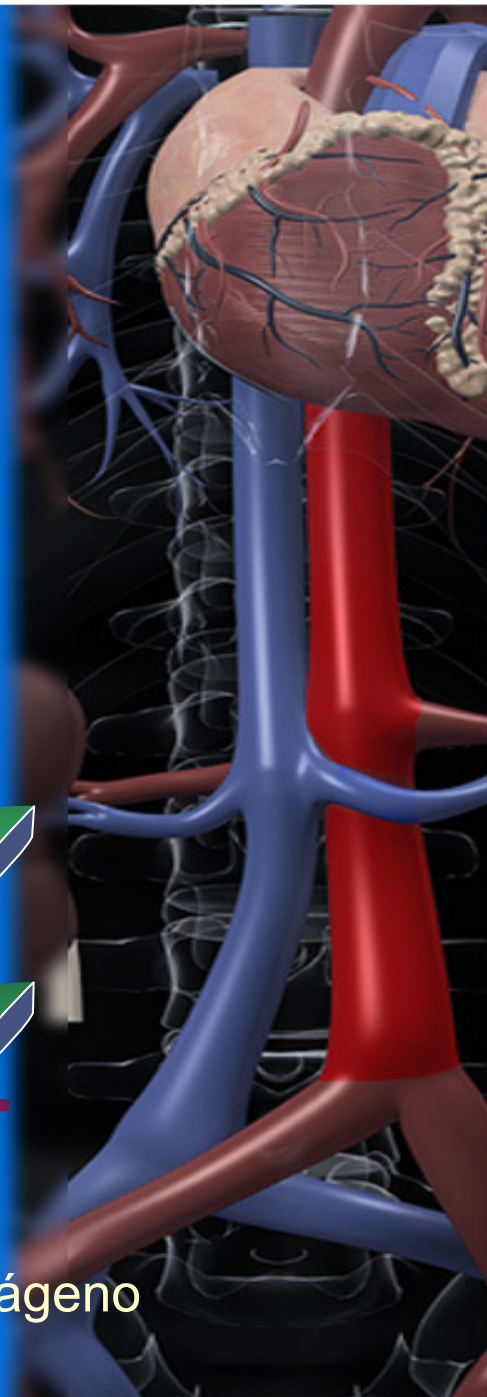
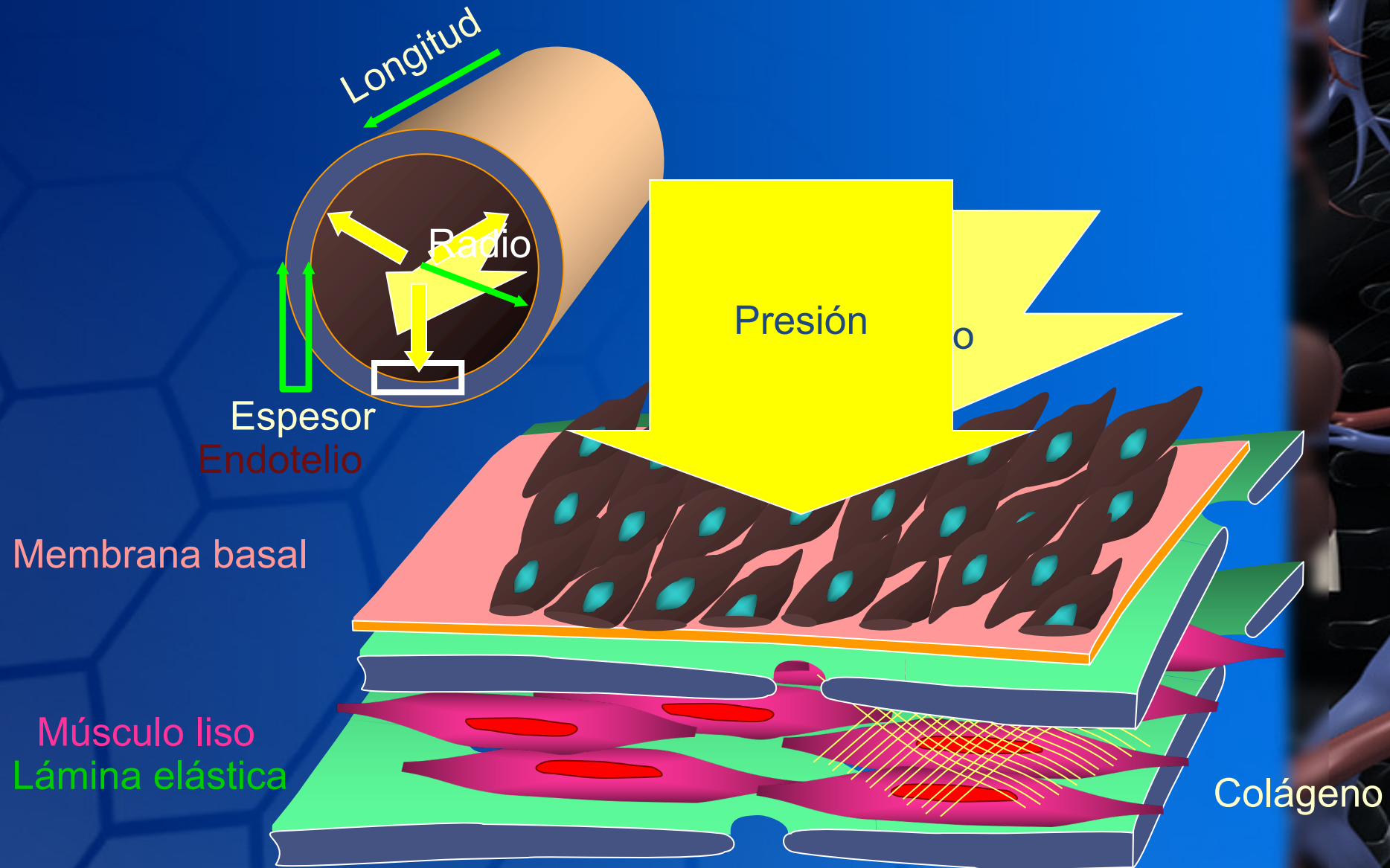


$$\tau = \frac{4 \cdot \mu \cdot Q}{\pi \cdot r^3}$$

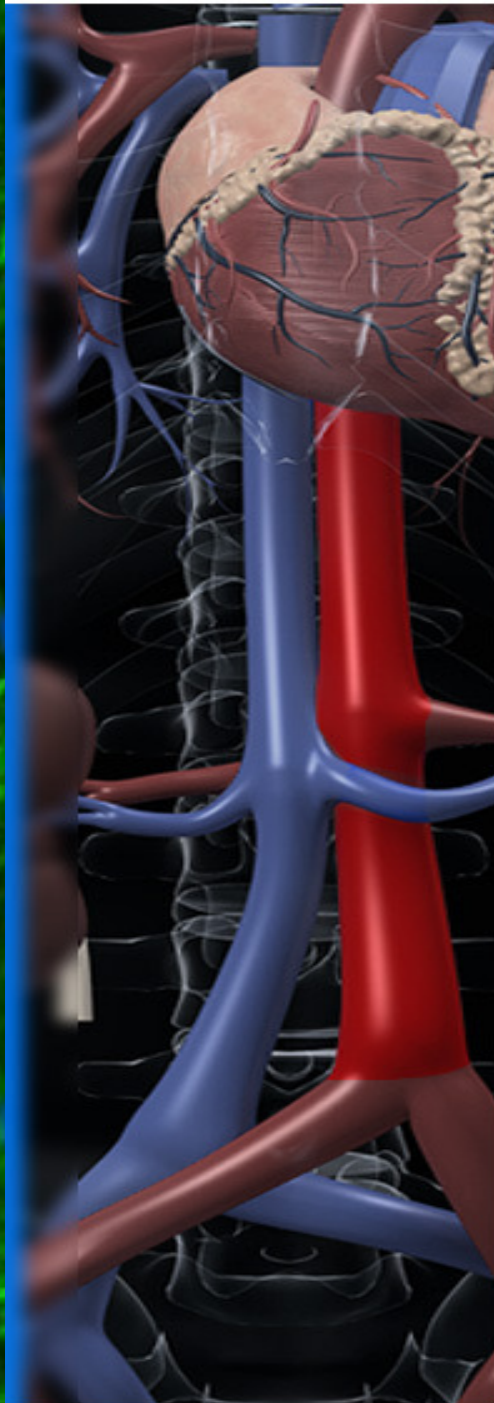
$\mu$ : viscosidad sanguínea  
r: radio vascular  
Q: velocidad del flujo

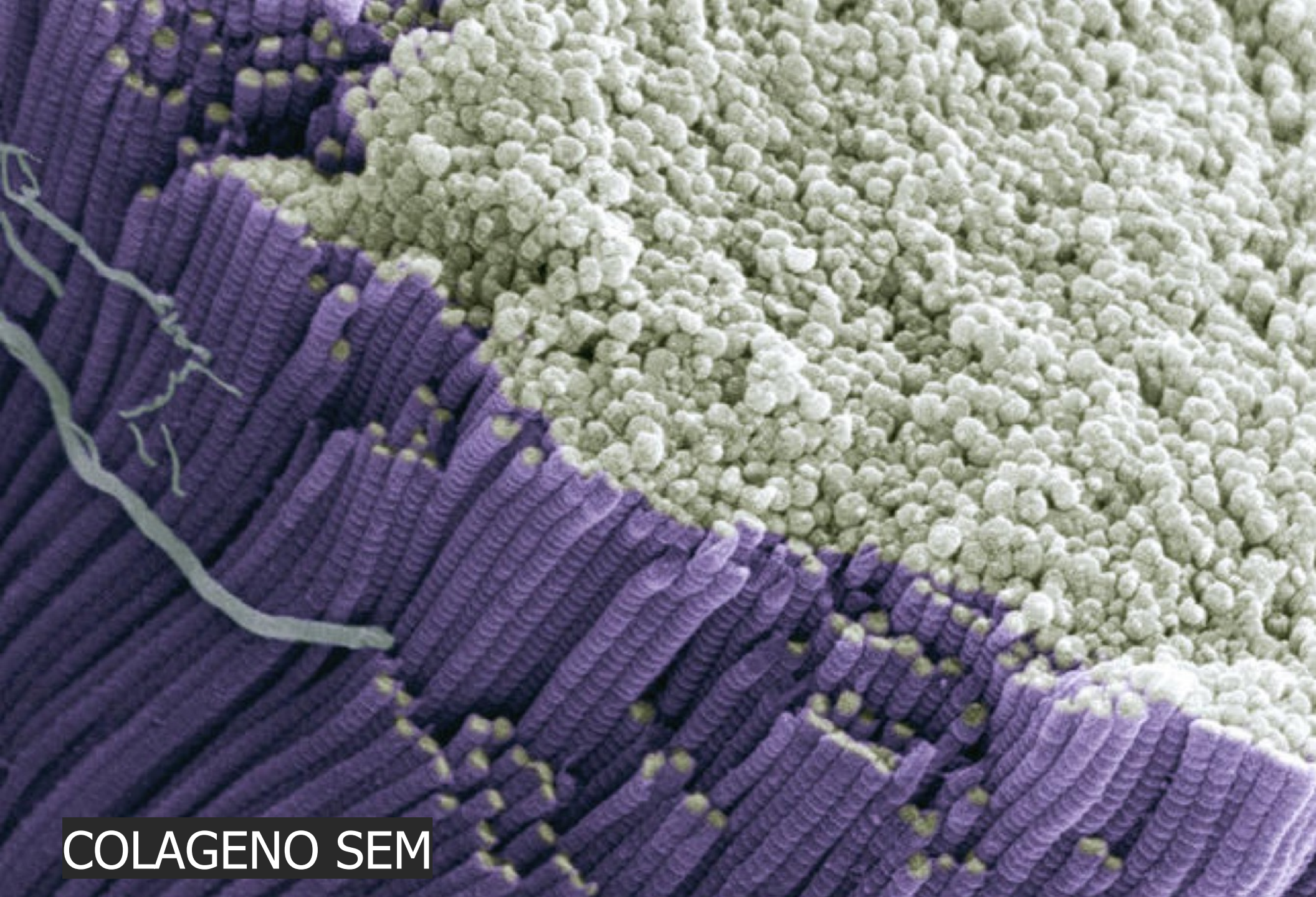


# Pared vascular

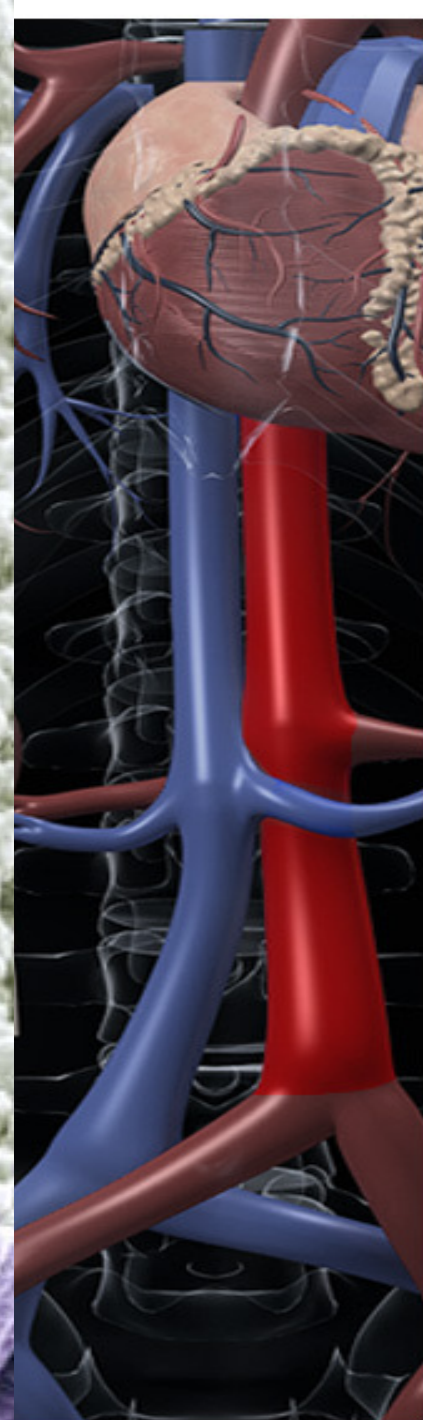


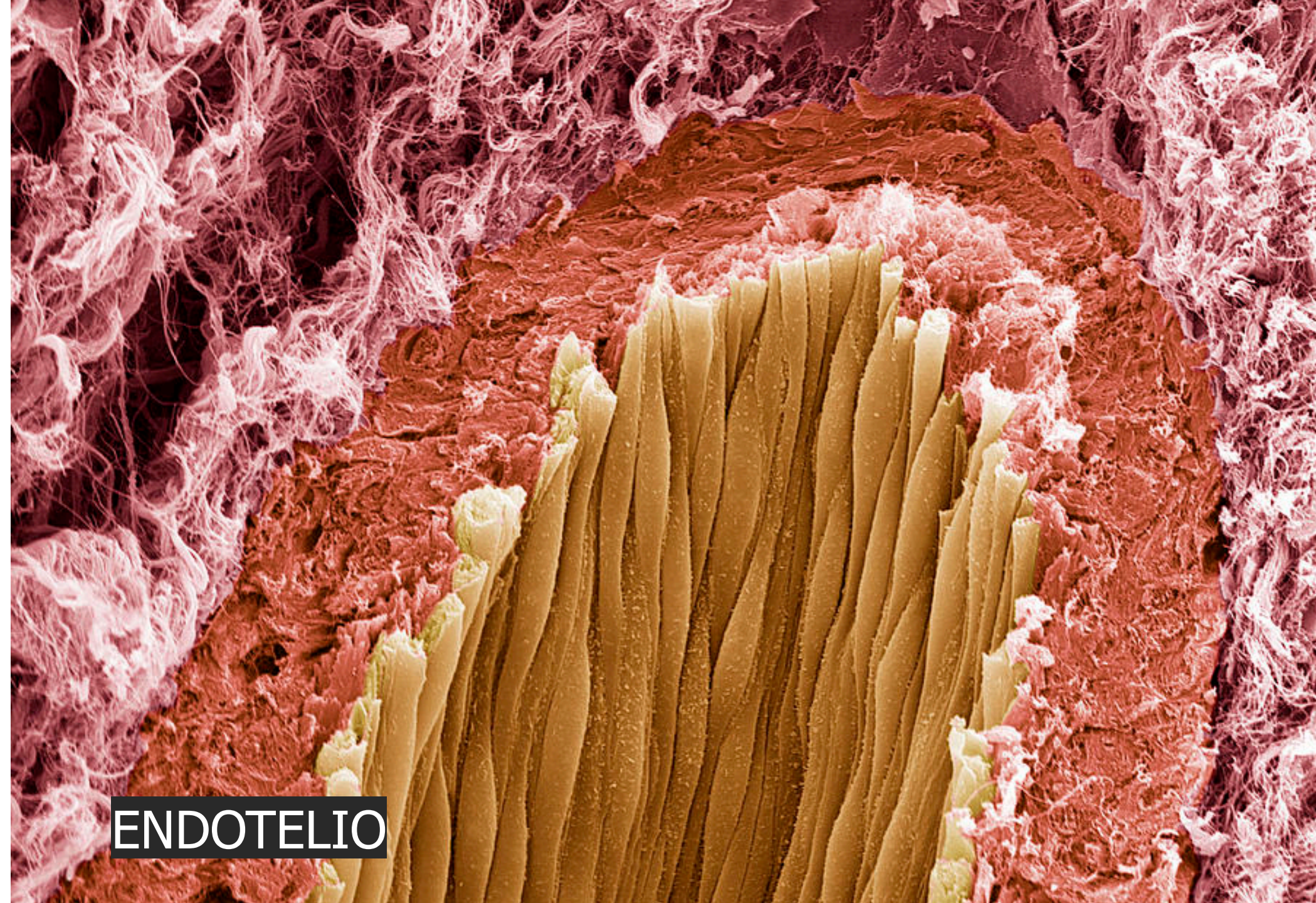
ELASTINA (tropoelastina)



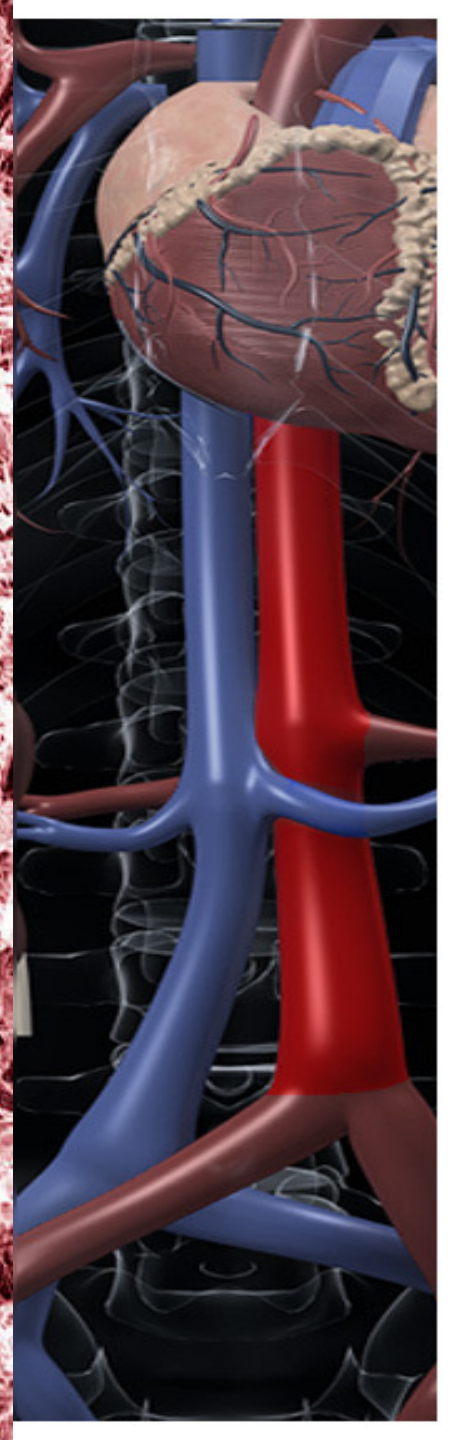


COLAGENO SEM



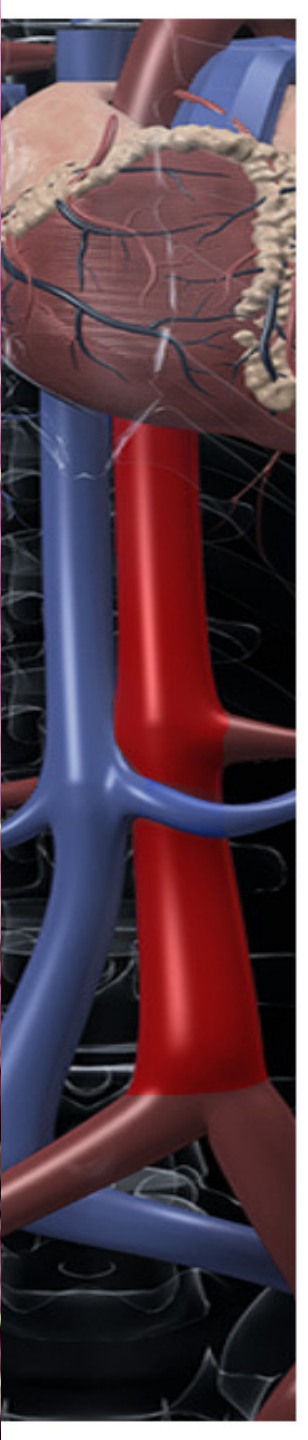


ENDOTELIO

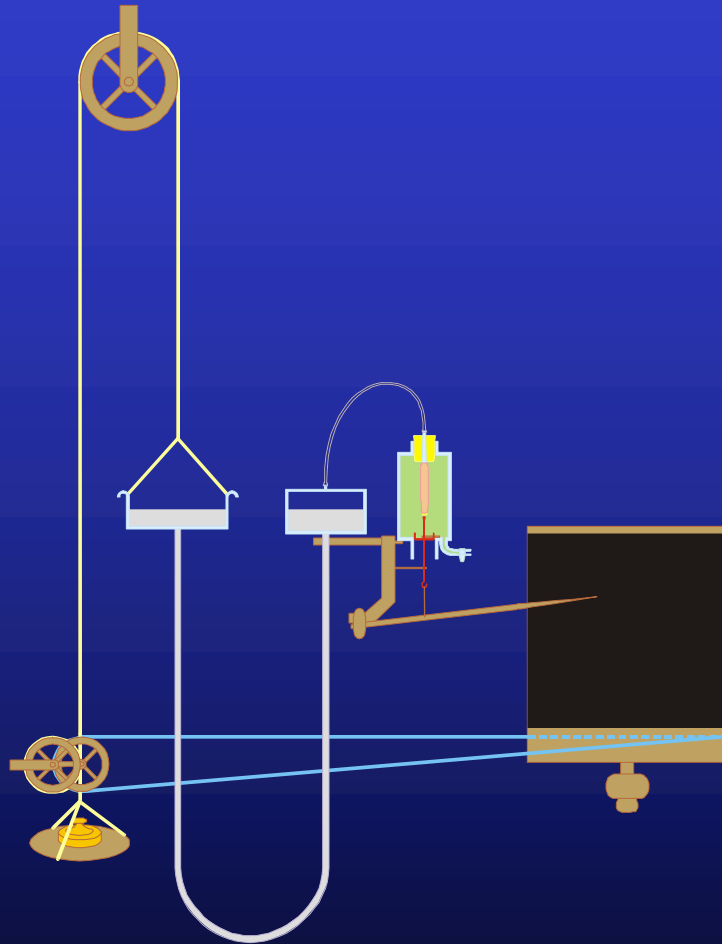




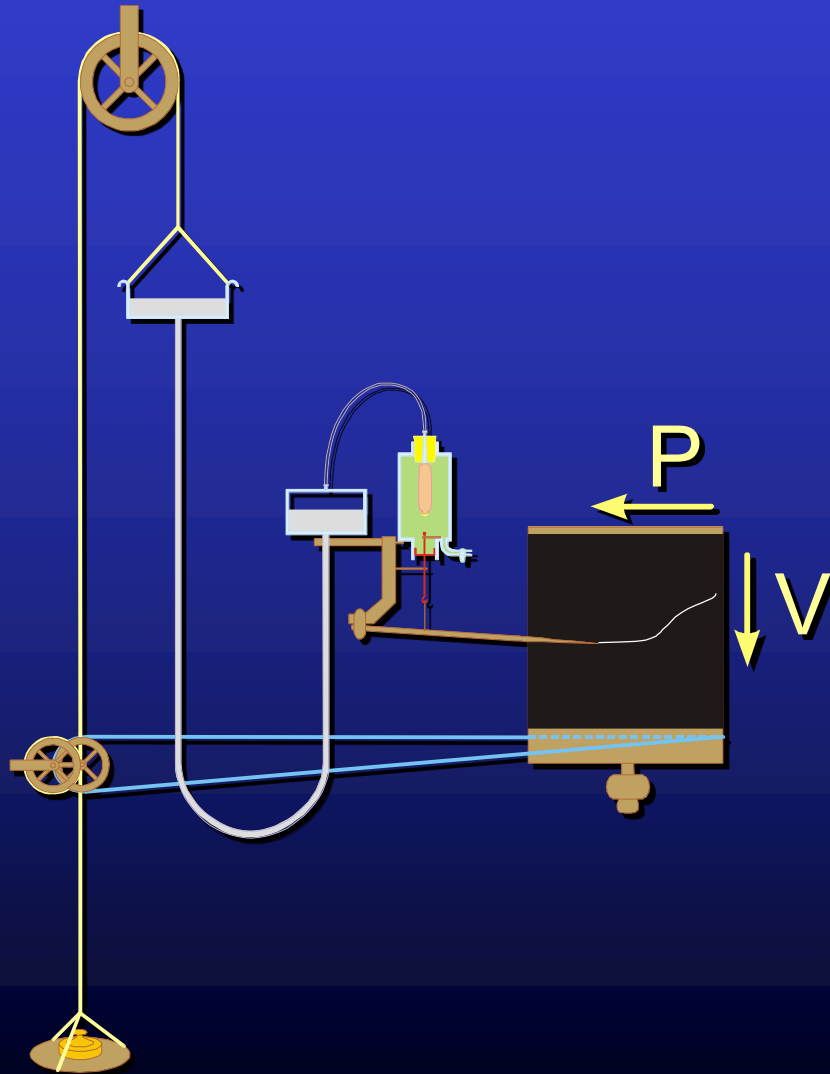
MUSCULO LISO



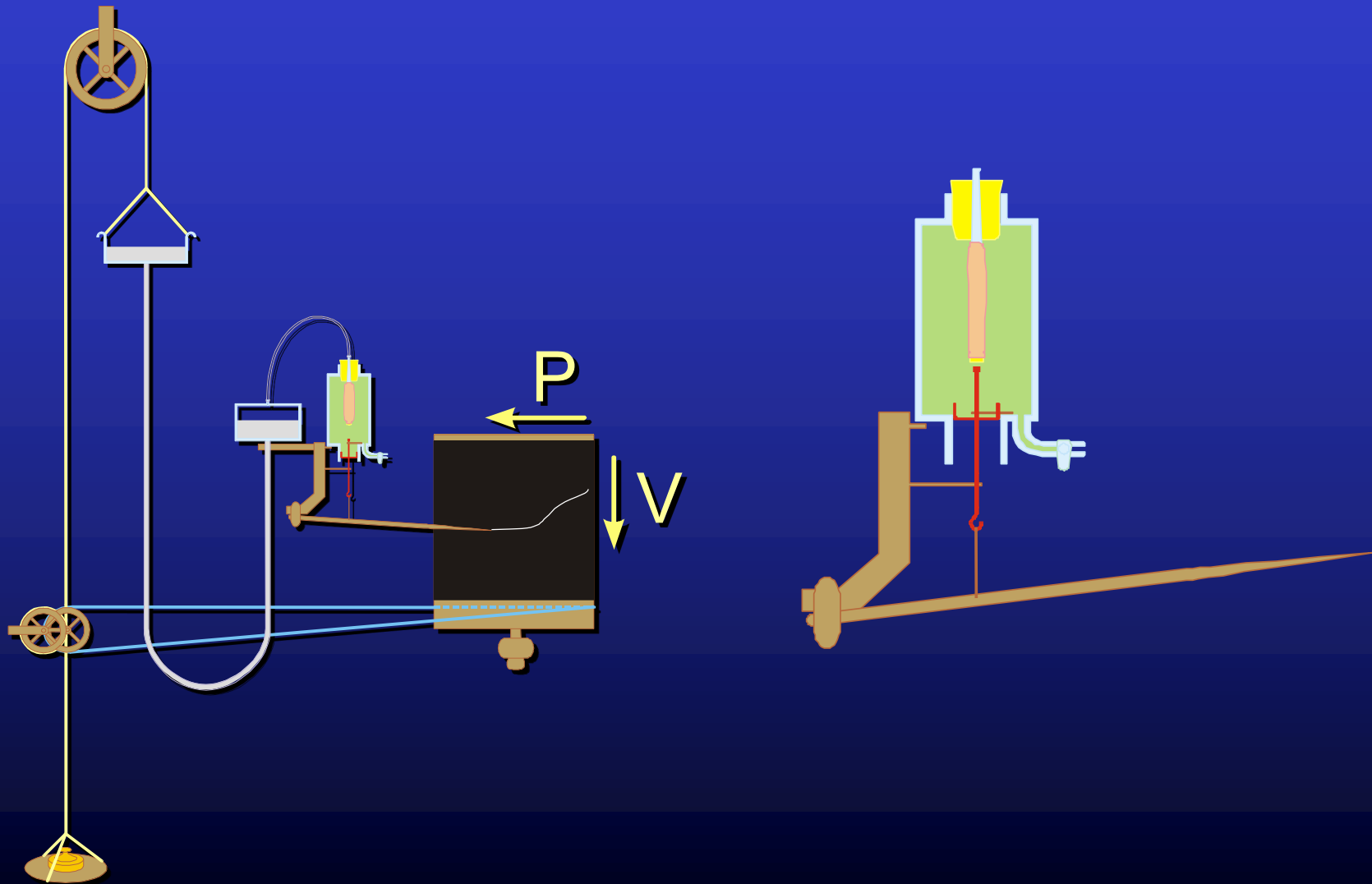
# Roy, 1881



# Roy, 1881

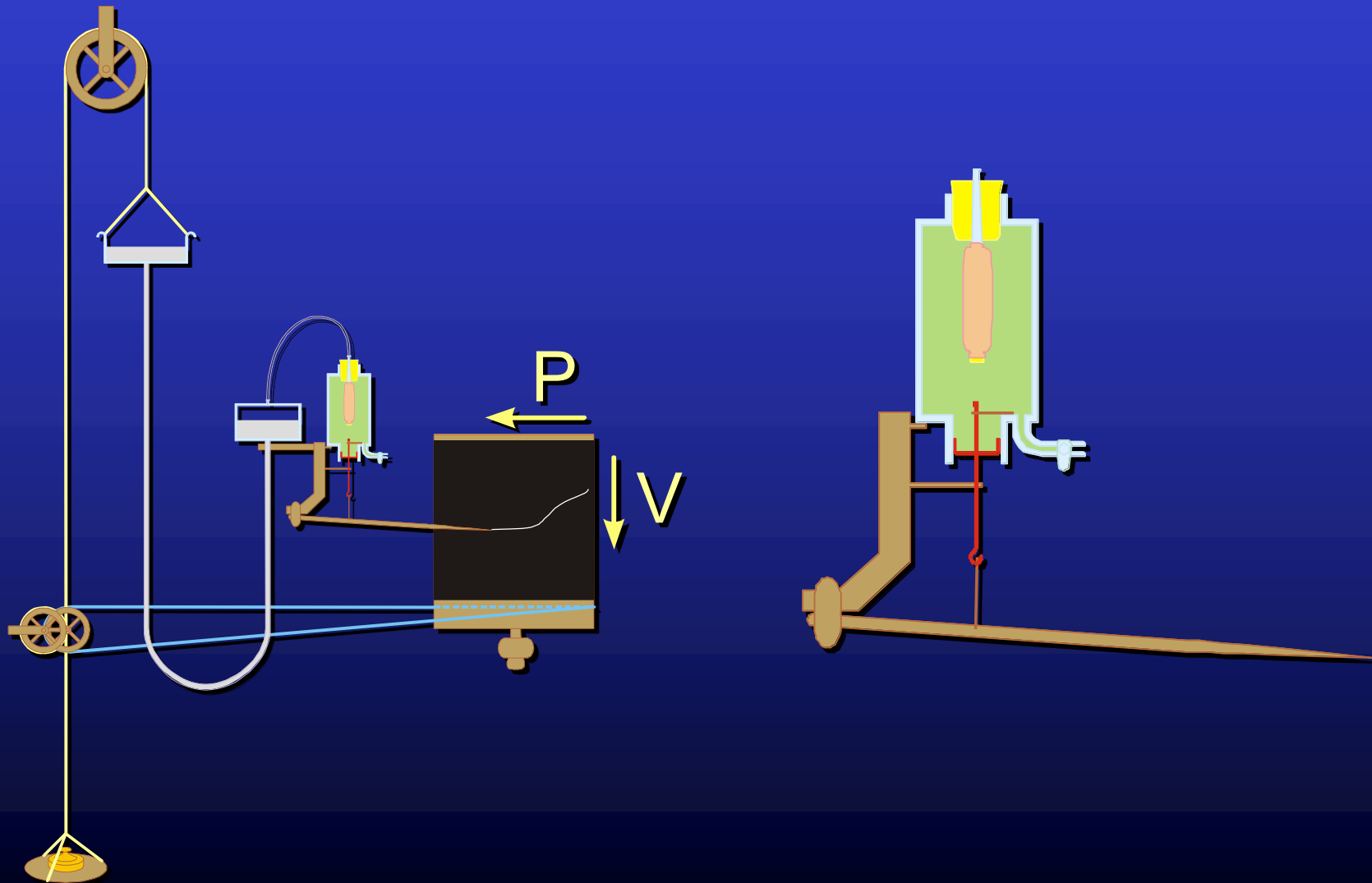


# Roy, 1881

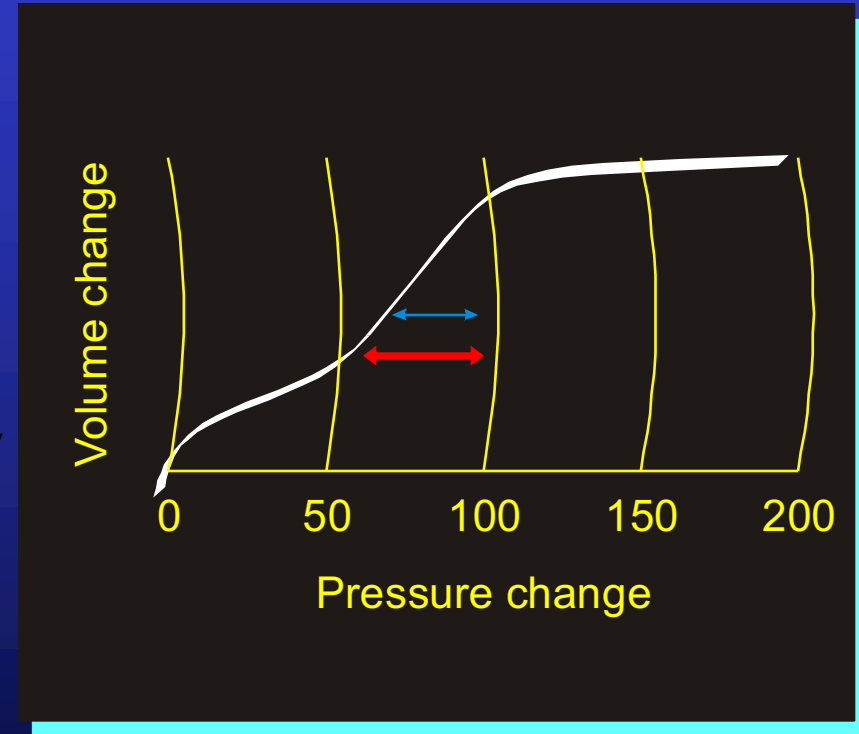
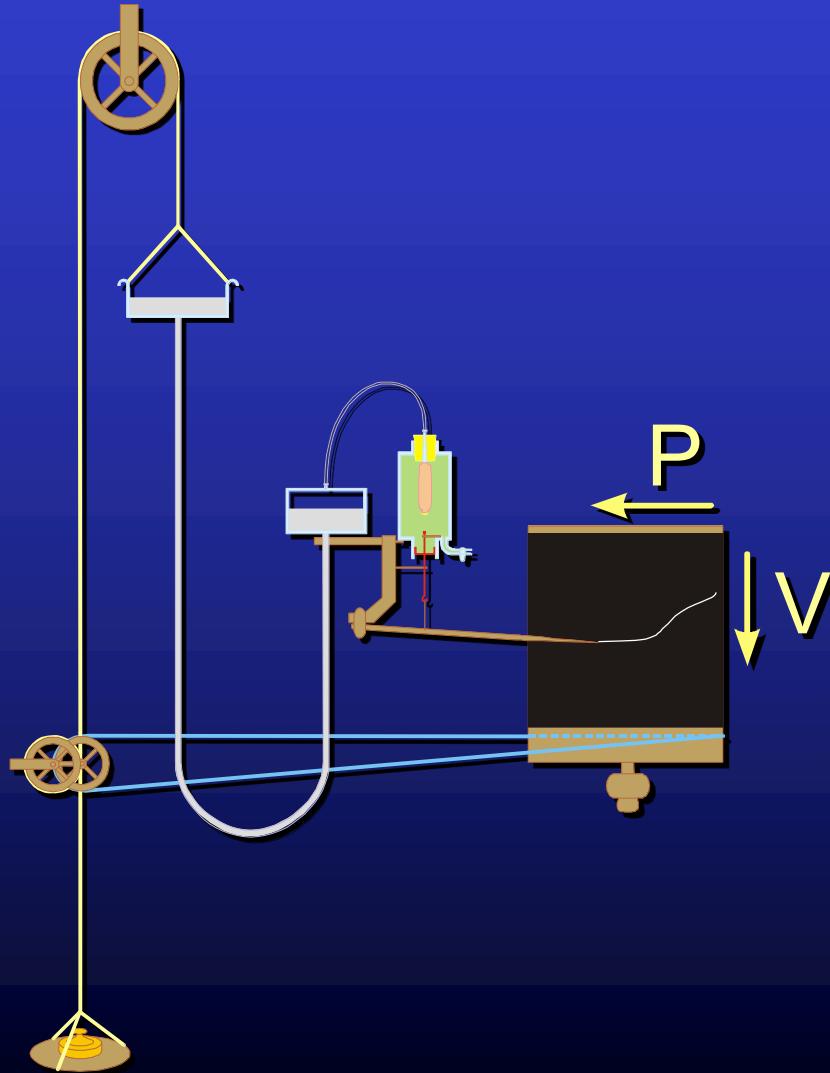




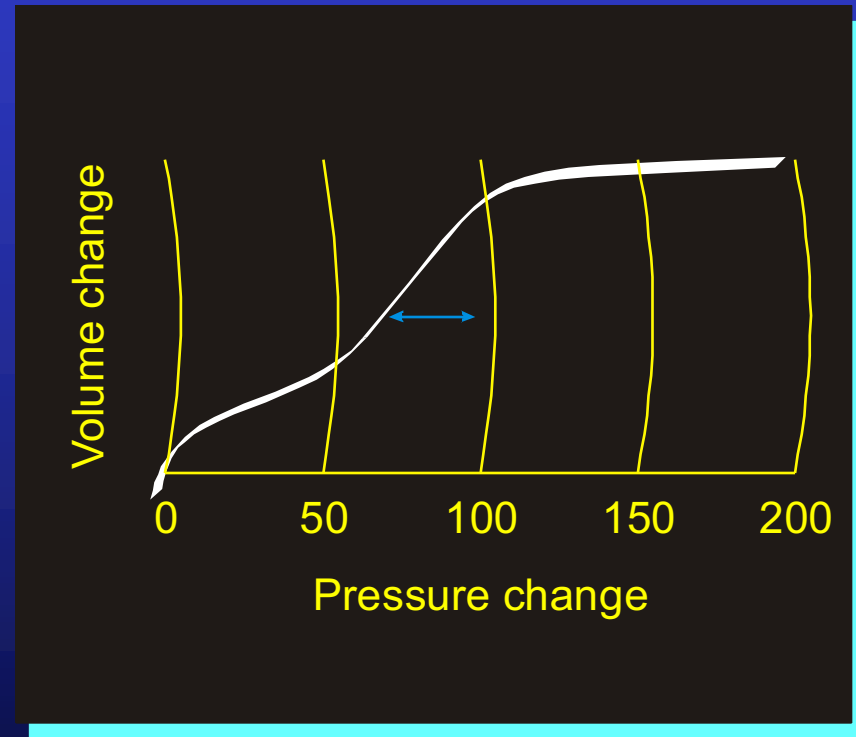
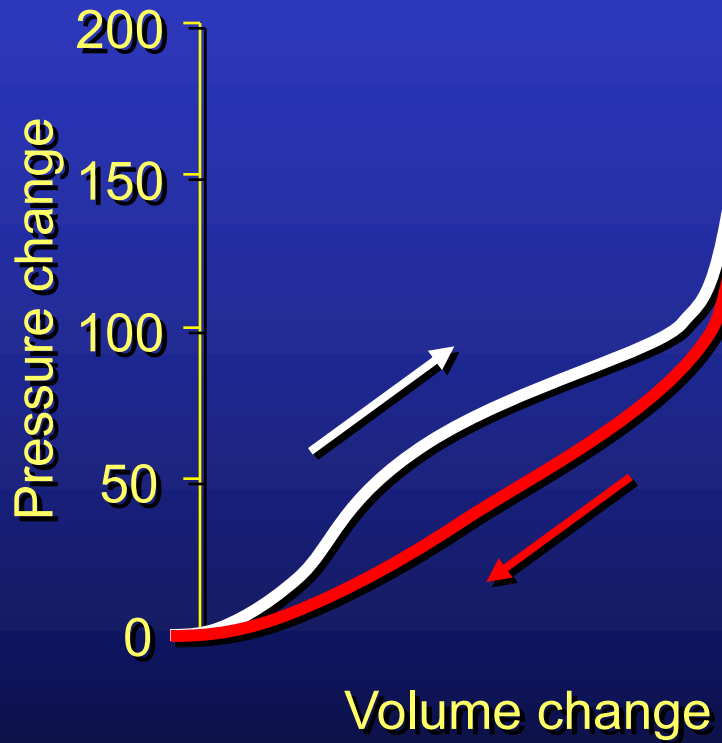
# Roy, 1881



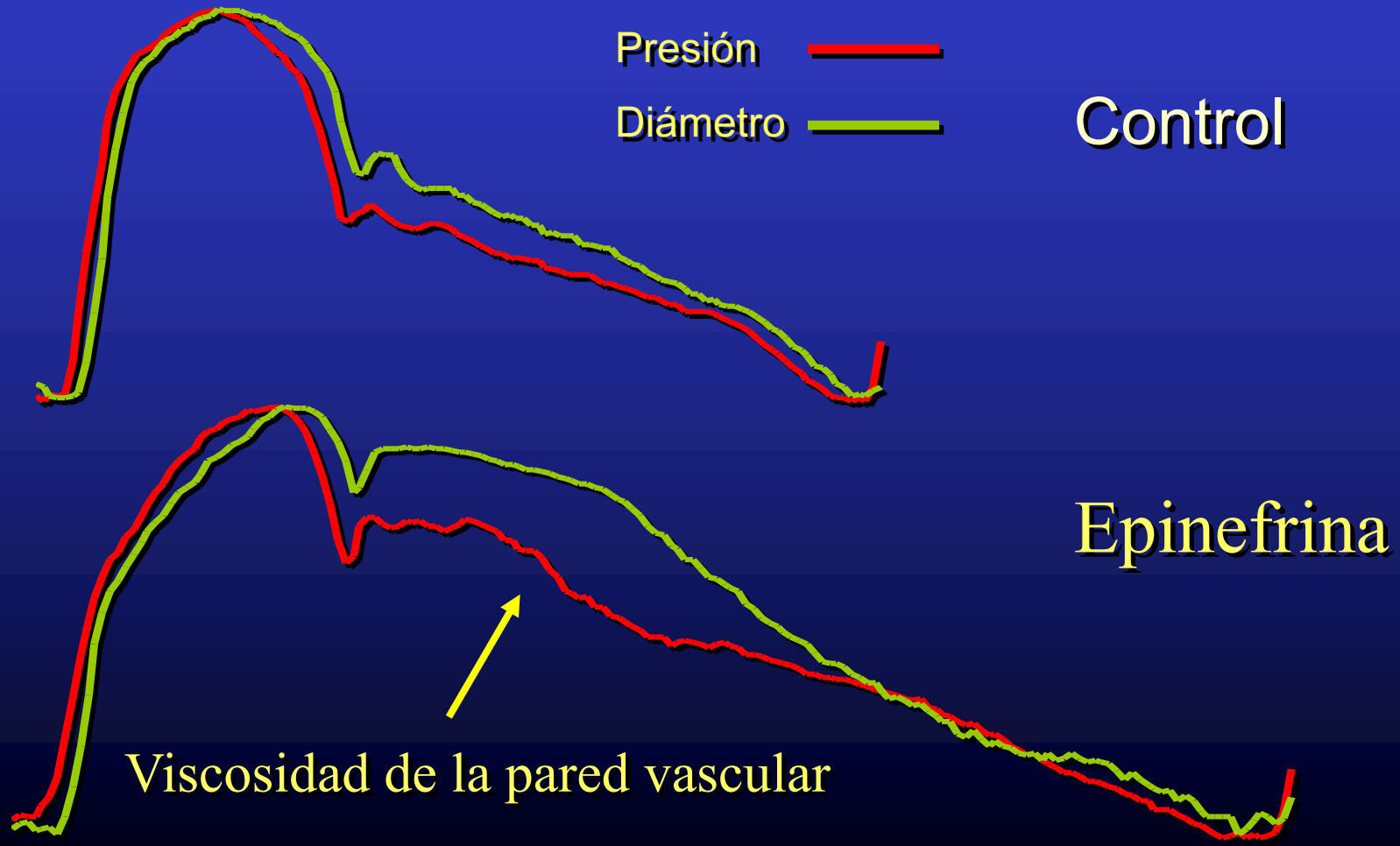
# Roy, 1881



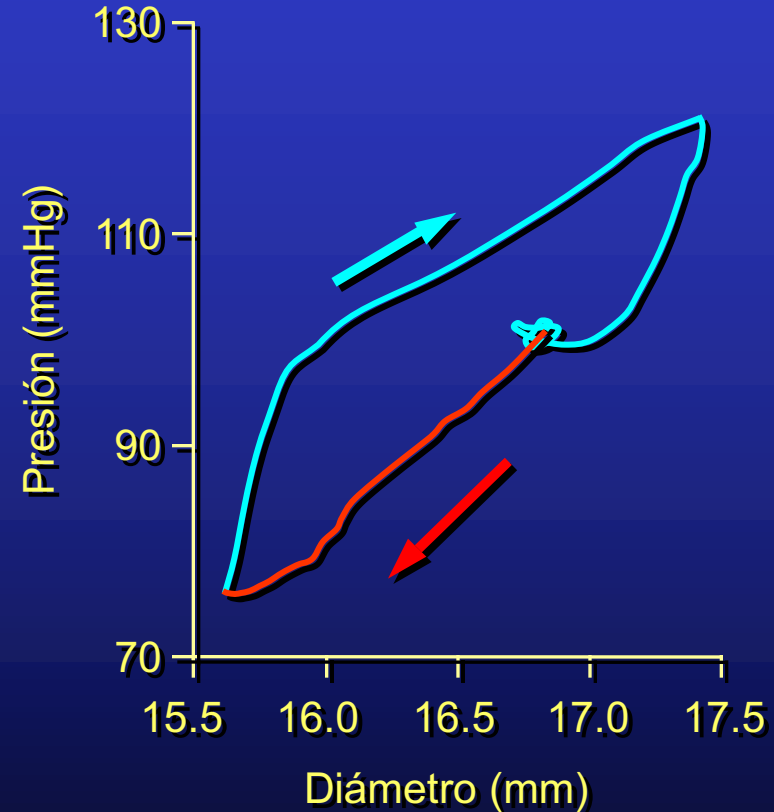
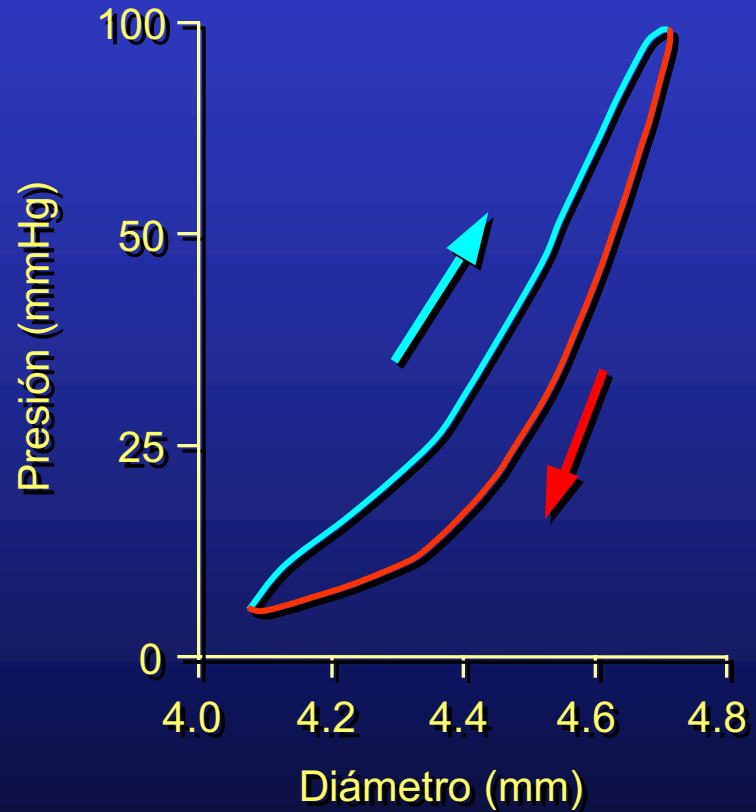
# Roy, 1881



# Peterson et al, 1960



# El rulo presión-diámetro



# 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.

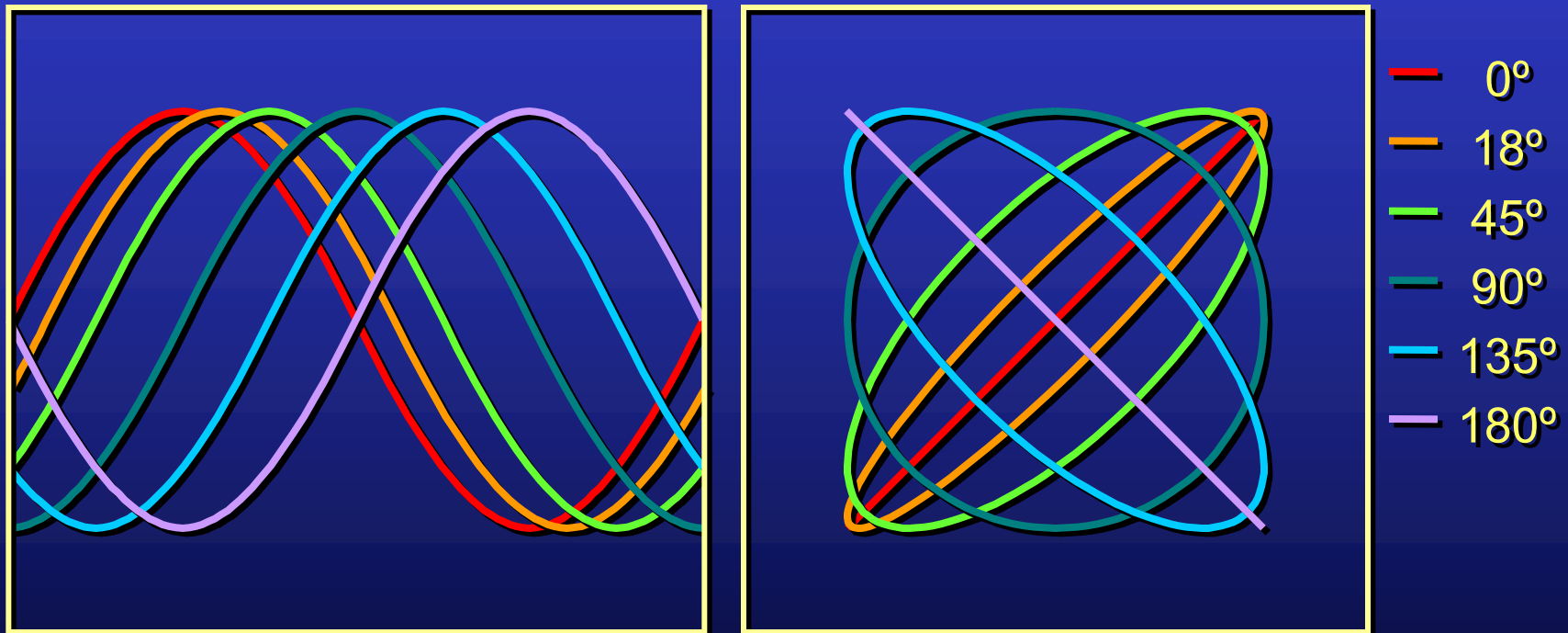
Un material hookoneano obedece a:

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

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:

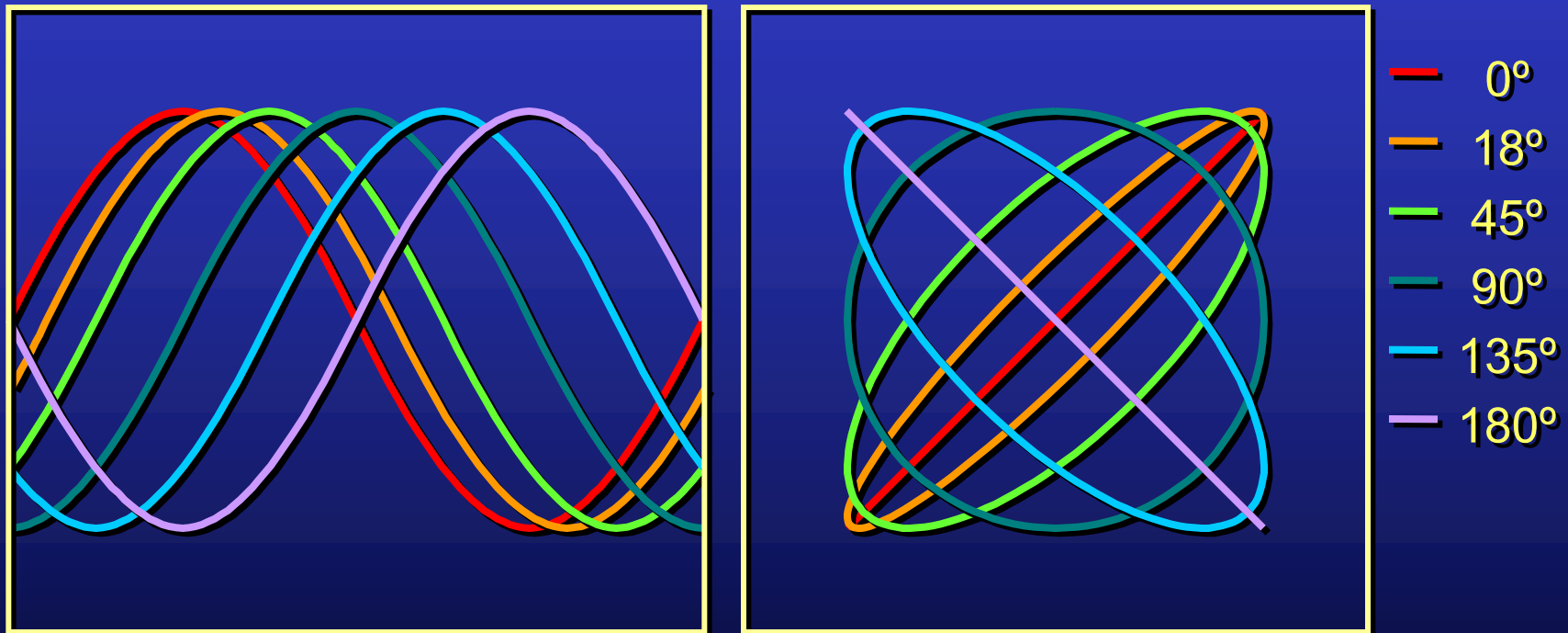
$$\frac{d\sigma}{d\varepsilon} = E_{inc}$$

# Desfasaje y área de histéresis

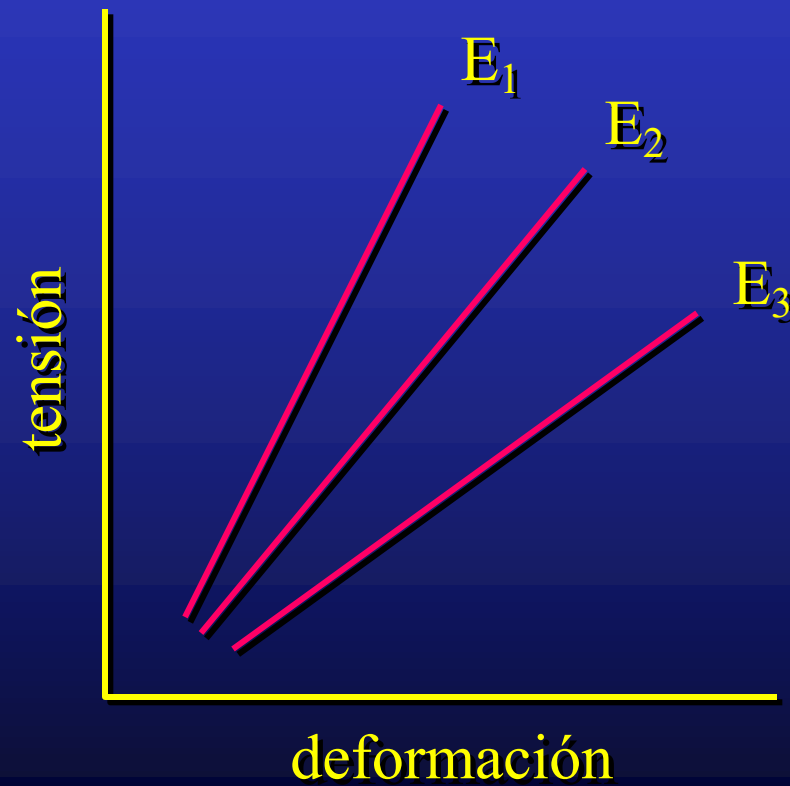




# Desfasaje y área de histéresis



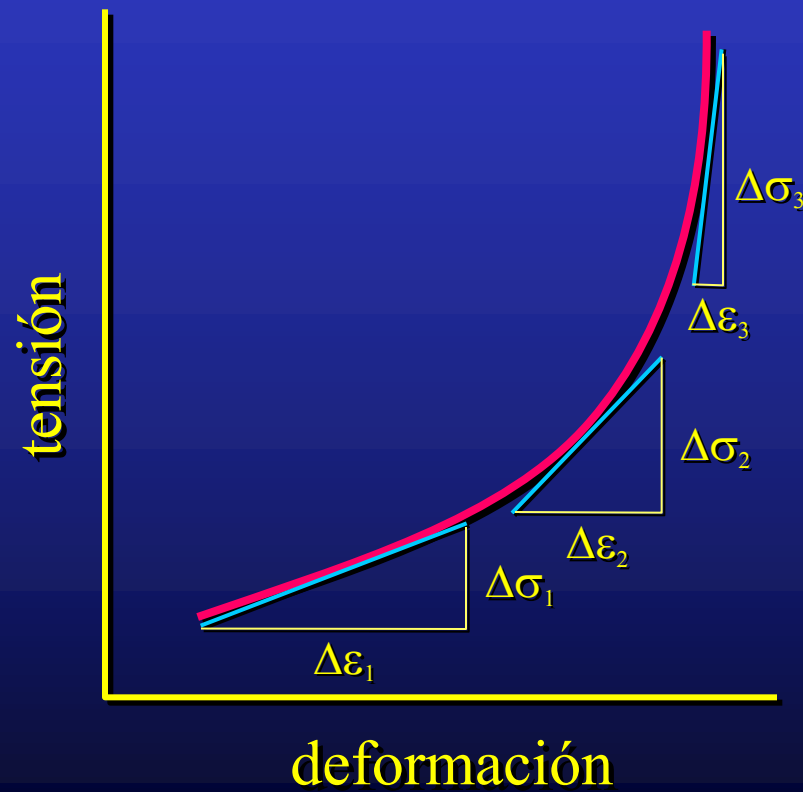
# La relación tensión-deformación



$$\sigma \equiv E \cdot \varepsilon$$

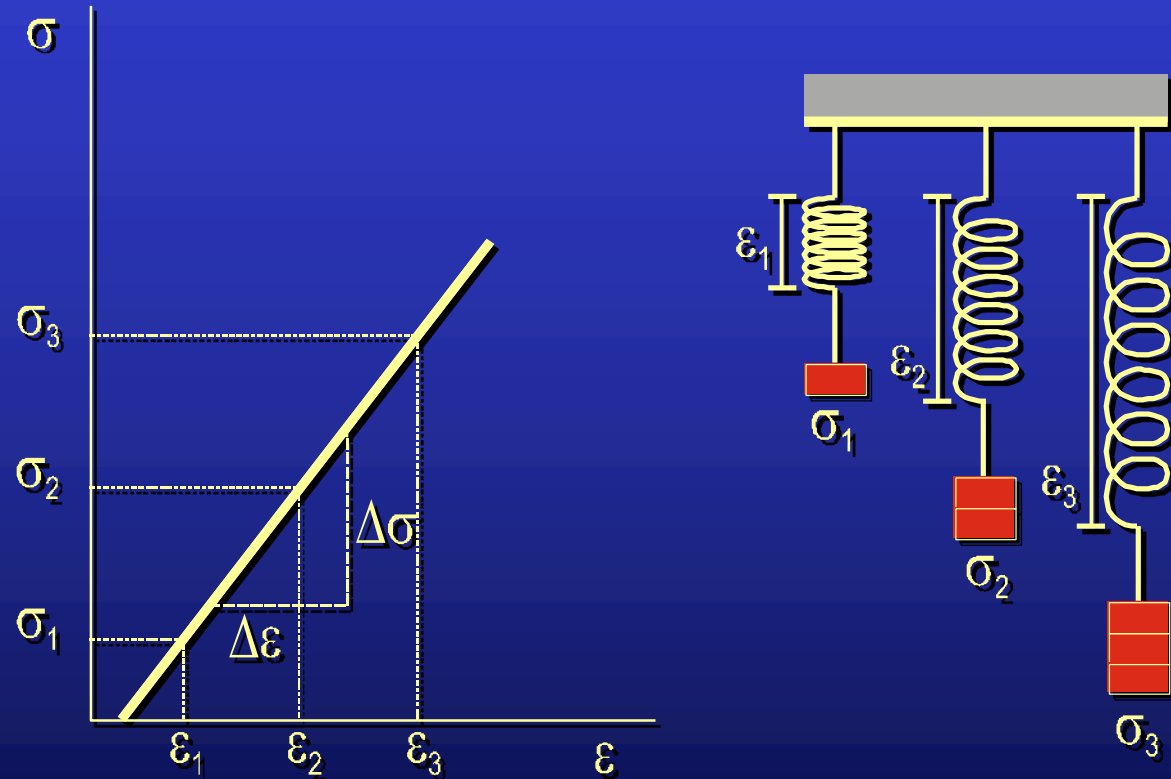
$$E_1 > E_2 > E_3$$

# La relación tensión-deformación



$$E_{inc} \equiv \frac{d\sigma}{d\epsilon}$$

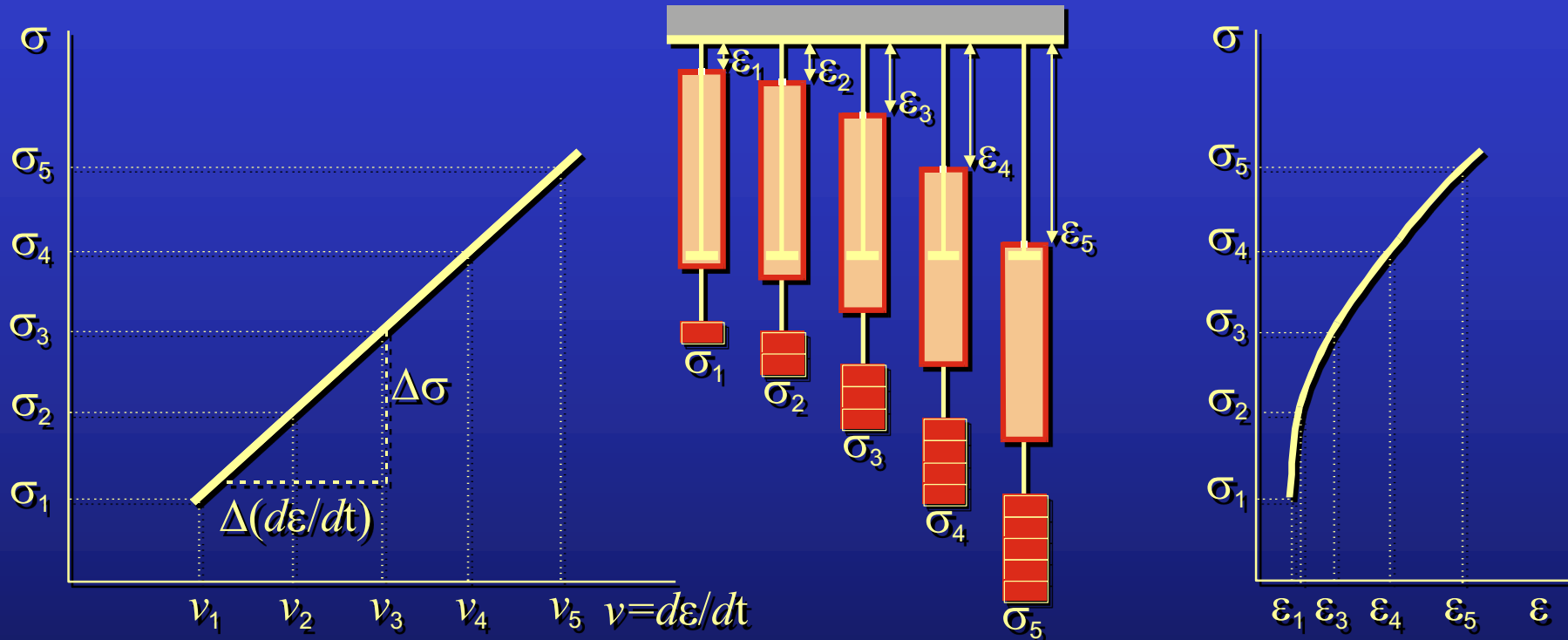
# Elasticidad



*Izquierda:* Relación tensión–deformación en un resorte de característica lineal. La pendiente de la relación es el módulo elástico o constante elástica  $E = \Delta\sigma/\Delta\epsilon$ .

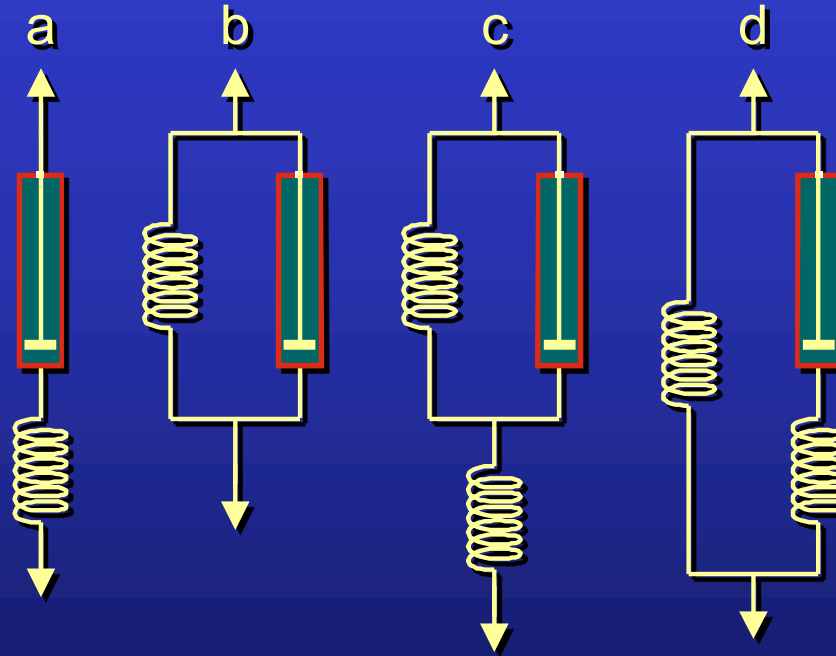
*Derecha:* Como puede apreciarse, la longitud que alcanza el resorte es proporcional a la carga que le es impuesta

# Viscosidad



Izquierda: Relación tensión–velocidad ( $\sigma$ - $v$ ) en un pistón, donde  $v = d\varepsilon/dt$ . La pendiente de la relación es el módulo viscoso  $\eta = \Delta\sigma/\Delta(d\varepsilon/dt)$ . Centro: Esquema del pistón a cinco instantes diferentes de igual intervalo. Derecha: Si bien la velocidad de desplazamiento del pistón es constante debido a un aumento proporcional de la fuerza aplicada, el desplazamiento del mismo no guarda una relación lineal con la carga aplicada.

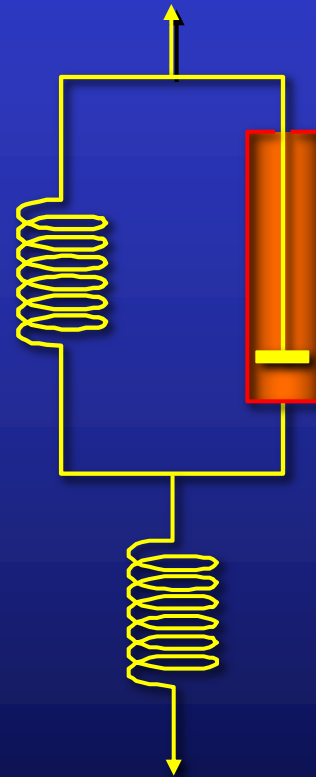
# Modelos viscoelásticos



- a) Modelo de Maxwell (de 2 elementos).
- b) Modelo de Voigt (de 2 elementos).
- c) Modelo de Voigt (de 3 elementos) llamado también de Saint Venant.
- d) Modelo de Kelvin (llamado también de Maxwell modificado o modelo de Hill).

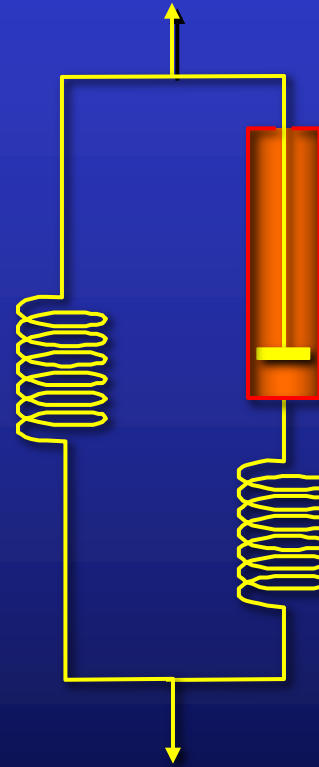
# Modelos viscoelásticos

Modelo I



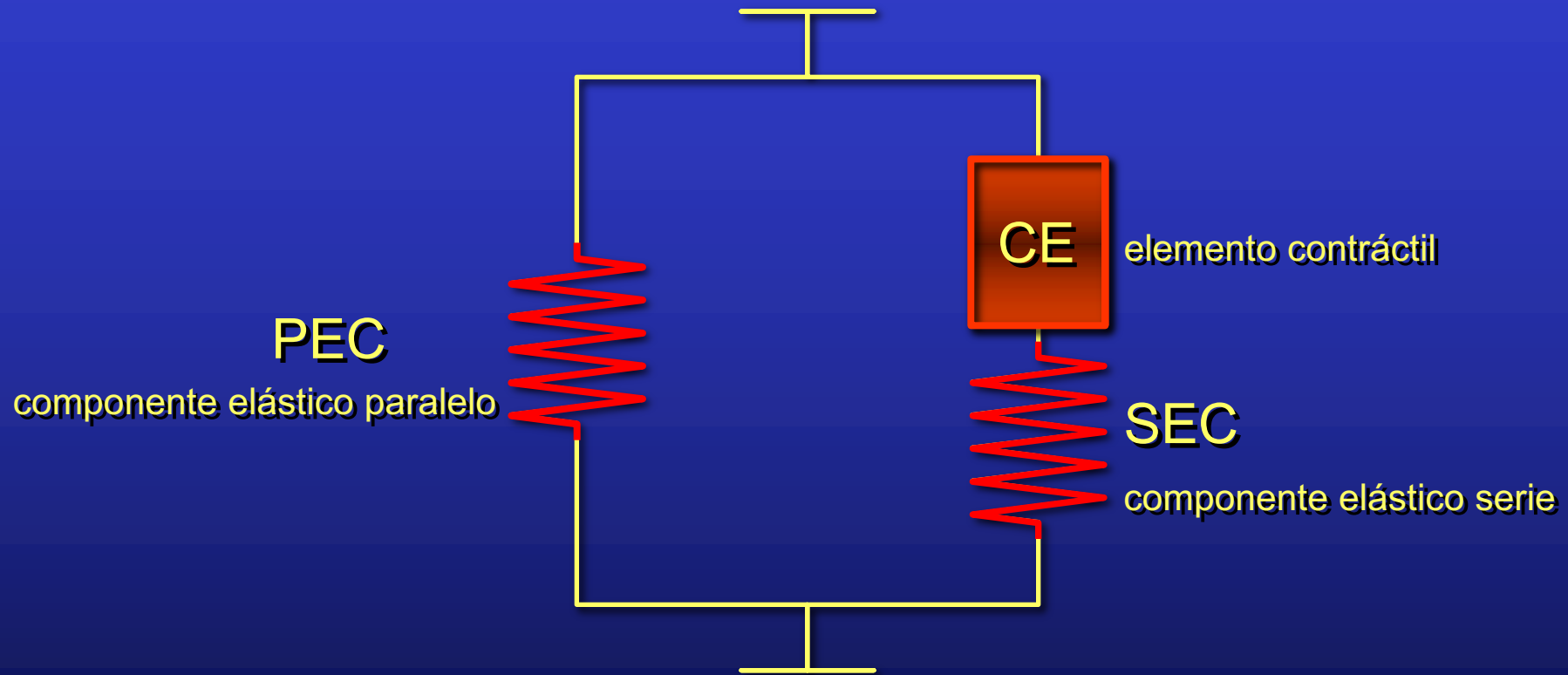
Modelo de Voigt  
Modelo de Saint Venant

Modelo II



Modelo de Maxwell modificado  
Modelo de Hill  
Modelo de Kelvin

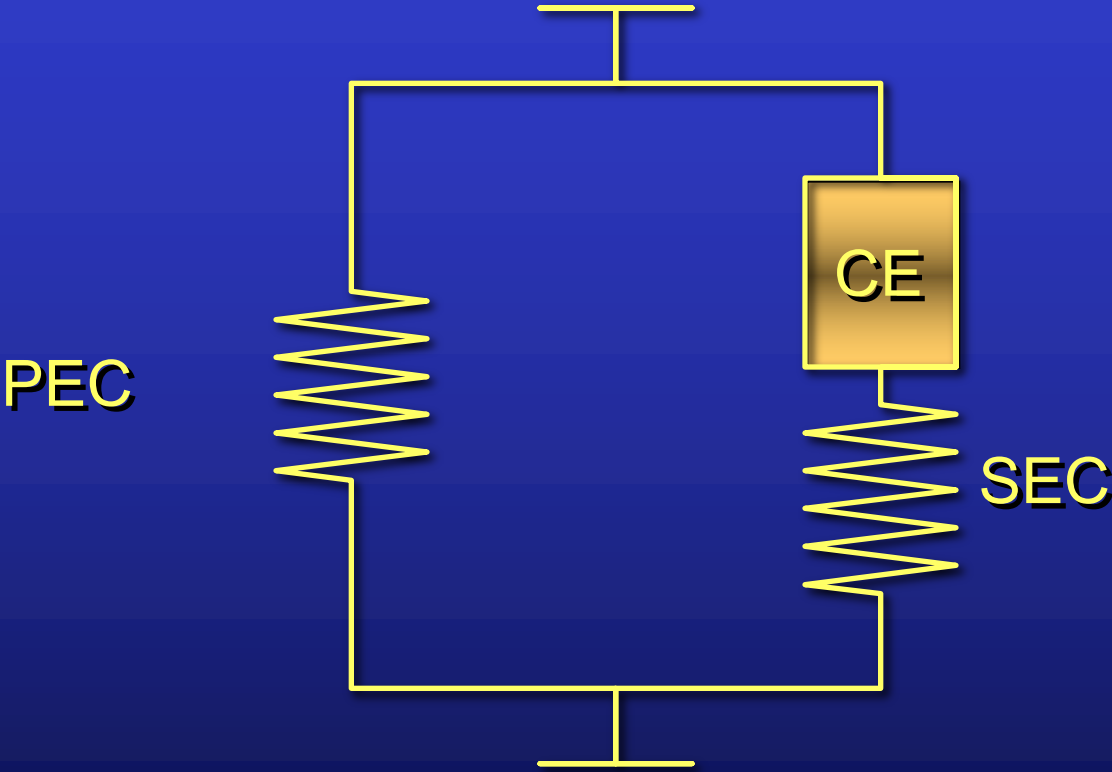
# Modelo de la pared arterial



Dobrin & Canfield, *Circ Res*, 1977.



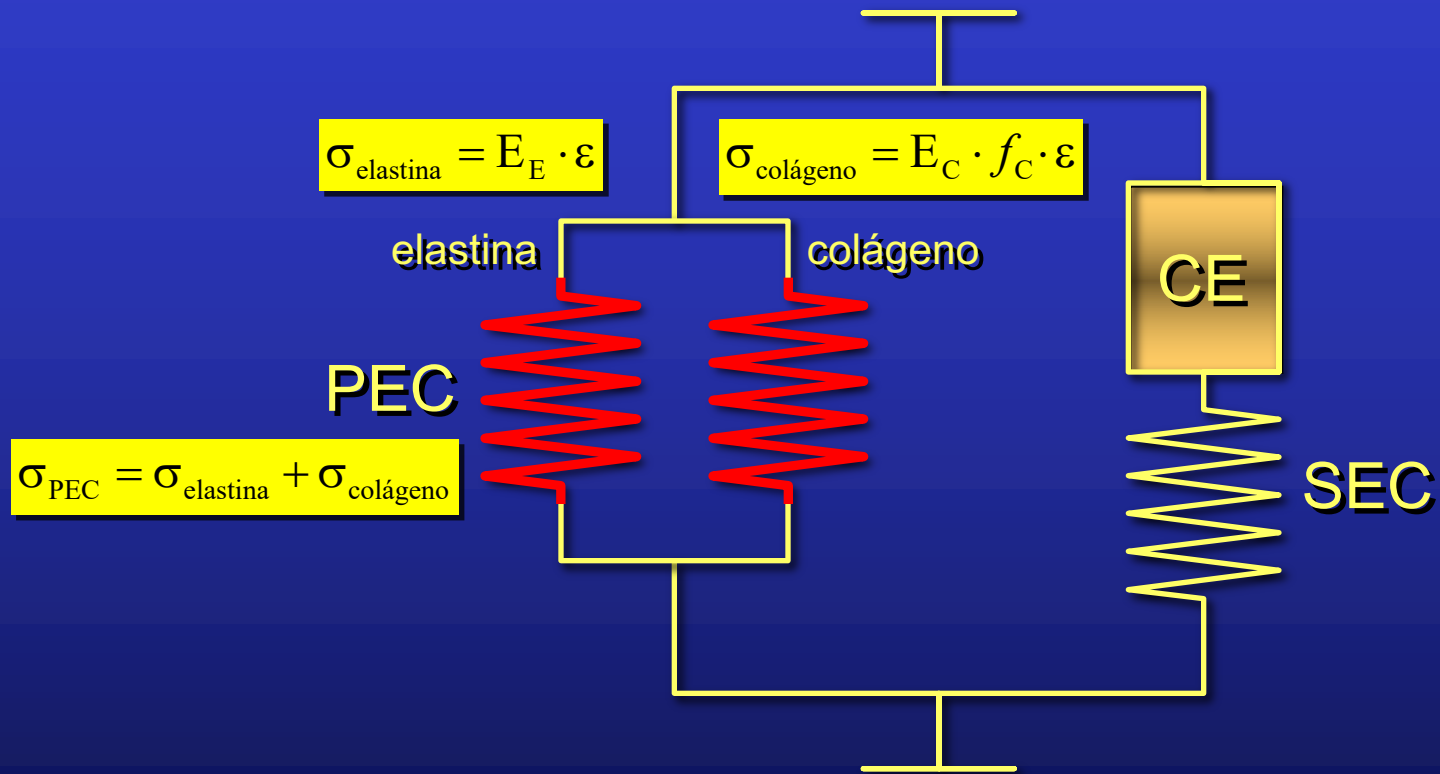
# Modelo de la pared arterial



$$\sigma = \sigma_{\text{elastina}} + \sigma_{\text{colágeno}} + \sigma_{\text{MIL}}$$

$$\sigma = \sigma_{\text{elástica}} + \sigma_{\text{viscosa}} + \sigma_{\text{inercial}}$$

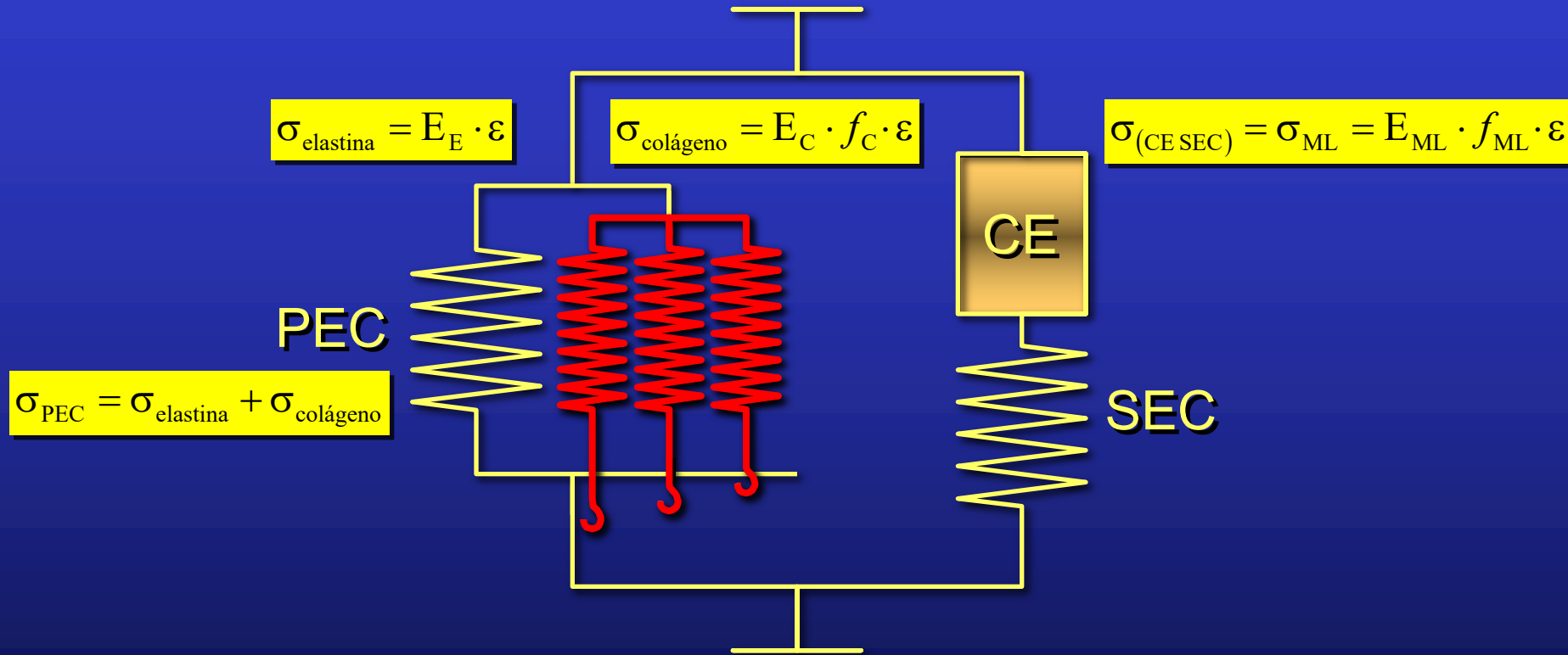
# Modelo de la pared arterial



Cox, *Am J Physiol*, 1978.

Armentano, Levenson, Barra, *et al*, *Am J Physiol*, 1991.

# Modelo de la pared arterial



Barra, Armentano, *et al*, *Circ Res*, 1993.

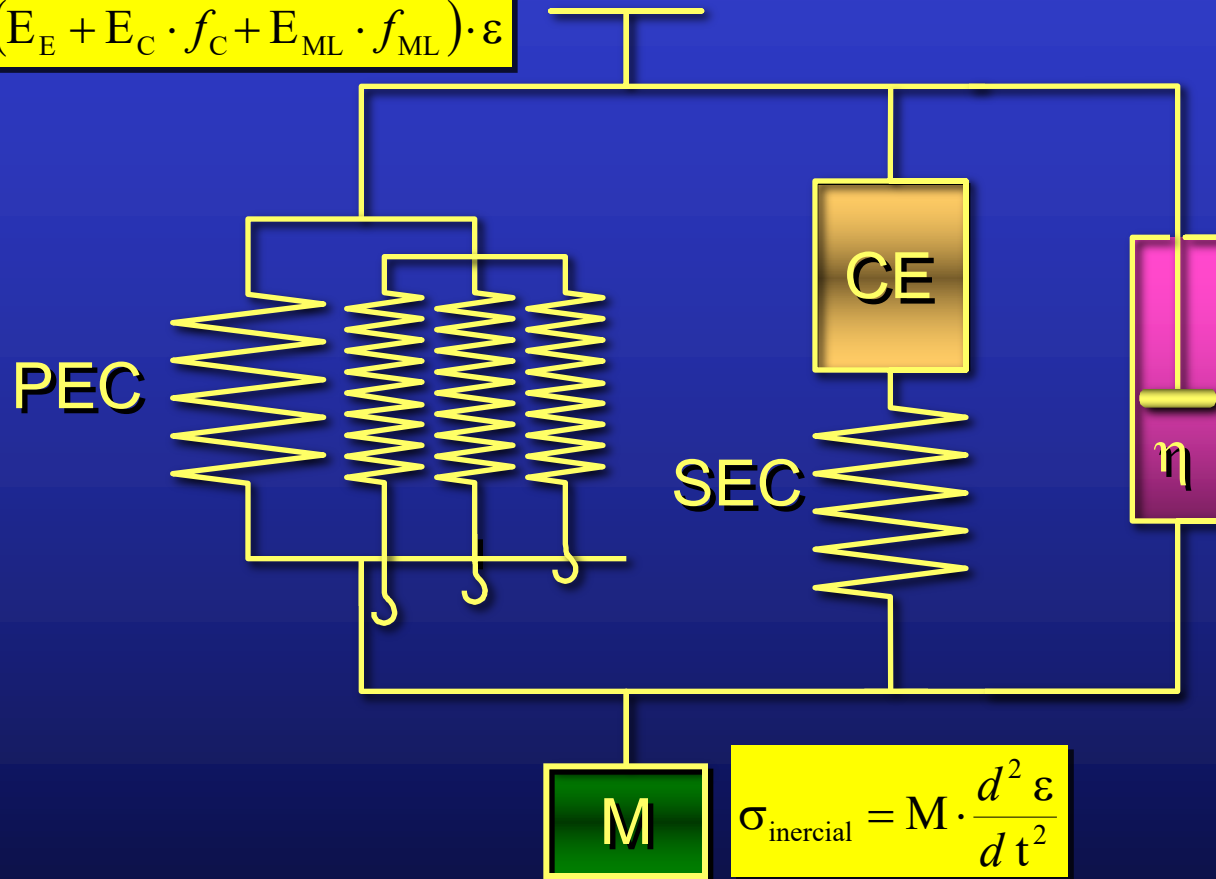
Armentano, Barra, *et al*, *Circ Res*, 1995.

$$\sigma_{\text{elástica}} = \sigma_{\text{PEC}} + \sigma_{(\text{CE SEC})}$$

$$\sigma_{\text{elástica}} = (E_E + E_C \cdot f_C + E_{\text{ML}} \cdot f_{\text{ML}}) \cdot \epsilon$$

# Modelo de la pared arterial

$$\sigma_{\text{elástica}} = (E_E + E_C \cdot f_C + E_{ML} \cdot f_{ML}) \cdot \varepsilon$$



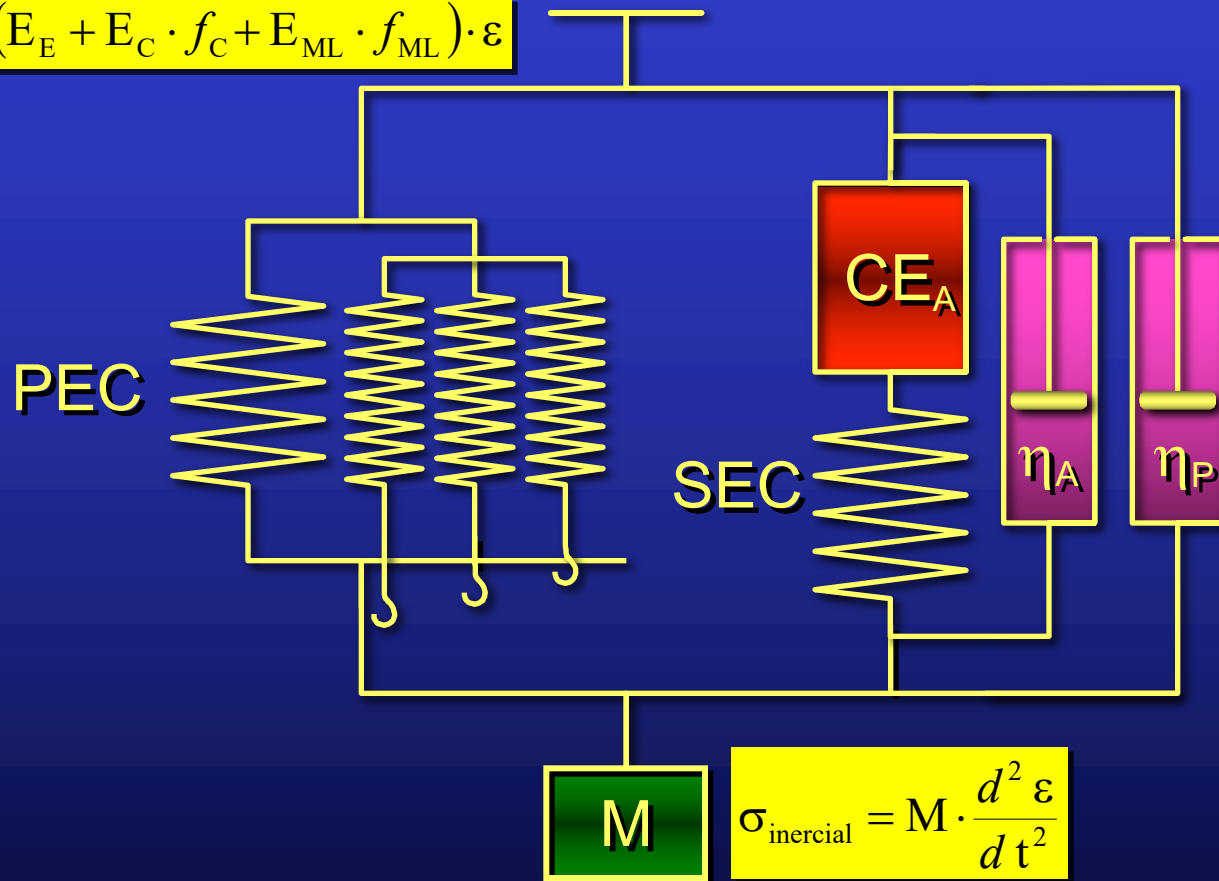
$$\sigma_{\text{viscosa}} = \eta \cdot \frac{d\varepsilon}{dt}$$

$$\sigma_{\text{inercial}} = M \cdot \frac{d^2\varepsilon}{dt^2}$$

Armentano, Barra, *et al*, *Circ Res*, 1995.  
Armentano, *PhD Thesis*, 1999.

# Modelo de la pared arterial

$$\sigma_{\text{elástica}} = (E_E + E_C \cdot f_C + E_{ML} \cdot f_{ML}) \cdot \varepsilon$$



$$\sigma_{\text{viscosa}} = \eta \cdot \frac{d\varepsilon}{dt}$$

$$\sigma_{\text{inercial}} = M \cdot \frac{d^2\varepsilon}{dt^2}$$

$$\sigma = (E_E + E_C \cdot f_C) \cdot \varepsilon + E_{ML} \cdot f_{ML} \cdot \varepsilon + (\eta_P + \eta_A) \cdot \frac{d\varepsilon}{dt} + M \cdot \frac{d^2\varepsilon}{dt^2}$$