

TEMA-5-Elasticidad.pdf



rrg456



Física Médica y Protección Radiológica



1º Grado en Medicina



Facultad de Medicina
Universidad de Cantabria

Con LiINCE,
gradúate por 15€
(de la vista).



Pide cita online
en liince.com

Esquina de San Ignacio de Loyola
con Lacarra de Miguel



Gafas
graduadas
desde 15€

LiINCE

YO A LOS 5 MINUTOS DE EMPEZAR A ESTUDIAR: ¿HACEMOS PAUSA CAFÉ?

• ASTIGMATISMO

Alteración de la curvatura de la córnea, provoca una refracción diferente en cada eje. Falta de **SIMETRÍA** y **REGULARIDAD** de la curvatura.

• PRESBICIA ($\Delta = R - P < 4$)

Reducción del poder de acomodación (Δ) con la edad.

→ Aleja el pto. próximo

→ Necesidad de aumentar la potencia con **LENTE CONVERGENTES**

$\left\{ \begin{array}{l} \text{HIPERMETROPE} \rightarrow P_p + \text{lentes que el emetrope (normal)} \rightarrow \text{aparece antes la presbicia.} \\ \text{MIOPE} \rightarrow P_p + \text{lentes} \rightarrow \text{retarda los síntomas + tarde} \end{array} \right.$

• CORRECCIÓN DEL PTO. REMOTO (lejos)

Utilizar una lente para trasladar el pto. remoto.

$$D_{\text{lejos}} = \frac{1}{s'} - \frac{1}{s} = \frac{1}{P_r(\text{real})} - \frac{1}{P_r(\text{normal})} = R_{\text{real}} - R_{\text{normal}} = R_{\text{real}}$$

• CORRECCIÓN DEL PTO. PRÓXIMO (cerca)

$$D_{\text{cerca}} = \frac{1}{s'} - \frac{1}{s} = \frac{1}{P_p(\text{real})} - \frac{1}{P_p(\text{normal})} = P_{\text{real}} - P_{\text{normal}}$$

• TEMA 5: ELÁSTICIDAD

• ESTADOS DE LA MATERIA

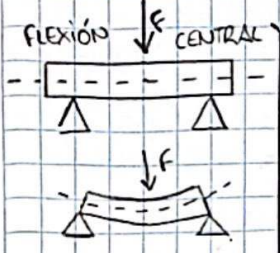
	DISTANCIAS	INTERACCIÓN	MOVILIDAD	COMPRESIBILIDAD	
GAS	→ Grandes	Débil	Grande	Alta	→ { Cambia forma Cambia volumen
LÍQUIDO	→ Medias	Intensa	Reducida	Baja	→ { Cambia forma No cambia volumen
SÓLIDO	→ Pcs. fijas	Muy intensa	Muy reducida	Muy baja	→ { No cambia forma No cambia volumen

↓
Les interesa realizar un trabajo para cambiar tanto su forma como su volumen - DEFORMACIÓN

• **ELASTICIDAD:** Operación de un cuerpo o ser deformado

↳ **SÓLIDOS:** Mantener forma y volumen

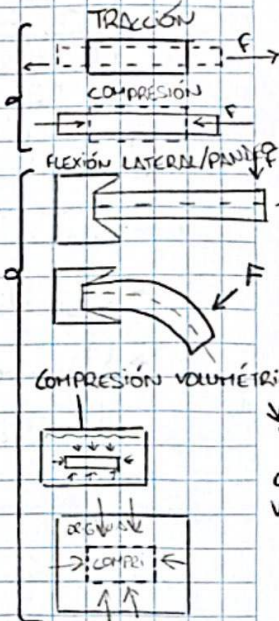
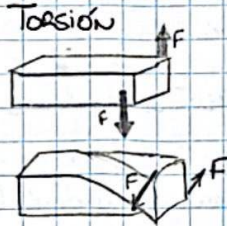
↳ **FLUIDOS:** Mantener volumen



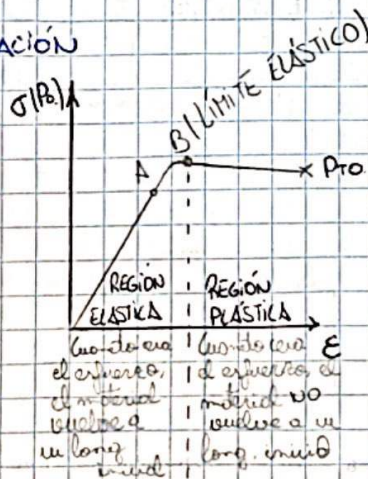
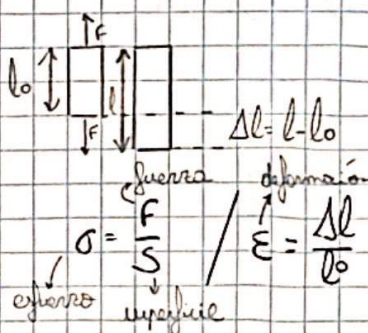
ESFUERZO (causa deformadora) → **DEFORMACIÓN** (magnitud deformadora)

F normales ↔ LONGITUD
 F tangenciales ↔ ÁNGULO

+ FIBRA NEUTRA (línea discontinua):
↳ no cambia su longitud
↳ zona de SEPARACIÓN de la COMPRESIÓN y TRACCIÓN



• **CURVA ESFUERZO-DEFORMACIÓN**



A-B: Zona NO lineal)

ENERGÍA ABSORBIDA POR UN V. DE VOL.

Área bajo la curva
RESILIENCIA: Energía absorbida en la parte elástica

En la zona proporcional
$$\frac{\text{energía}}{\text{volumen}} = \frac{1}{2} \sigma \cdot \epsilon$$

• **LEY DE HOOKE**

$$\frac{F}{S} = E \frac{\Delta l}{l_0}$$

$$\sigma = E \cdot \epsilon$$

F: fuerza aplicada

S: superficie

E: Módulo de Young

Δl : Incremento longitud

l_0 : longitud inicial

σ : esfuerzos / tensión

ϵ : Deformación

E: Módulo de Young

MÓDULO DE YOUNG E ($\frac{\text{Pa} \cdot \text{N}}{\text{m}^2}$) = cte. de proporcionalidad entre un ESFUERZO y la DEFORMACIÓN que produce.

Según la región plástica...

- DUCTILIDAD: gran región plástica, deformación plástica sin romperse
- FRAGILIDAD: escasa o nula deformación (región plástica pequeña)

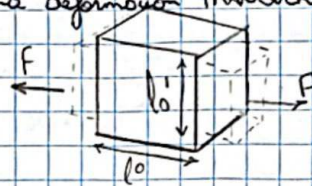
COEFICIENTE DE POISSON (ν) - valores entre 0,0 y 0,5

Deformación LONGITUDINAL provoca una deformación TRANSVERSAL

$$V = - \frac{\epsilon_t'}{\epsilon_L}$$

↓ longitudinal

CILINDRO: $\epsilon_t = \frac{\Delta r}{r_0}$



Módulo de Compresión Volumétrica ($B, \frac{P \cdot m}{m^2}$)

$$\frac{F}{S} = p = -B \frac{\Delta V}{V_0} \quad \left| \begin{array}{l} \text{ESFUERZO} \\ \text{DEFORMACIÓN} \end{array} \right.$$

Módulo de Rigidez $\mu \left(\frac{\text{Pa} \cdot \text{s}}{\text{m}^2} \right)$

$$\frac{F}{S} = \mu \cdot \alpha$$

$\downarrow$ esfuerzo $\downarrow$ deformación (ángulo en rad)

Módulo de torsión R (N-m)

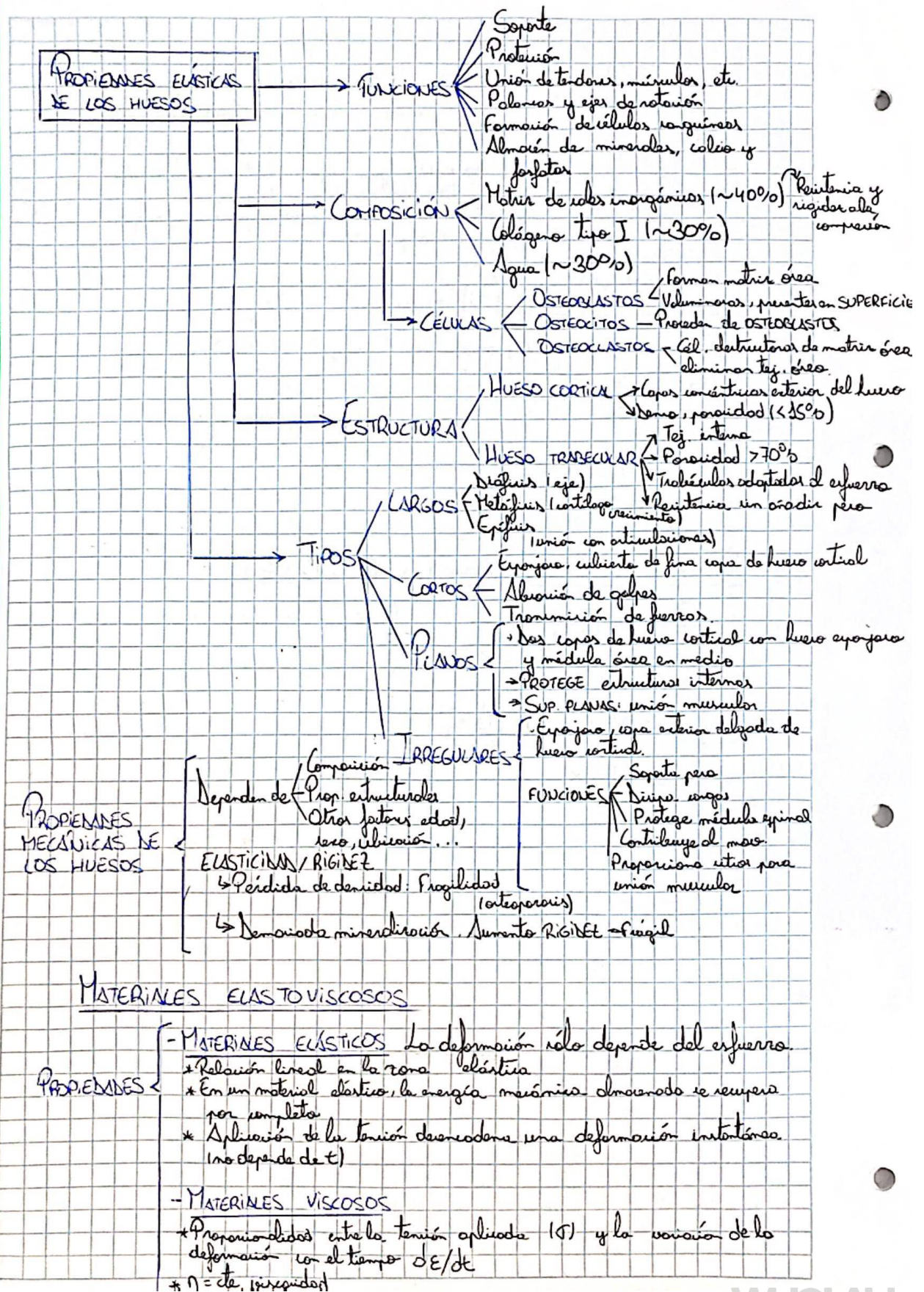
$M = F \cdot d = R \cdot \alpha$ $\rightarrow$ deformación, ángulo en radianes
 $R = \frac{12 \cdot r^3}{2 \cdot l} \mu$ $\rightarrow$ radio cilindro
 μ $\rightarrow$ módulo de rigidez
 l $\rightarrow$ longitud cilindro

RELACIÓN MÓDULOS ELÁSTICOS

$$B = \frac{E}{3 \cdot (1 - 2\nu)}$$

$$\mu = \frac{\bar{E}}{2.13 + v)}$$

A partir del } Módulo de Young } se pueden obtener los demás
Coef. de Poisson }



* MATERIALES ELASTOVISCOSOS O VISCOELÁSTICOS

La deformación depende del esfuerzo (σ) y del tiempo (t)

- Elasticidad como los sólidos
- Viscosidad como los líquidos.

- * REGIÓN ELÁSTICA
 - PARTE LINEAL: Módulo de Young
 - * Dependencia con el tiempo.
 - * La energía mecánica almacenada no se devuelve completamente al retirar el esfuerzo
 - * Prop. elásticas y viscosas

* FLUJACIÓN (ARRASTRE) [MODELO DE KEVIN VAUGHAN]

→ Esfuerzo REPENTINO - MANTENIDO EN EL TIEMPO

$$\sigma = E \cdot \epsilon + \eta \frac{d\epsilon}{dt} = \sigma_0 \rightarrow \text{SUPONEMOS EL ESFUERZO DE}$$

→ Cuando el esfuerzo se oculta todo un tiempo se recupera el estado inicial

$$\sigma = E \cdot \epsilon + \eta \frac{d\epsilon}{dt} = 0$$

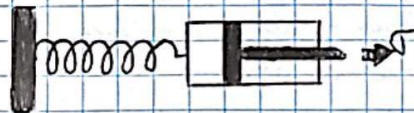
* RELAJACIÓN [MODELO DE MAXWELL]

(lo mantienes deformado durante un periodo de tiempo, aplicando la misma fuerza, a medida que pasa el tiempo los materiales se van relajando y ya no hace falta que ejerzas tanta fuerza para mantener esa deformación).

* Condiciones de elongación constante

$$\frac{d\epsilon}{dt} = \frac{1}{E} \cdot \frac{d\sigma}{dt} + \frac{1}{\eta} \sigma = 0$$

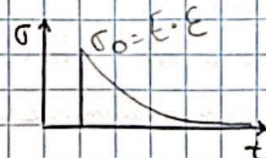
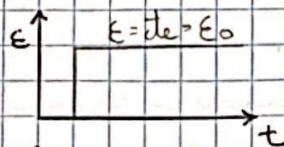
$$\sigma(t) = \sigma_0 \cdot e^{-t/\tau} \quad \tau = \eta/E$$



* La deformación eterna que se mantiene con el tiempo

* Los tensiones/esfuerzos internos se relajan con el t .

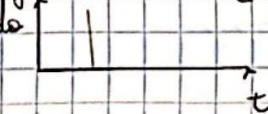
Se $\tau \approx t$
elastoviscoso



Si $\tau \gg t \rightarrow$ sólido



Si $\tau \ll t \rightarrow$ fluido



tiempo de relajación característico del tiempo de deformación



Tu tarifa anual: sin líos y sin dramas

Paga sólo 89€/año por 120GB. Sin banco, sin contrato.
Trae colegas y gana regalos.

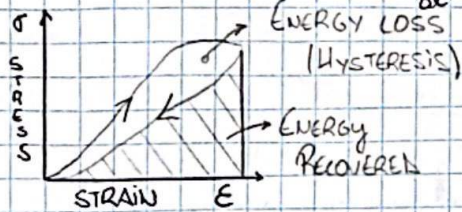


Los Del Móvil se pasan al modo joven:
móvil sin líos, pago único y buen rollo.
Escanea y súmate.



¡Escanea!

HISTÉRESIS: Carga cíclica - La energía mecánica no se devuelve completamente al retirar el esfuerzo



EJEMPLOS {
 • ARTICULACIONES (lig. sinovial)
 • MOV. CILIAR

- MEMBRANAS ELÁSTICAS -

SUPERFICIE ELÁSTICA:

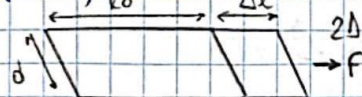
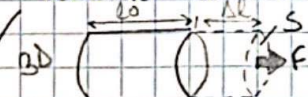
Si...

- aumenta la superficie
- aumenta la distancia entre moléculas

→ Fuerzas cohesivas más intensas

LEY DE HOOKE: Las fuerzas aplicadas son proporcionales a la deformación.

TENSIÓN DE MEMBRANA (N/m)



$$\frac{F}{S} = E \cdot \frac{\Delta l}{l_0}$$

$$\sigma = E \cdot \epsilon$$

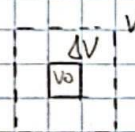
$$\frac{F}{d} = T \cdot \frac{\Delta l}{l_0}$$

$$\sigma_M = T \cdot E$$

Trabajo necesario para incrementar la superficie de una membrana en una unidad de área.

$$W = T \cdot \Delta S$$

$$T = \frac{W}{\Delta S} = \frac{F \cdot d}{\Delta S} \text{ (N/m)}$$

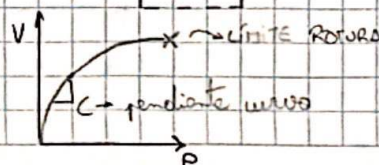
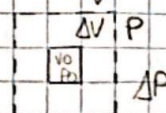


COMPLIANCE O CAPACITANCIAS.

Medida de la elasticidad de un recipiente elástico: capacidad de una estructura para deformarse o expandirse en respuesta a un cambio de presión.

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P}$$

cuanto más flexible, mayor es el valor de C)



YO A LOS 5 MINUTOS DE EMPEZAR A ESTUDIAR: ¿HACEMOS PAUSA CAFÉ?



Distensibilidad (Compliance Específica - Relativa al Volumen Insulin.)

$$D_s = \frac{\Delta V/V_0}{\Delta P} \quad \text{(Variación de volumen relativa por ud. de variación de presión)}$$

VASOS SANGUÍNEOS

- $C_{(venas)} = 20 \cdot C_{(arterias)}$
- $V_{(venas)} = 5 \cdot V_{(arterias)}$
- $D_s_{(venas)} = 4 \cdot D_s_{(arterias)}$
 - las arterias son menos distensibles para mantener la pte.
 - las venas son más distensibles para conservar el flujo de la sangre.

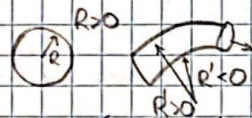
Presión Transmural (P_{tm}): Dif. de presión entre el interior y el exterior de una estructura hueca. $P_{tm} = P_i - P_e = 0$



LEY DE LAPLACE: Relación entre la presión parietal " T ", la presión transmural P_{tm} y el radio de la estructura " R "

TUBO RECTO

$$P_{tm} = \frac{T}{R}$$



CUALQUIER SUPERFICIE

$$P_{tm} = T \left(\frac{1}{R} + \frac{1}{R'} \right)$$

radio de la superficie interna

VASOS SANGUÍNEOS

- El suelo del arco de la corteza soporta más tensión que el techo de la misma estructura, pero está reforzado por FIBRAS y colágeno → ES POR ESTO QUE HAY MÁS PROBABILIDAD DE SUFRIR UN DESGASTE EN EL TECHO
- Venas y arterias, mismo radio
- Diferente elasticidad
- Soportan presiones muy diferentes ($P_{tm} \times T$)
- Diferente tensión en paredes
- Diferente cantidad de fibras

CAPILARES

- Presión transmural (P_{tm}) etc.
- La tensión de la pared es menor cuanto menor sea el radio $T \propto R$
- Los vasos sanguíneos de pequeño calibre pueden soportar