



Módulo 4

Tejidos Blandos

Práctico - Fisiología Cuantitativa - Biomecánica
2026

Contenidos

01

Trabajo práctico - Tejidos Blandos

02

Abordaje frecuencial

03

Abordaje in-vivo





01



Tejidos Blandos

Trabajo Práctico N°6

- Correspondiente al estudio y caracterización de las propiedades de tejidos blandos, concretamente, conductos biológicos como las arterias.
- El TP es un trabajo conjunto entre *Biomecánica* y *Fisiología Cuantitativa*, que exigirá la entrega de un informe.
- Los alumnos que no cursen *Biomecánica* deberán realizar sólo el cuestionario asociado al módulo, con preguntas referidas al abordaje in-vivo, los resultados obtenidos para datos de oveja, o un análisis que compare dichos resultados con el desarrollo esperado.
- La fecha de apertura del cuestionario será el jueves 21/05 y cerrará el martes 02/06, 23:59hs.
- La entrega del informe cerrará el **martes 2 de junio a las 23:59 hs**. La defensa oral se pactará para la semana siguiente.

Materiales elásticos lineales:

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

El valor es constante cuando se cumple la teoría clásica de la elasticidad

- 1- Materiales dentro del límite elástico (que no adquieran deformación permanente).
- 2- Inextensibles.
- 3- Homogéneos



σ

Stress
(tensión)

ϵ

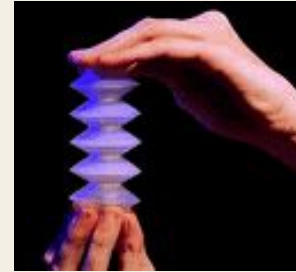
Creep
(deformación)

Materiales elásticos lineales:

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

El valor es constante cuando se cumple la teoría clásica de la elasticidad

- 1- Materiales dentro del límite elástico (que no adquieran deformación permanente).
- 2- Inextensibles.
- 3- Homogéneos

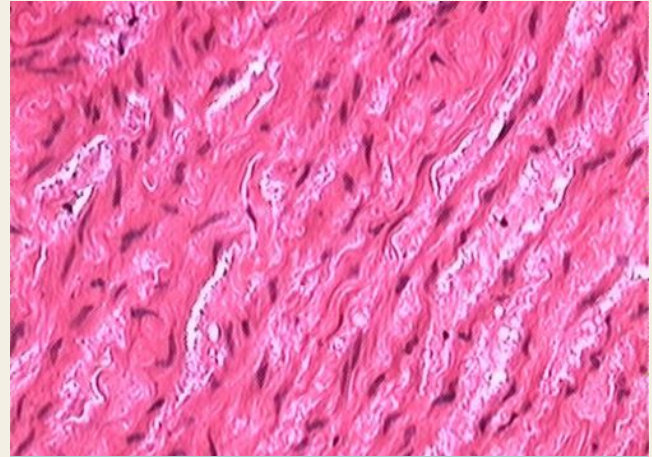


Tejidos biológicos:

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

El valor es constante cuando se cumple la teoría clásica de la elasticidad

- 1- Materiales dentro del límite elástico (que no adquieran deformación permanente).
- 2- Inextensibles.
- 3- Homogéneos

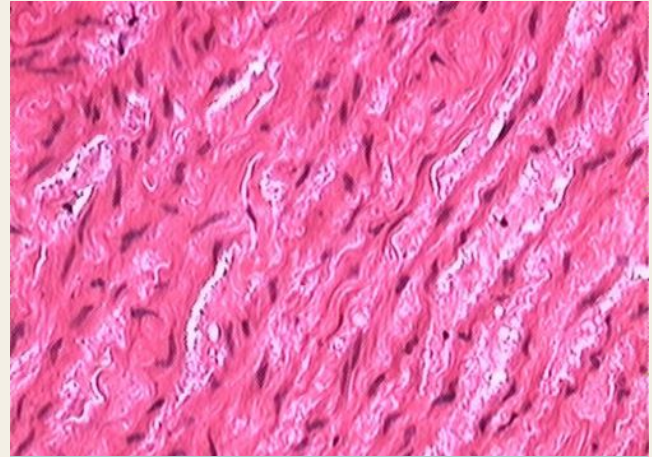


Fibras de colágeno, músculo liso y elastina en una muestra histológica de aorta humana.

Tejidos biológicos:

$$\sigma = E(\sigma) \cdot \epsilon$$

Donde E es el Módulo de Young



Fibras de colágeno, músculo liso y elastina en una muestra histológica de aorta humana.

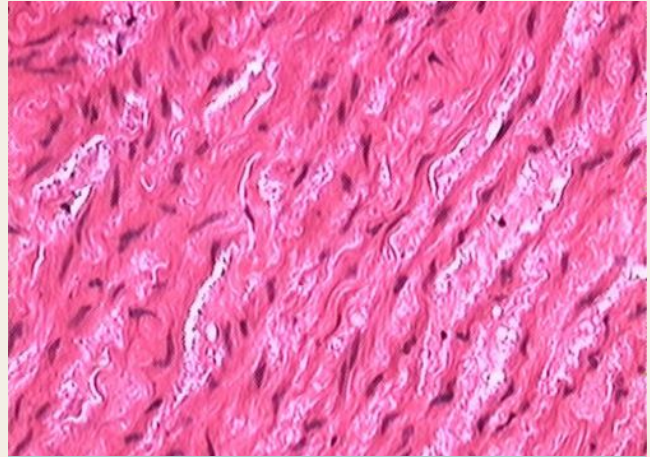
Tejidos biológicos:

$$\sigma = E(\sigma) \cdot \epsilon$$

Donde E es el Módulo de Young

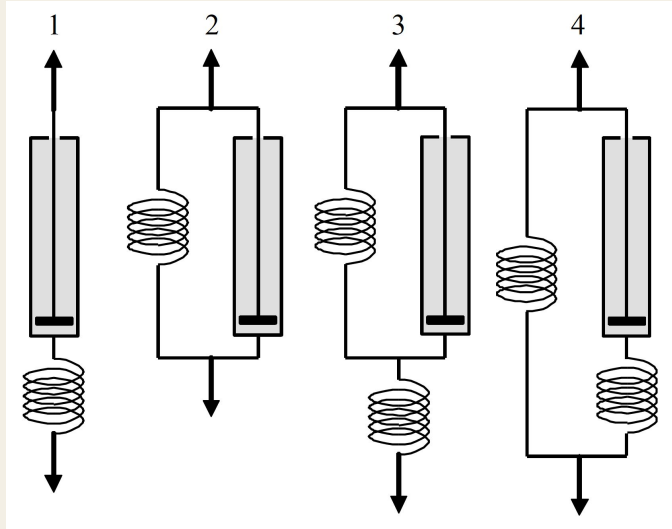
Materiales viscoelásticos:

Tienen propiedades tanto elásticas como viscosas ante deformaciones.



Fibras de colágeno, músculo liso y elastina en una muestra histológica de aorta humana.

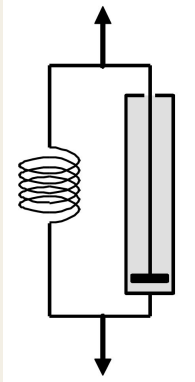
Modelos mecánicos de viscoelasticidad



1. Modelo de Maxwell.
2. Modelo de Voigt.
3. Modelo de Saint Venant (también conocido como modelo de Voigt).
4. Modelo de Kelvin (también llamado Modelo de Maxwell modificado o modelo de Hill).

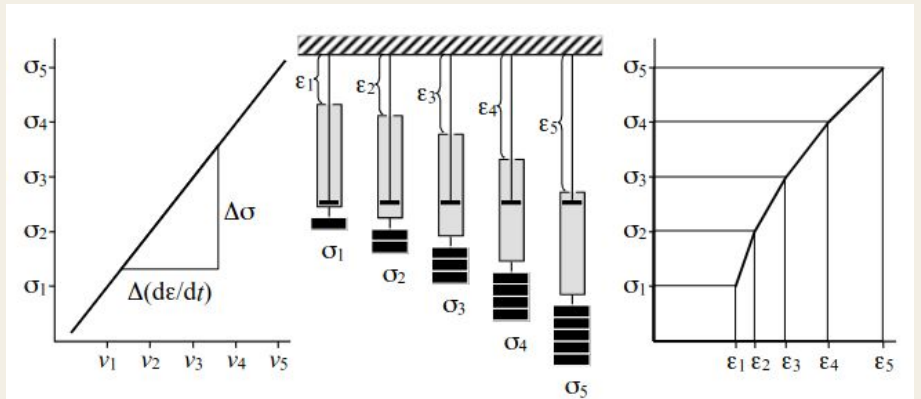
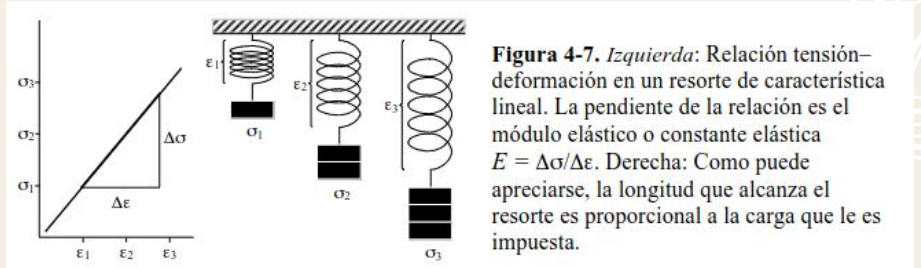
Modelos mecánicos de viscoelasticidad

Ecuación constitutiva para un material viscoelástico lineal:



Modelo de Voigt

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



Modelos mecánicos de viscoelasticidad

Relajación de la tensión

σ

Deformación plástica

ϵ

Histéresis

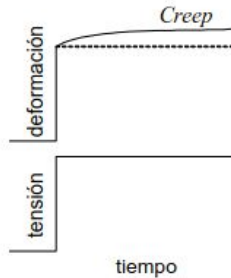
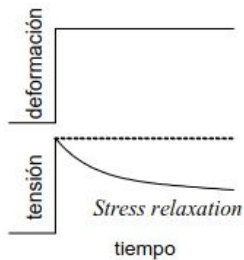
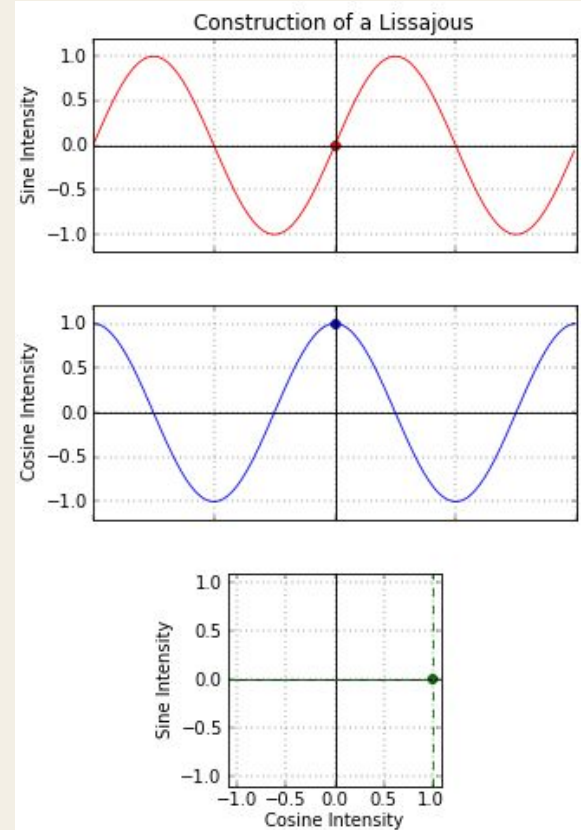


Figura 4-10. *Stress relaxation* o relajación de tensión (panel izquierdo): es el fenómeno caracterizado por el decaimiento de la tensión en un cuerpo que es sometido a una deformación constante. *Creep* o deformación plástica (panel derecho): es el fenómeno caracterizado por la lenta y prolongada deformación en un cuerpo sometido a una tensión constante.



Modelos mecánicos de viscoelasticidad

Relajación de la tensión

σ

Deformación plástica

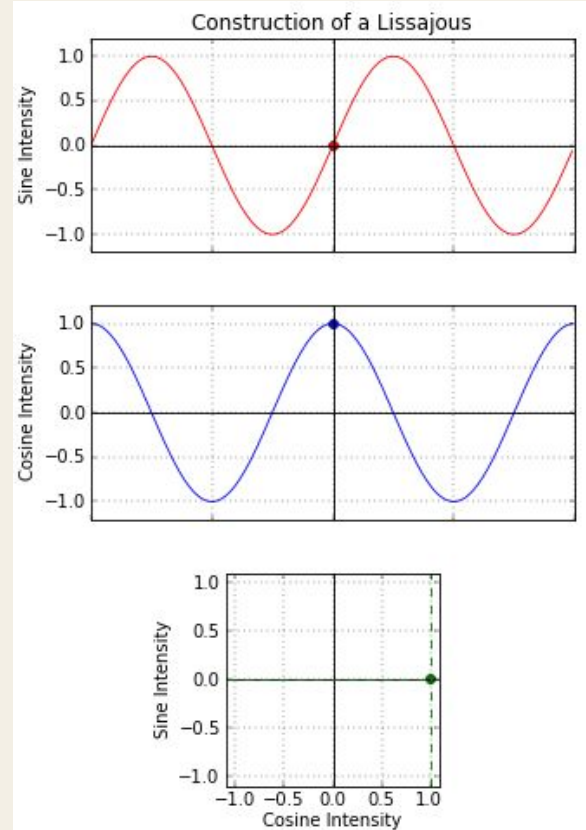
ϵ

Histéresis

Variando frecuencia:

$$E' = E + j\eta\omega \quad \text{Módulo elástico complejo}$$

$$\phi = \arctan\left(\frac{\eta\omega}{E}\right) \quad \text{Ángulo de fase}$$





02

Abordaje frecuencial



**Montaje
experimental**

Sistema Biodinámico de Electrofuerza





Láser
Señal de diámetro
(mm)

Catéter
Señal de presión
(mmHg)

Cámara para
colocación
de tubos

Bomba programable (pistón)

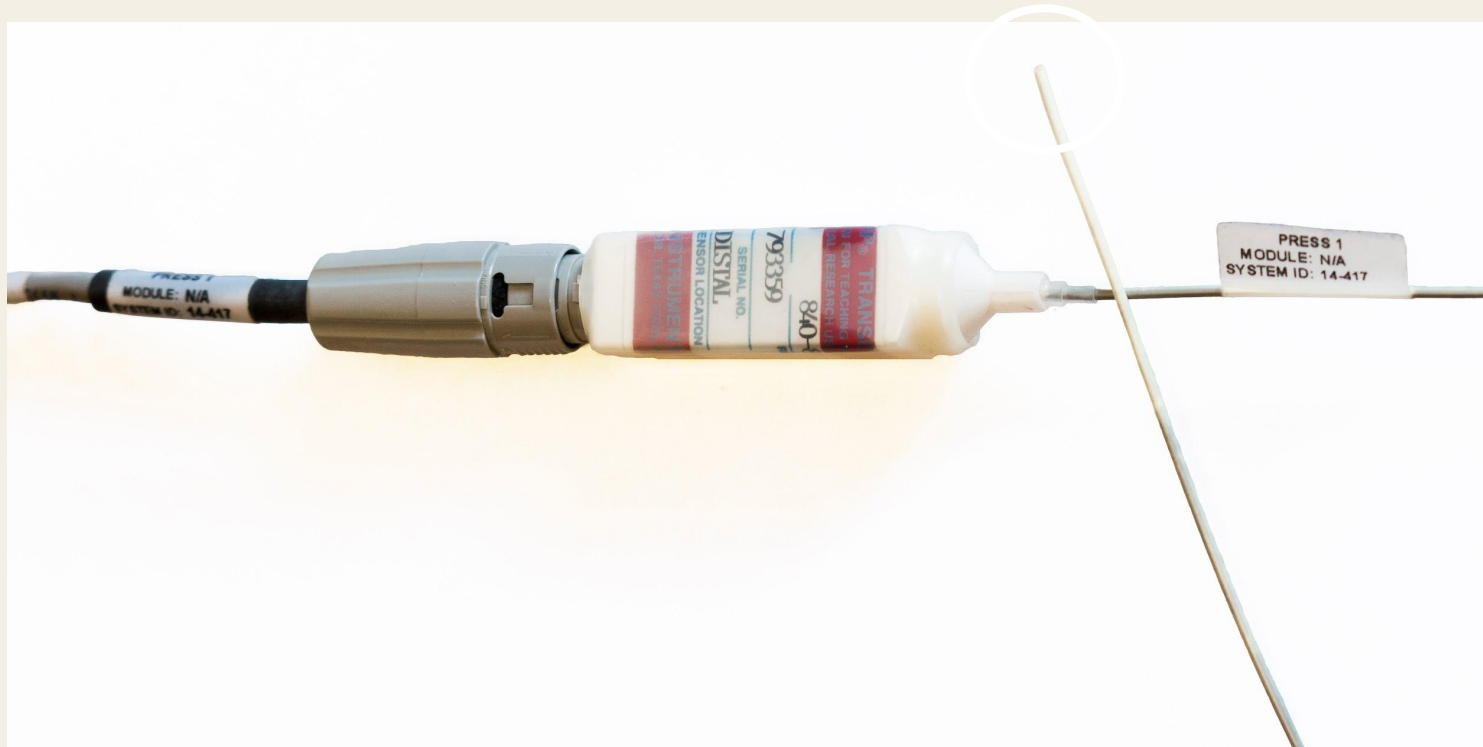
Laser transducer, Mitutoyo Corporation



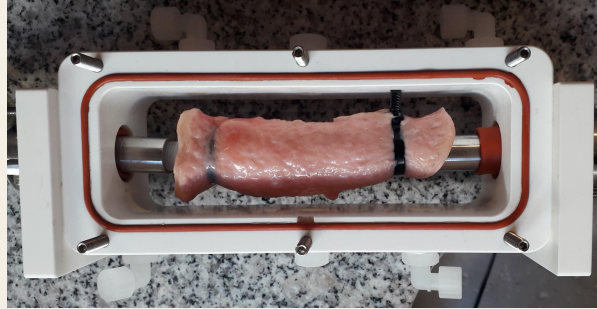
Bomba programable, pistón



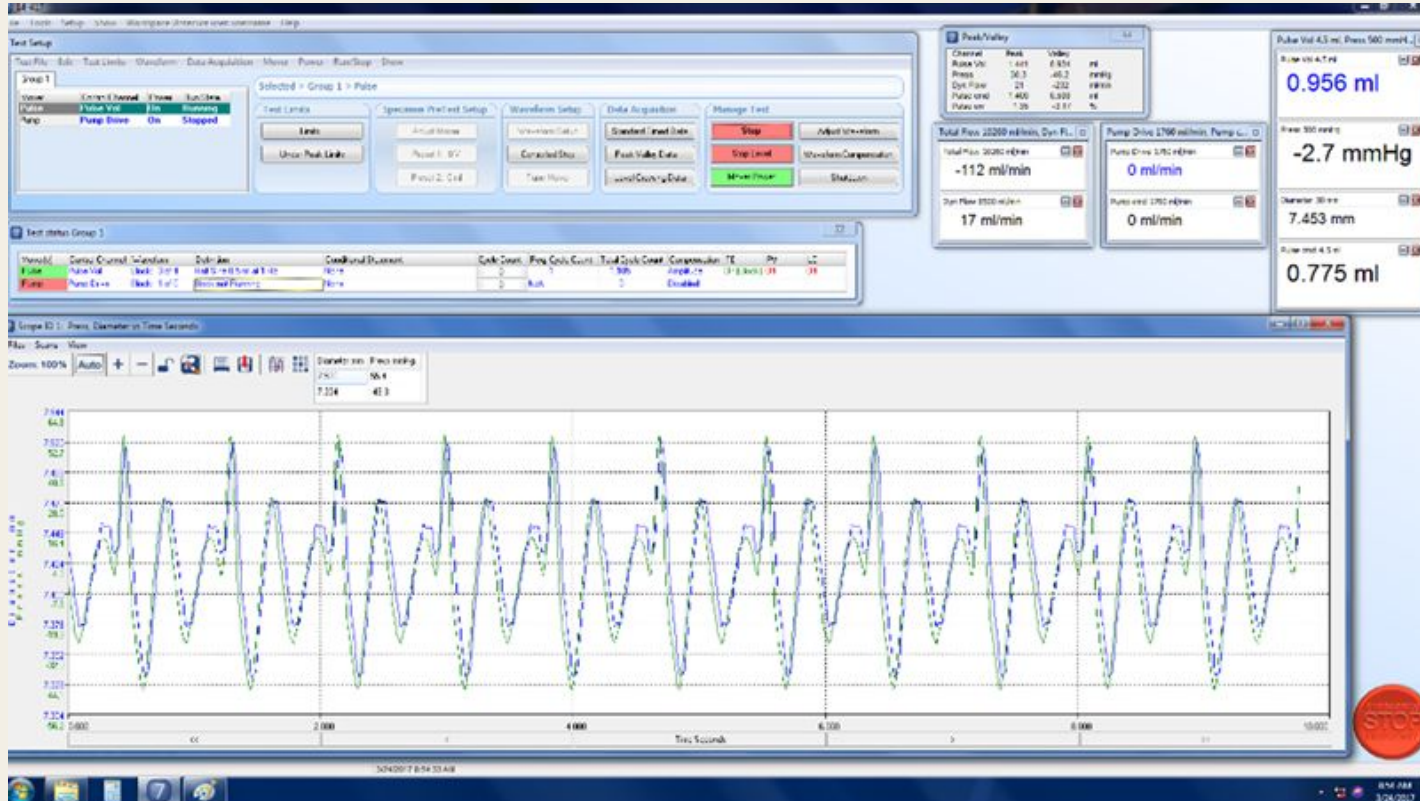
Catéter, Statham P23 DB transducer



Conductos elásticos



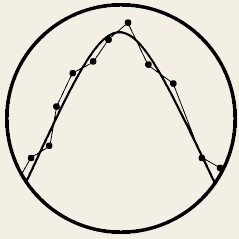
Software, Win7





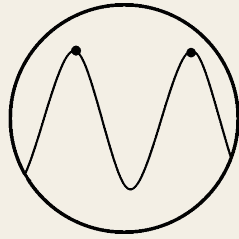
Procesamiento de las señales del bose

Procesamiento de las señales



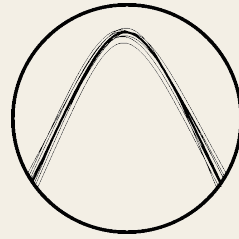
Filtrado de la señal

- Media móvil, $L=20$
- Butterworth, $n=6$ y $F_c=10\text{Hz}$



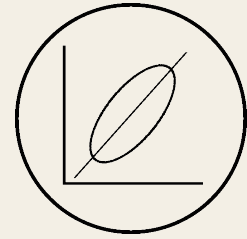
Detección de ciclos

Detección de máximos de s o ds/dt .



Separación de ciclos

`sps.resample_poly()`



Cálculo de E'

Cálculo de E
Cálculo de η

Cálculo de E'

Ecuación constitutiva del modelo de Voigt

$$\sigma(t) = E\epsilon(t) + \eta \frac{d\epsilon}{dt} \quad \rightarrow \quad P(t) = ED(t) + \eta \frac{dD}{dt}$$

Se pide hallar los parámetros del módulo complejo de Hardung:

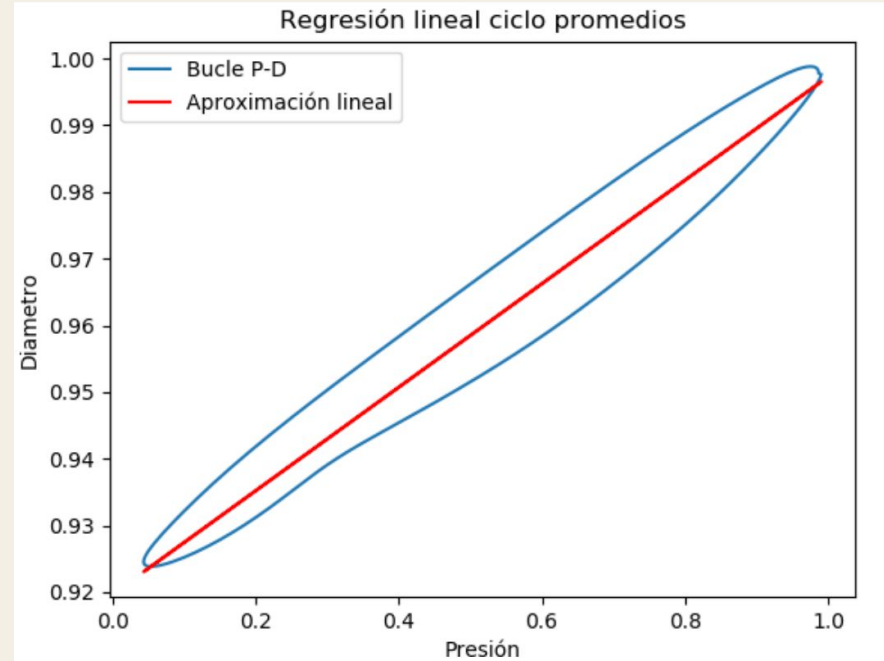
$$E'(\omega) = \frac{\sigma(i\omega)}{\epsilon(i\omega)} = E + i\omega\eta$$

Cálculo de E'

Cálculo de E

$$\eta = 0$$

↪ $P(t) = ED(t)$



Cálculo de E'

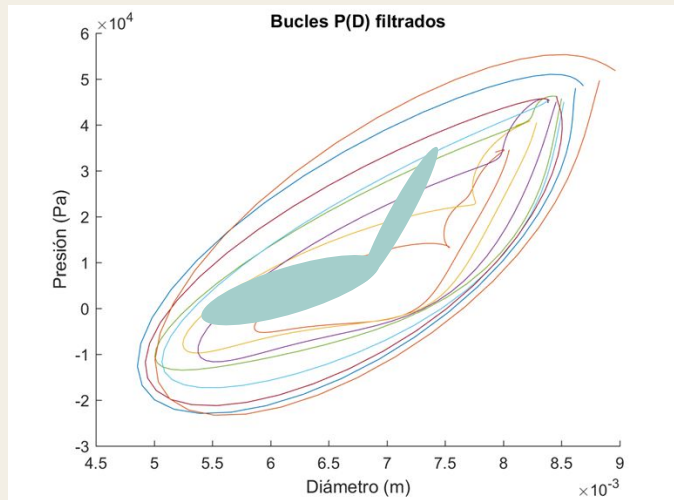
Cálculo de η ← **abordaje frecuencial**

1. Se poseen distintos bucles:
 - a. Tubos sintéticos (genérico y calibrado):
 - i. Nueve bucles para entradas entre 1Hz y 5Hz, con aumentos de 0.5Hz.
 - b. Arteria Bovina:
 - i. Siete bucles para entradas entre 1Hz y 4Hz, con aumentos de 0.5Hz.

Cálculo de E'

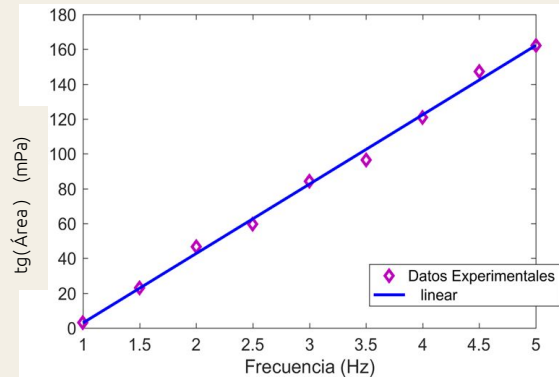
Cálculo de η ← abordaje frecuencial

2. Se calcula el área para cada bucle.



Cálculo de E'

Cálculo de η ← abordaje frecuencial

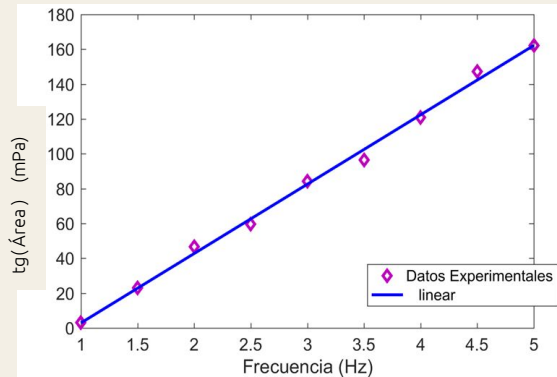


2. Se calcula el área para cada bucle.
3. Consideramos $\text{Área} \propto \phi$
A partir de los valores de tangente(área) por frecuencia y se calculan los coeficientes de la regresión lineal (a y b).

$$y = ax + b$$

Cálculo de E'

Cálculo de η ← abordaje frecuencial

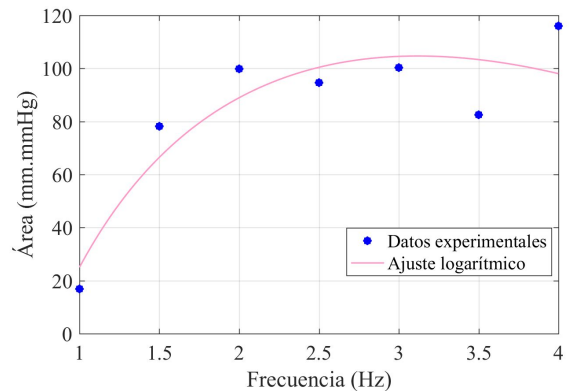
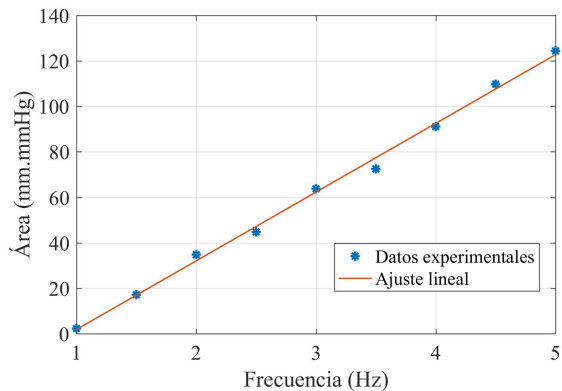
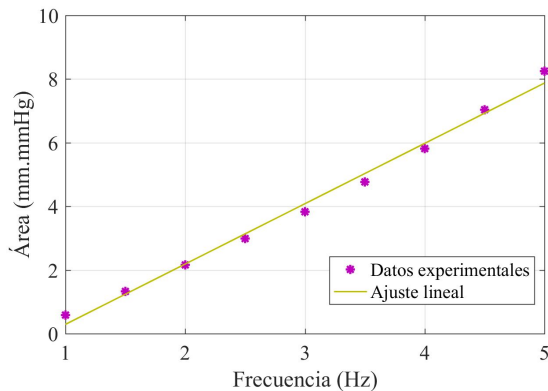
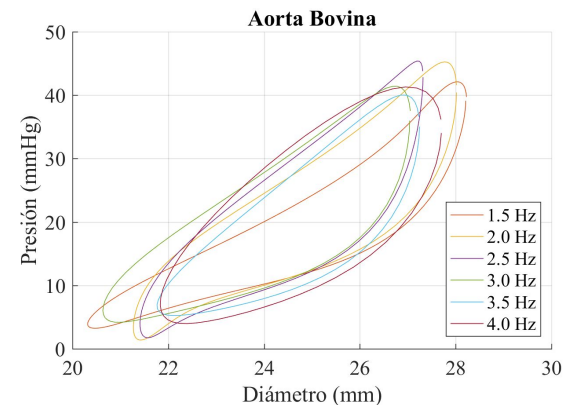
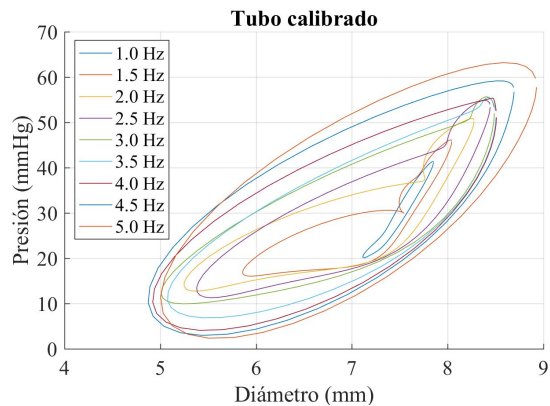
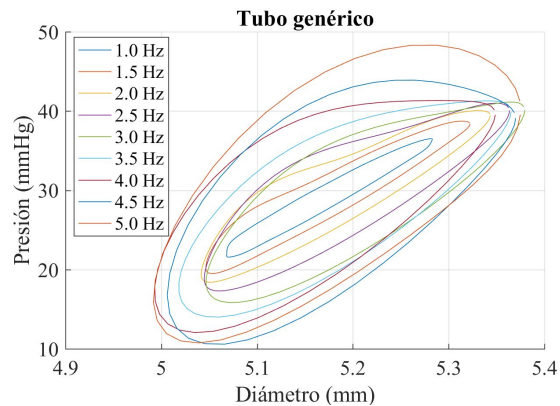


2. Se calcula el área para cada bucle.
3. Consideramos $\text{Área} \propto \phi$
A partir de los valores de tangente(área) por frecuencia, se calculan los coeficientes de la regresión lineal (a y b).
4. A partir del valor de pendiente hallado, se despeja el valor de η de la siguiente ecuación:

$$y = ax + b \implies a = \frac{\tan(\phi)}{f} = \frac{2\pi\eta}{E}$$



Resultados



$$E_{generico} = 64 \frac{mmHg}{mm}$$

$$\eta_{generico} = 14.1 \frac{mmHg \cdot s}{mm}$$

$$E_{calibrado} = 19.2 \frac{mmHg}{mm}$$

$$\eta_{calibrado} = 73.7 \frac{mmHg \cdot s}{mm}$$

$$E_{aorta} = 4.5 \frac{mmHg}{mm}$$

$$\eta_{aorta} = 50 \frac{mmHg \cdot s}{mm}$$



03

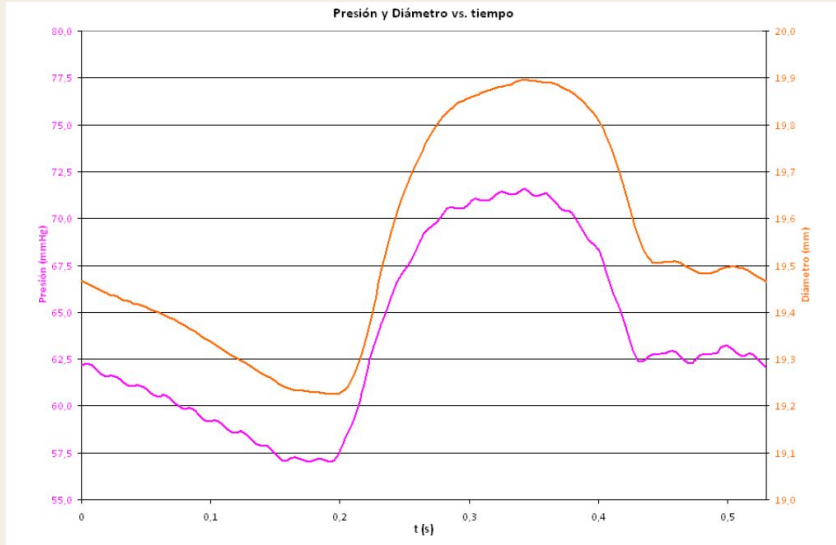


Abordaje in-vivo



Señales a utilizar

Modelo a implementar:

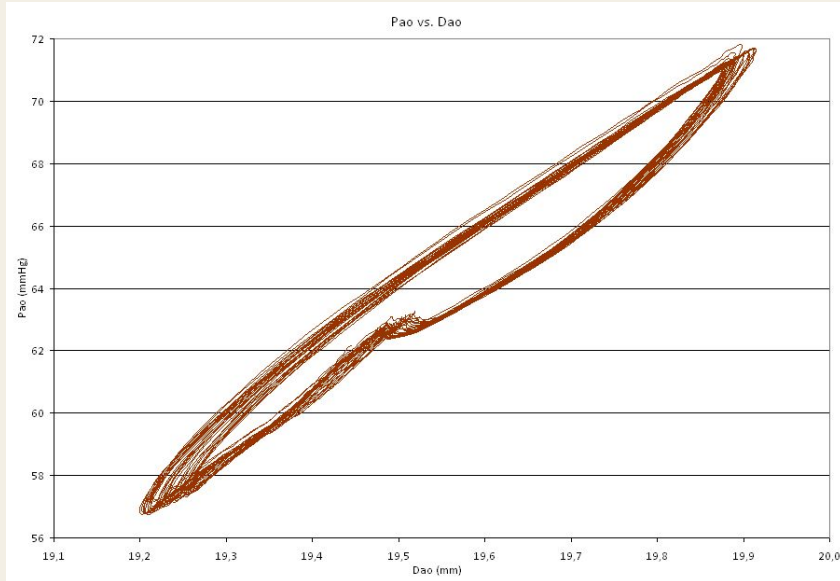


Datos temporales aórticos

T1.xls

→ Se usan los datos de presión y diámetro aórticos.

Modelo a implementar:



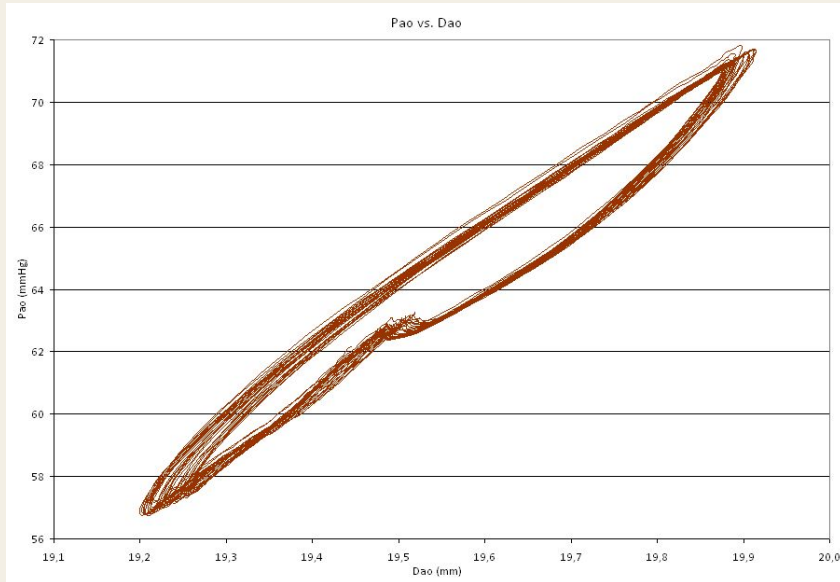
Datos temporales aórticos

T1.xls

→ Se usan los datos de presión y diámetro aórticos.

→ Se aprecia un comportamiento viscoelástico.

Modelo a implementar:



Datos temporales aórticos

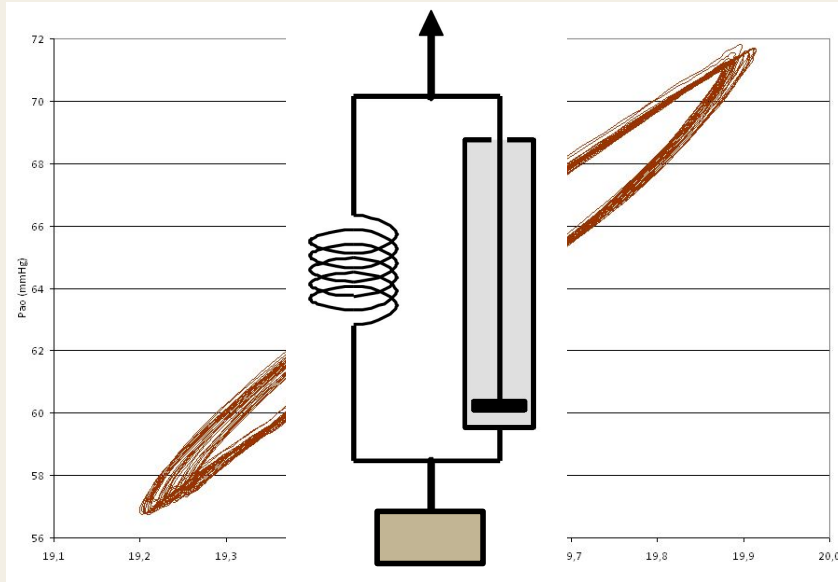
T1.xls

→ Se usan los datos de presión y diámetro aórticos.

→ Se aprecia un comportamiento viscoelástico.

→ Al ser in-vivo, posee componentes elásticos, viscosos e inerciales.

Modelo a implementar:



Datos temporales aórticos

T1.xls

→ Se usan los datos de presión y diámetro aórticos.

→ Se aprecia un comportamiento viscoelástico.

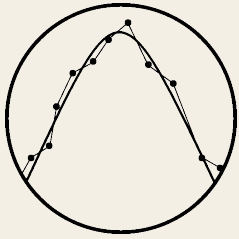
→ Al ser in-vivo, posee componentes elásticos, viscosos e inerciales.

→ El modelo de Voigt se modifica, añadiéndose una masa en el extremo inferior.



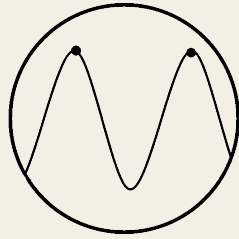
Procesamiento de las señales de oveja

Procesamiento de las señales



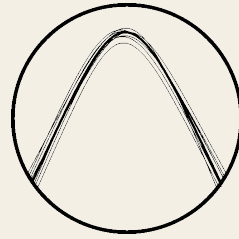
Filtrado de la señal

- Media móvil, $L=20$
- Butterworth, $n=6$ y $F_c=10\text{Hz}$



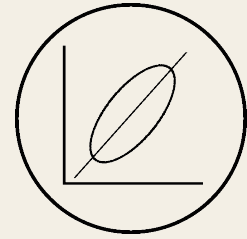
Detección de ciclos

Detección de máximos de ds/dt .



Separación de ciclos

`sps.resample_poly()`



Cálculo de E'

Cálculo de E
Cálculo de η
Cálculo de M

Cálculo de E'

Ecuación constitutiva del modelo de Voigt con masa:

$$\sigma(t) = E\epsilon(t) + \eta \frac{d\epsilon}{dt} + M \frac{d^2\epsilon}{dt^2} \quad \longrightarrow \quad P_{Ao}(t) = ED_{Ao}(t) + \eta \frac{dD_{Ao}}{dt} + M \frac{d^2D_{Ao}}{dt^2}$$

Se pide hallar los parámetros del módulo complejo de Hardung:

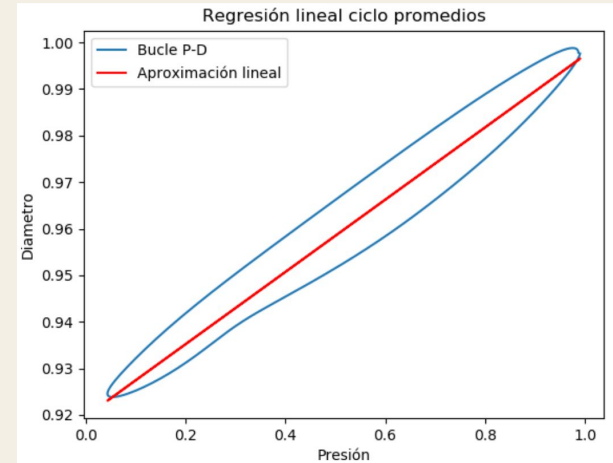
$$E'(\omega) = \frac{\sigma(i\omega)}{\epsilon(i\omega)} = E + i\omega\eta + (i\omega)^2 M = (E - \omega^2 M) + i\omega\eta$$

Cálculo de E'

Cálculo de E

Suponemos $\eta = 0$ y $M = 0$

$$\hookrightarrow P(t) = ED(t)$$



Cálculo de E'

Cálculo de η ← **abordaje in-vivo**

1. Se poseen distintos bucles, todos tomados a la misma frecuencia (cardíaca).
2. Se supone $M = 0$ y se calcula $P_{Ao} - ED_{Ao} = \eta \frac{dD_{Ao}}{dt}$ variando η desde cero hasta el valor que mejor ajuste, o calculando la regresión:

$$f = \eta x + b_{\eta}$$

donde $f = P_{Ao} - ED_{Ao}$ y $x = \frac{dD_{Ao}}{dt}$

Cálculo de E'

Cálculo de M:

1. Se sabe el valor de E y η .
2. Se calcula $P_{Ao} - ED_{Ao} - \eta \frac{dD_{Ao}}{dt} = M \frac{d^2 D_{Ao}}{dt^2}$ variando M desde cero hasta el valor que mejor ajuste, o calculando la regresión:

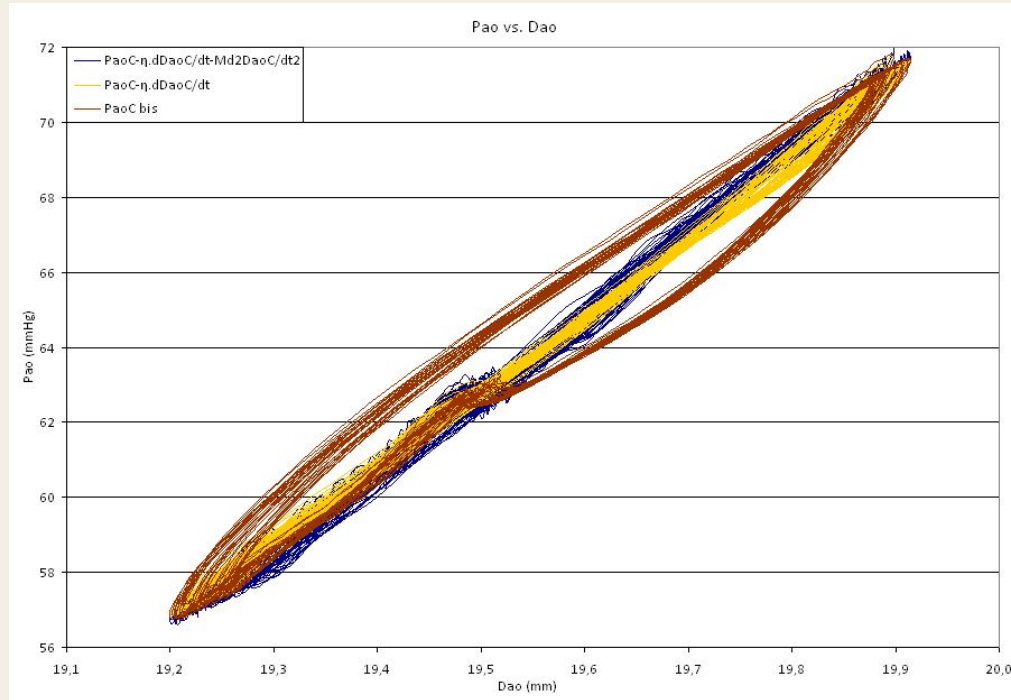
$$f = Mx + b_M$$

donde $f = P_{Ao} - ED_{Ao} - \eta \frac{dD_{Ao}}{dt}$ y $x = \frac{d^2 D_{Ao}}{dt^2}$

Resultados

The background features abstract, wavy, layered shapes in teal, brown, and white, creating a modern, organic aesthetic.

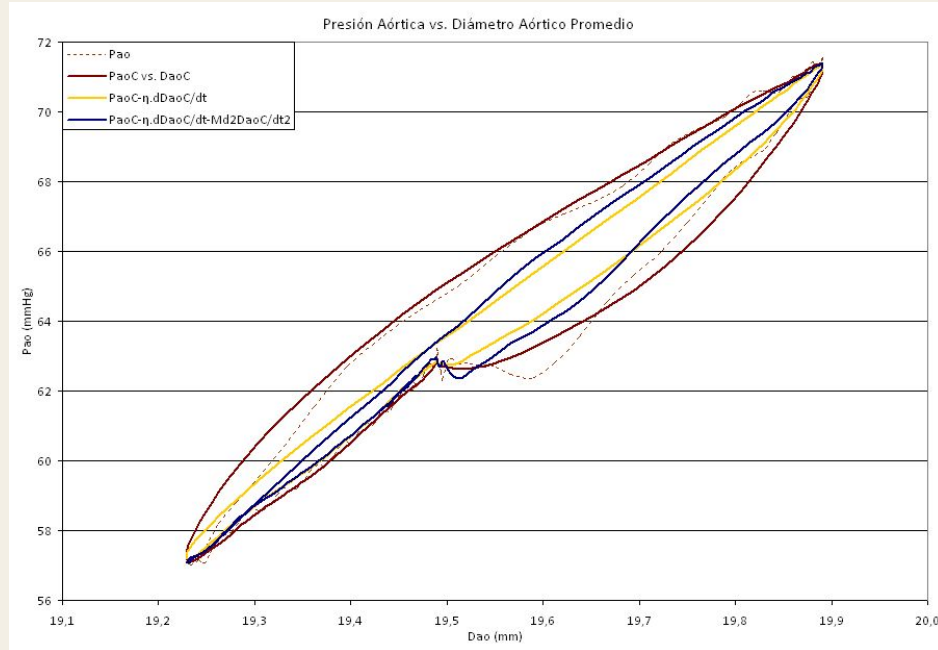
Gráfico de cada paso



Se obtuvieron los siguientes resultados para cada parámetro:

$$\left\{ \begin{array}{l} E = 20.9 \quad \frac{mmHg}{mm} \\ \eta = 0.15 \quad \frac{mmHg \cdot s}{mm} \\ M = 0.0002 \quad \frac{mmHg \cdot s^2}{mm} \end{array} \right.$$

Gráfico de cada paso



Se obtuvieron los siguientes resultados para cada parámetro:

$$\left\{ \begin{array}{l} E = 20.9 \quad \frac{mmHg}{mm} \\ \eta = 0.15 \quad \frac{mmHg \cdot s}{mm} \\ M = 0.0002 \quad \frac{mmHg \cdot s^2}{mm} \end{array} \right.$$

Referencias

RICARDO L. ARMENTANO y E.I. CABRERA FISCHER, Biomecánica Arterial: Fundamentos para su abordaje en la clínica médica, primera edición, Librería AKADIA, Buenos Aires, 1994.

RICARDO ARMENTANO, Biomecánica de tejidos blandos.

RICARDO L. ARMENTANO, DANIELA VALDEZ-JASSO, LEANDRO J. CYMBERKNOP, FLORENCIA MONTINI BALLARIN, DANIELA VELEZ, PABLO C. CARACCILOLO y GUSTAVO ABRAHAM, 2015, High Pressure Assessment of Bilayered Electrospun Vascular Grafts by Means of an Electroforce Biodynamic System®, IEEE, 978-1-4244-9270-1, 3533-3536.

PIJUSH K. KUNDU y IRA M. COHEN, Fluid Mechanics, cuarta edición, ELSEVIER, Oxford, 2008.

D. A. MCDONALD, Blood Flow in Arteries, segunda edición, Edward Arnols, London, 1974.

W. K. MILNOR, Hemodynamics, Baltimore, MD, USA: WILLIAMS Y WILKINS, 1982.

P. B. BOBRIN, Distribution of lamellar deformations. Implications for properties of arterial media Hypertension, 33 (3): 806-810, 1999.

B. S. GOW, M. G. TAYLOR, Measurements of viscoelastic properties of arteries in the living dog, Circ Res 23 (1): 111-122, 1968.

P.B. DOBRIN, Mechanical properties of arteries., Physiol Rev 58 (2): 397-460, 1978.

R. D. BAUER, R. BÜSSE, A. SCHABERT, Mechanical properties of arteries, Biorheology 19 (3): 409-424, 1982.

Y. C. FUNG, Biomechanics. Mechanical Properties of living tissues, Springer-Verlag, New York, 1981.

Gracias

Lucía Lemes



llemes@cup.edu.uy

Paula Soria



paula.soria@litoralnorte.udelar.edu.uy

CREDITS: This presentation template was created by [Slidesgo](#), and includes icons by [Flaticon](#) and infographics & images by [Freepik](#)