

CLASE 7 - FISIOLÓGÍA CUANTITATIVA

Tejidos blandos

Contenidos

1

Repaso de tejidos blandos

Conceptos necesarios para abordar el TP6
Fechas de entrega

2

Abordaje Frecuencial

Montaje experimental, procesamiento de las señales, resultados y análisis.

3

Abordaje in-vivo

Señales in vivo a utilizar, procesamiento, resultados y análisis.

Contenidos

1

Repaso de tejidos blandos

Conceptos necesarios para abordar el TP6
Fechas de entrega

2

Abordaje Frecuencial

Montaje experimental, procesamiento de las señales, resultados y análisis.

3

Abordaje in-vivo

Señales in vivo a utilizar, procesamiento, resultados y análisis.

Sobre el Trabajo Práctico

- 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 lunes 13/05 y cerrará el sábado 01/06, 23:59hs.
- La fecha de entrega del informe será el miércoles 22 de mayo, 23:59hs.



σ

Stress
(tensión)

ϵ

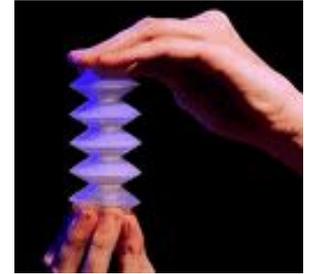
Creep
(deformación)

Materiales elásticos lineales:

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

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

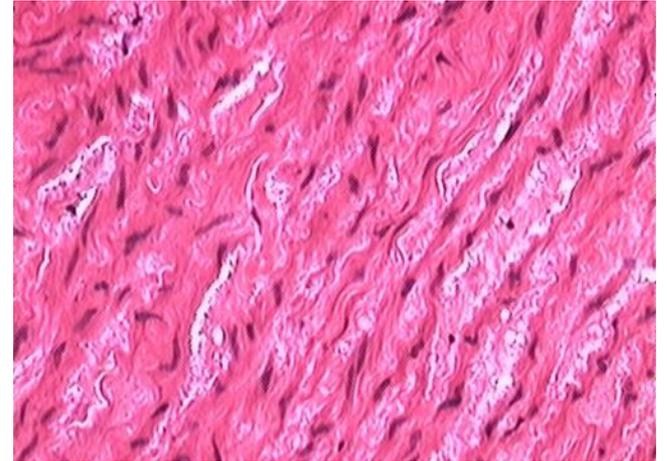
- 1- Materiales dentro del límite elástico (que no adquieran deformación permanente).
- 2- Inextensibles.
- 3- Homogéneos



Tejidos biológicos

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

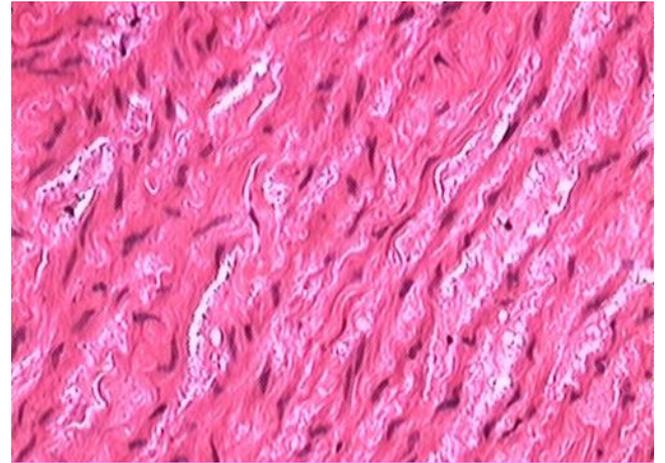


Fibras de colágeno, músculo liso y elastina en una muestra histológica de aorta humana.

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.

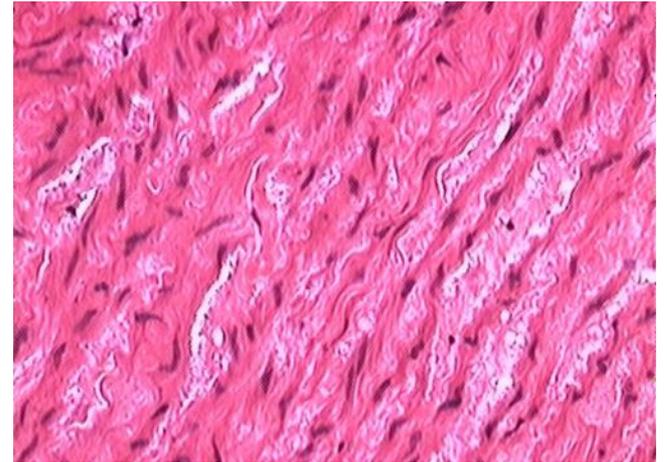
Tejidos biológicos

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

Donde E es el Módulo de Young

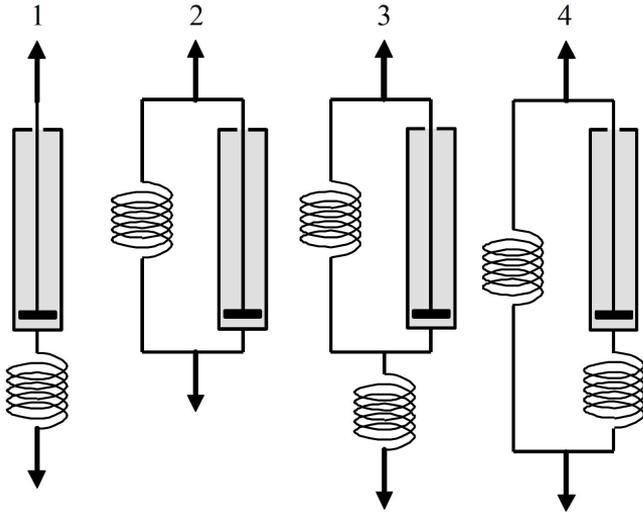
Materiales viscoelásticos:

Tienen propiedades tanto elásticas como viscosas ante deformaciones.



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

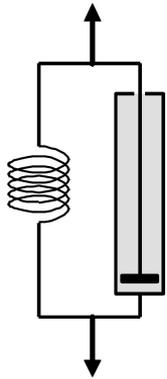
Modelos mecánicos de viscoelasticidad



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).

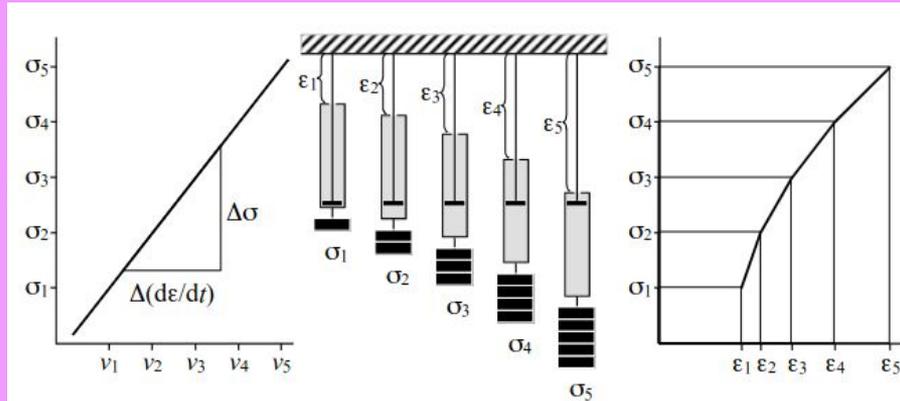
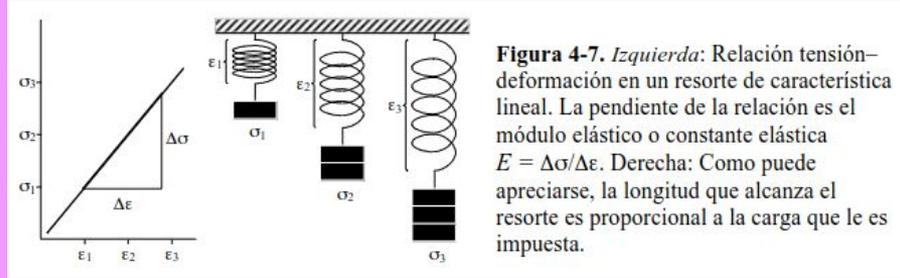
Modelos mecánicos de viscoelasticidad

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

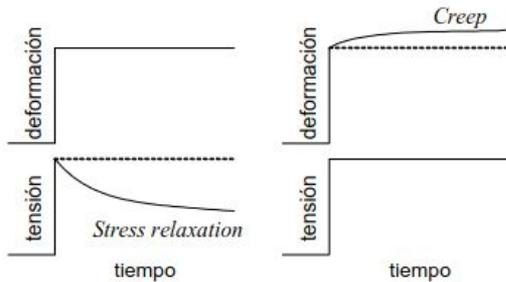
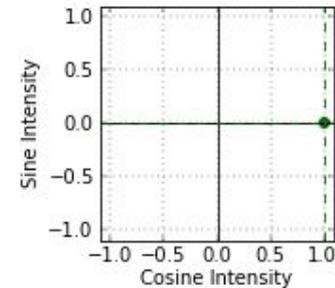
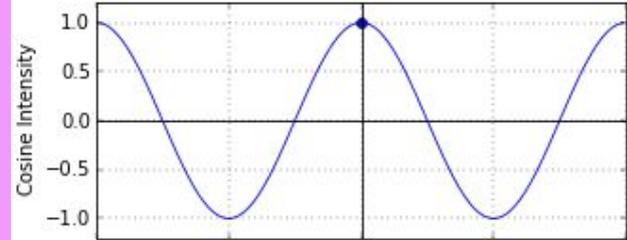
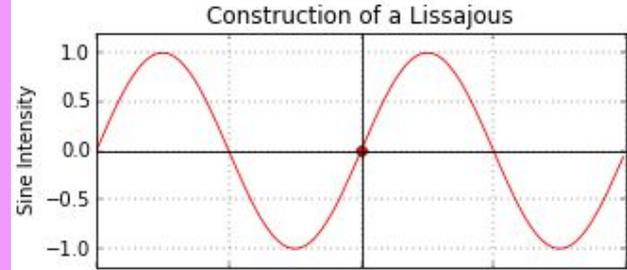
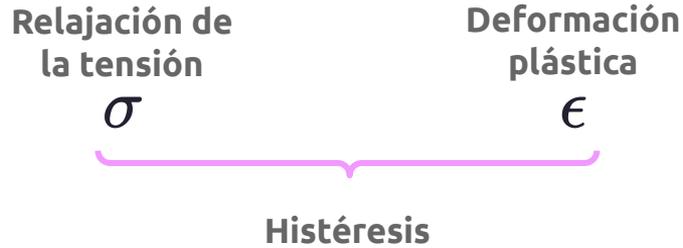


Figura 4-10. *Stress relaxation* o relajación de tensión (panel izquierdo): es el fenómeno caracterizado por el decaimiento de la tensión en un cuerpo que es sometido a una deformación constante. *Creep* o deformación plástica (panel derecho): es el fenómeno caracterizado por la lenta y prolongada deformación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



Modelos mecánicos de viscoelasticidad



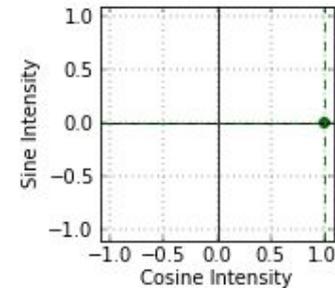
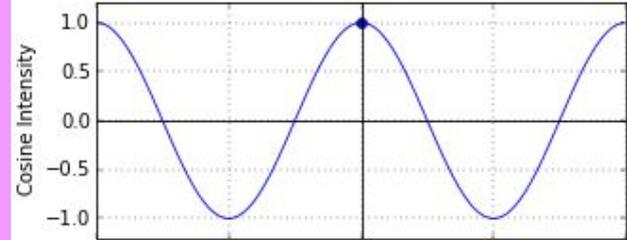
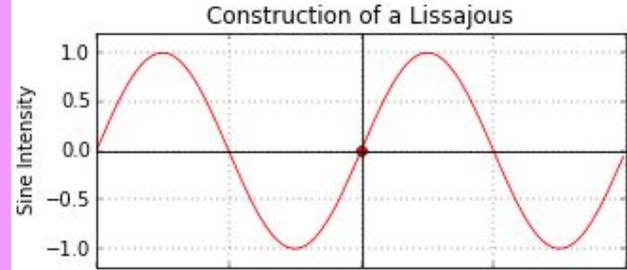
Variando frecuencia:

$$E' = E + j\eta\omega$$

Módulo elástico complejo

$$\phi = \arctan\left(\frac{\eta\omega}{E}\right)$$

Ángulo de fase



Contenidos

1

Repaso de tejidos blandos

Conceptos necesarios para abordar el TP6
Fechas de entrega

2

Abordaje Frecuencial

Montaje experimental, procesamiento de las señales, resultados y análisis.

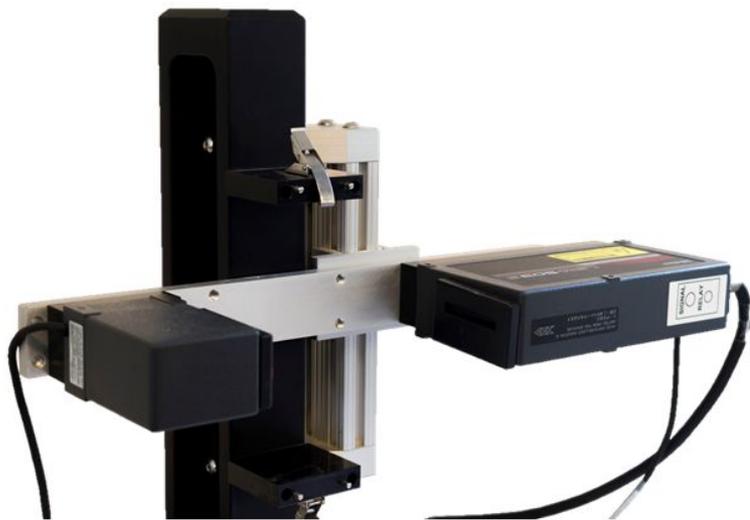
3

Abordaje in-vivo

Señales in vivo a utilizar, procesamiento, resultados y análisis.

Montaje experimental

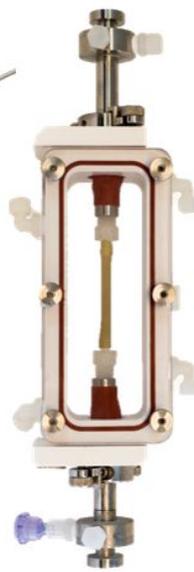




Láser
Señal de diámetro (mm)



Catéter
Señal de presión
(mmHg)

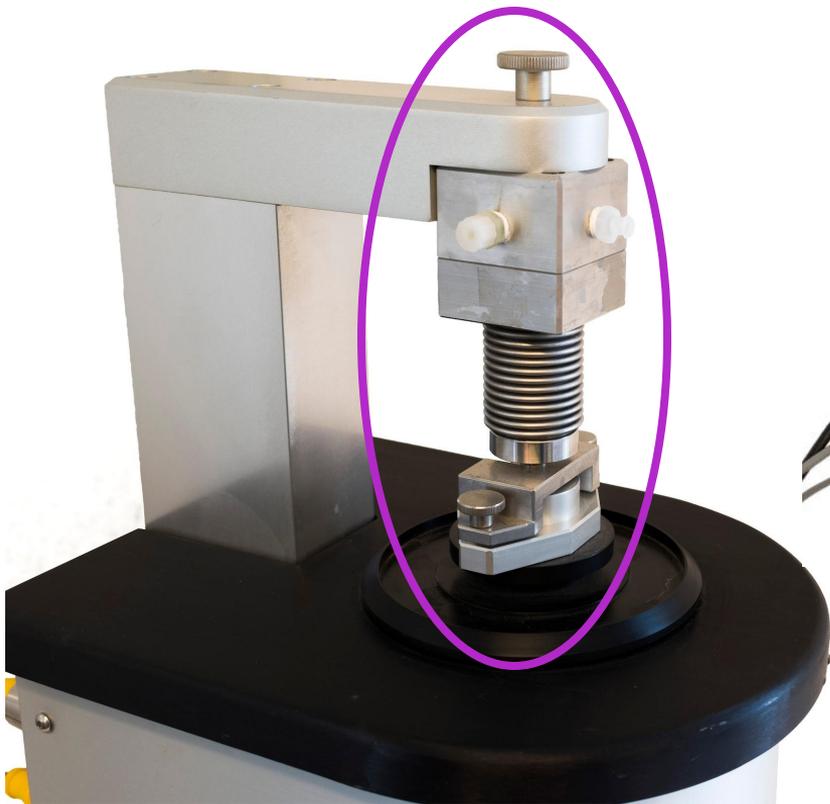


Cámara para
colocación
de tubos

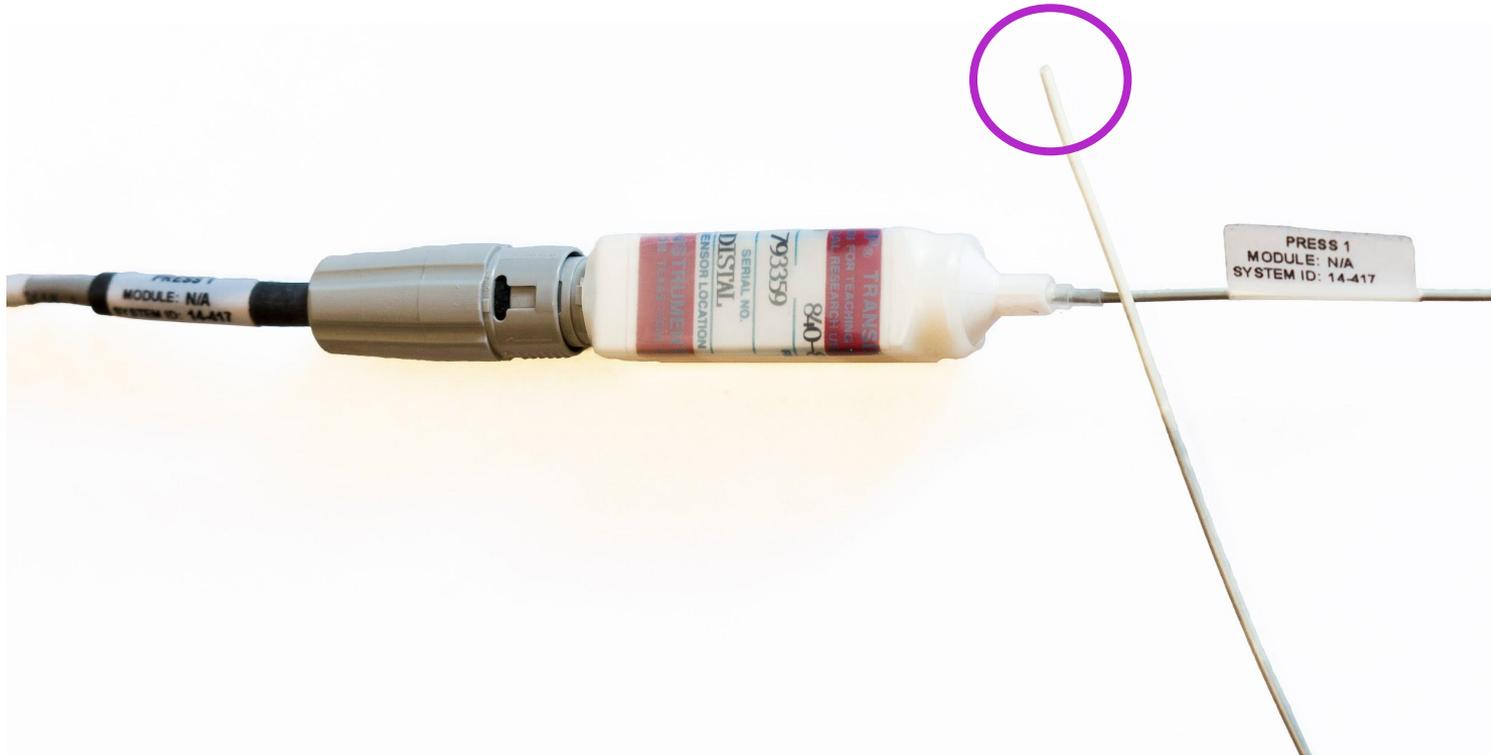


Bomba programable
(pistón)

Bomba programable, pistón



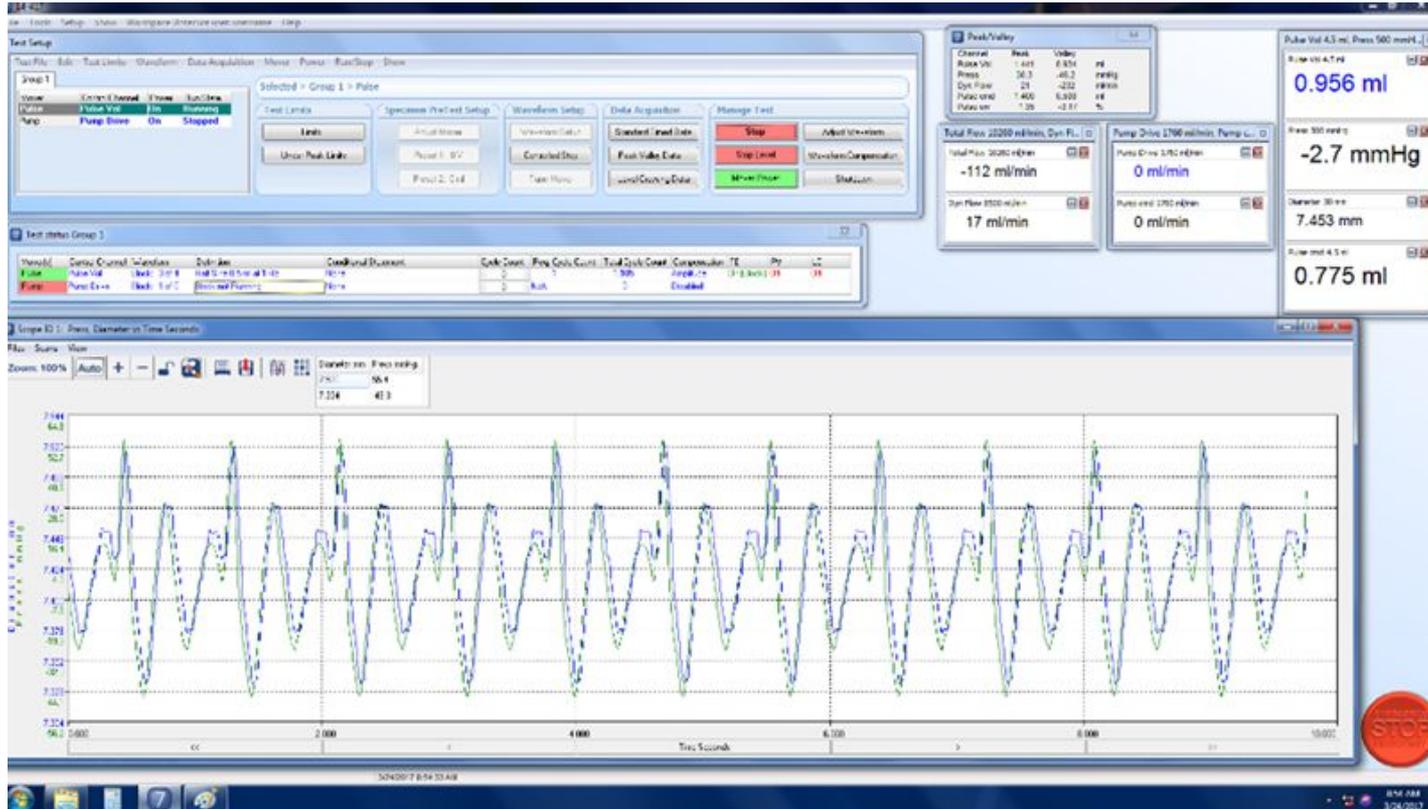
Catéter, Statham P23 DB transducer



Conductos elásticos



Software, Win7

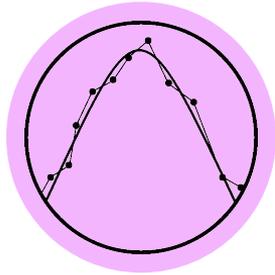




Procesamiento de las señales del bose

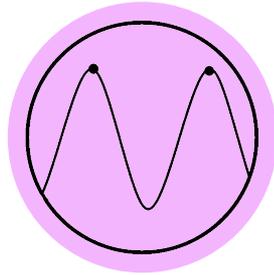


Procesamiento de las señales



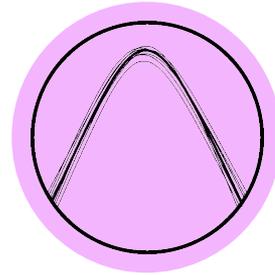
Filtrado de la señal

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



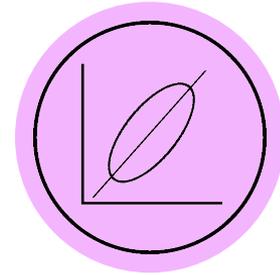
Detección de ciclos

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:

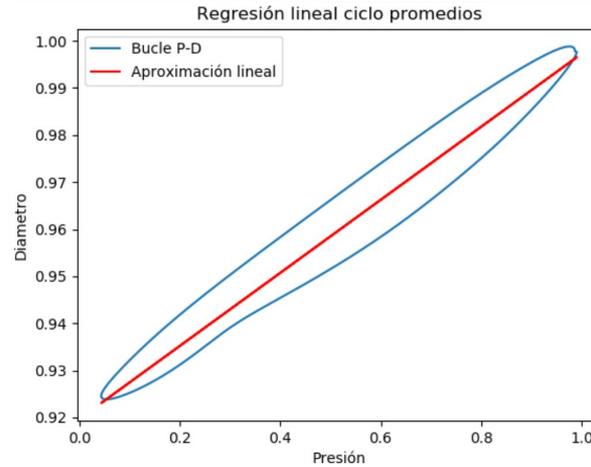
$$E'(\omega) = \frac{\sigma(i\omega)}{\epsilon(i\omega)} = E + i\omega\eta$$

Cálculo de E'

Cálculo de E

$$\eta = 0$$

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



Cálculo de E'

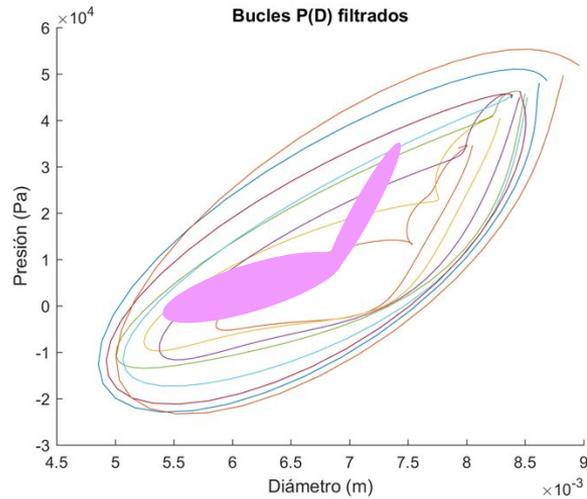
Cálculo de η ← **abordaje frecuencial**

1. Se poseen distintos bucles:
 - a. Tubos sintéticos:
 - 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'

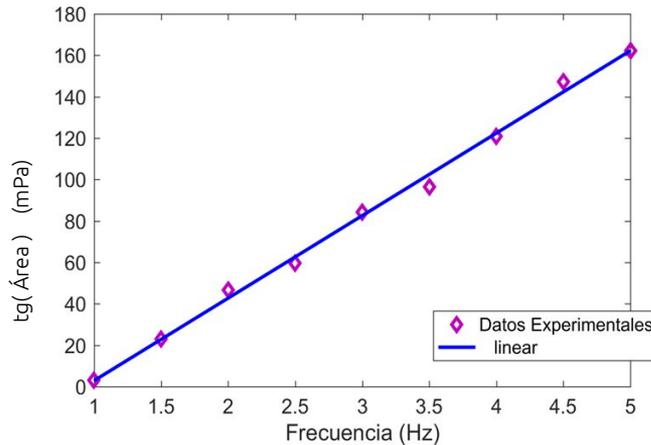
Cálculo de η ← **abordaje frecuencial**

2. Se calcula el área para cada bucle.



Cálculo de E'

Cálculo de η ← **abordaje frecuencial**

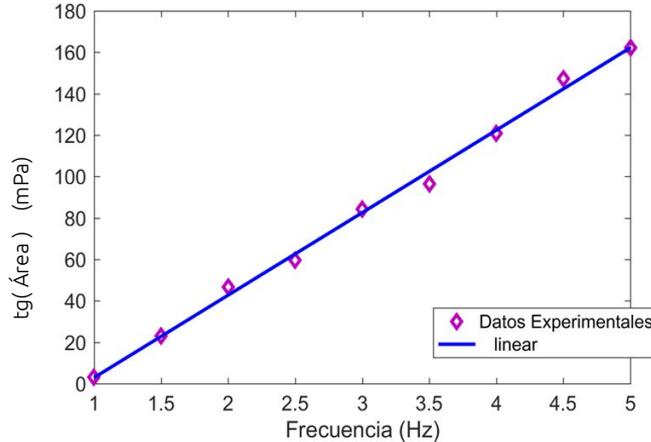


2. Se calcula el área para cada bucle.
3. Consideramos $\text{Área} \propto \varphi$.
A partir de los valores de tangente(área) por frecuencia, se calculan los coeficientes de la regresión lineal (a y b).

$$y = ax + b$$

Cálculo de E'

Cálculo de η ← **abordaje frecuencial**

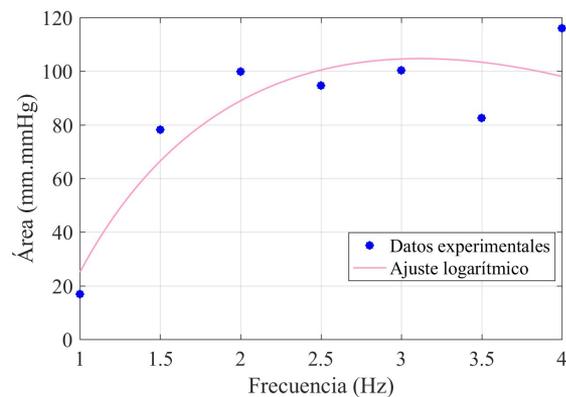
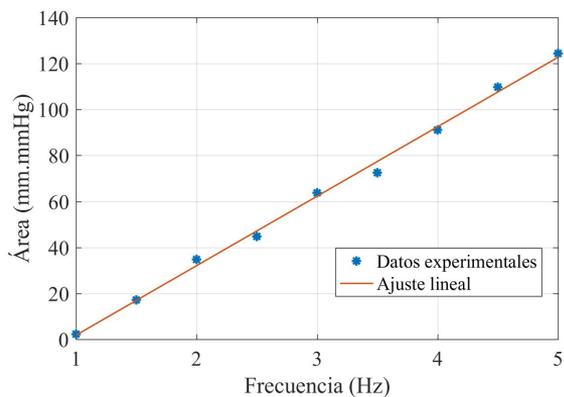
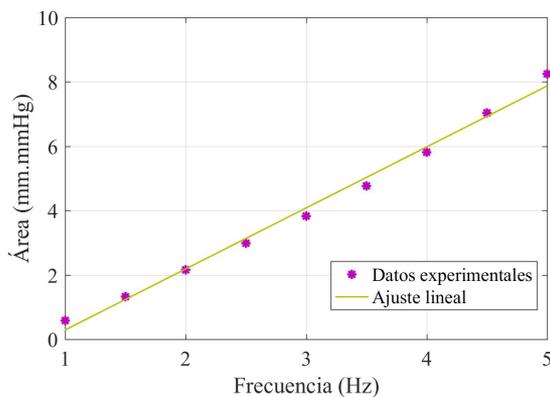
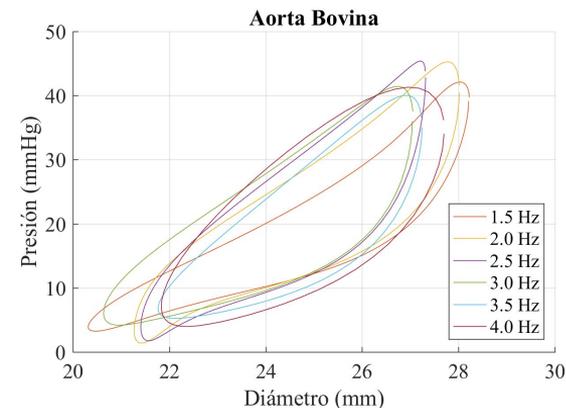
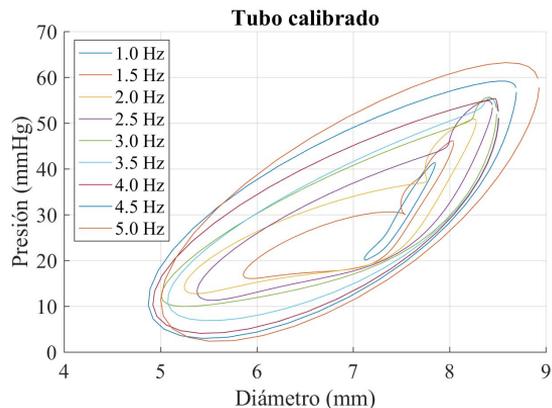
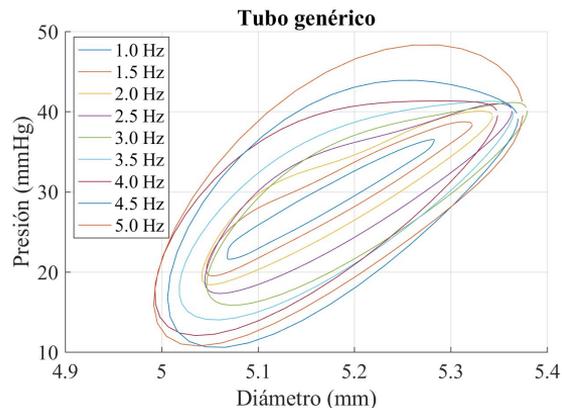


2. Se calcula el área para cada bucle.
3. Consideramos $\text{Área} \propto \varphi$.
A partir de los valores de tangente(área) por frecuencia, se calculan los coeficientes de la regresión lineal (a y b).
4. A partir del valor de pendiente hallado, se despeja el valor de η de la siguiente ecuación:

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

Resultados





$$E_{generico} = 64 \text{ mmHg}$$

$$\eta_{generico} = 14.1 \text{ mmHg} \cdot s$$

$$E_{calibrado} = 19.2 \text{ mmHg}$$

$$\eta_{calibrado} = 73.7 \text{ mmHg} \cdot s$$

$$E_{aorta} = 4.5 \text{ mmHg}$$

$$\eta_{aorta} = 50 \text{ mmHg} \cdot s$$

Contenidos

1

Repaso de tejidos blandos

Conceptos necesarios para abordar el TP6
Fechas de entrega

2

Abordaje Frecuencial

Montaje experimental, procesamiento de las señales, resultados y análisis.

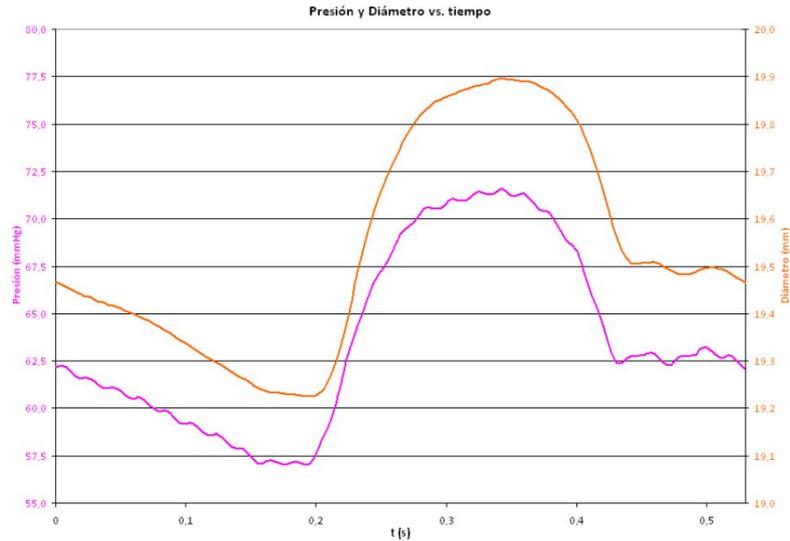
3

Abordaje in-vivo

Señales in vivo a utilizar, procesamiento, resultados y análisis.

Señales a utilizar

Señales de oveja in-vivo

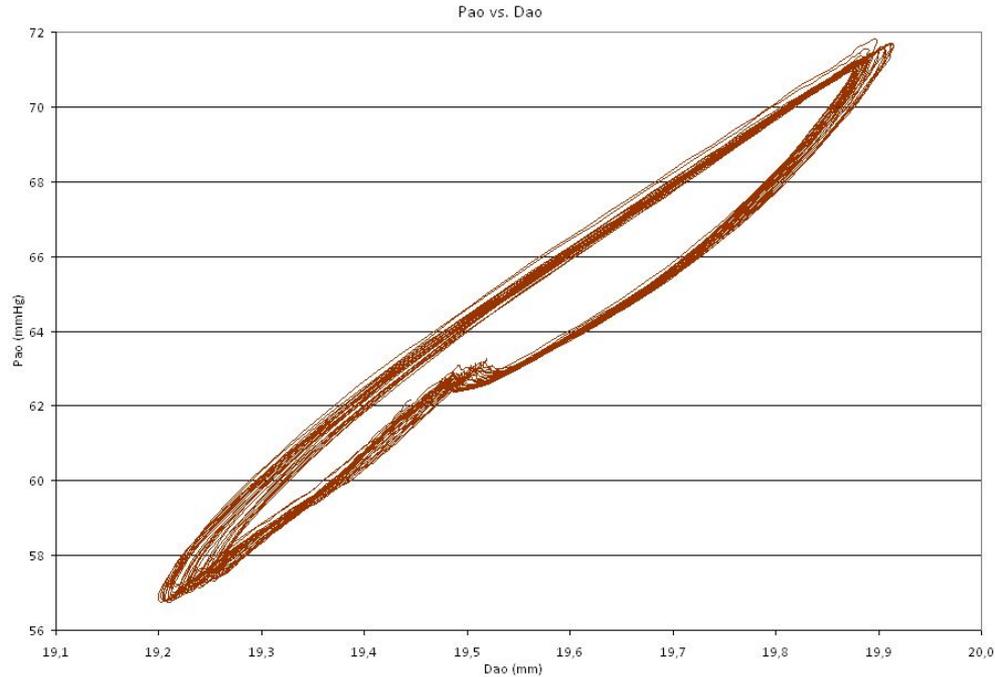


Datos temporales aórticos

T1.xls

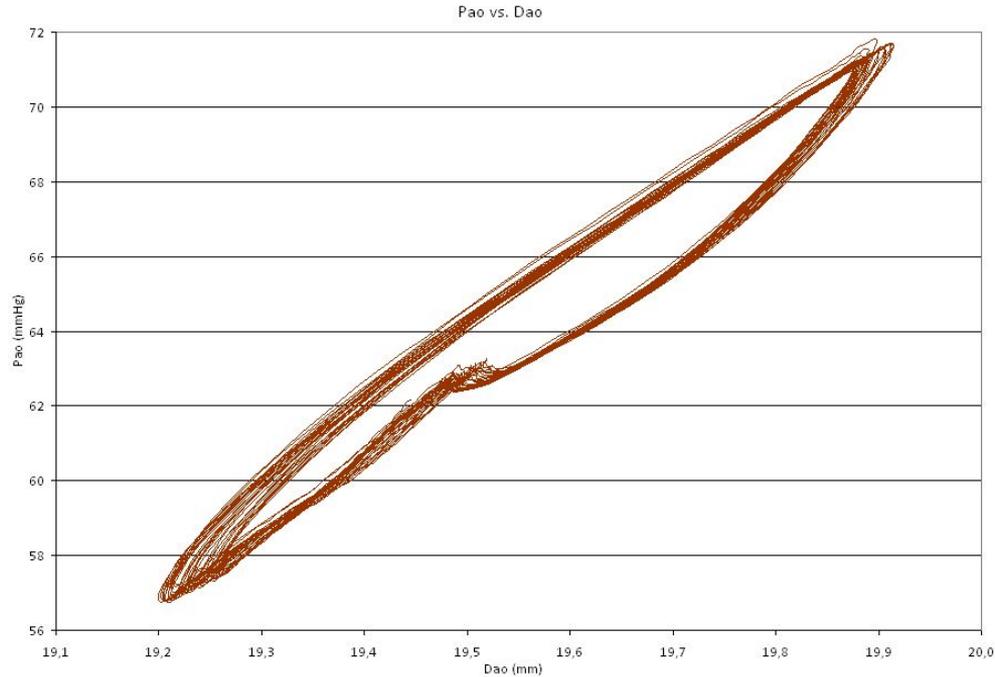
→ Se usan los datos de presión y diámetro aórticos.

Rulo presión diámetro



→ Se aprecia un comportamiento viscoelástico.

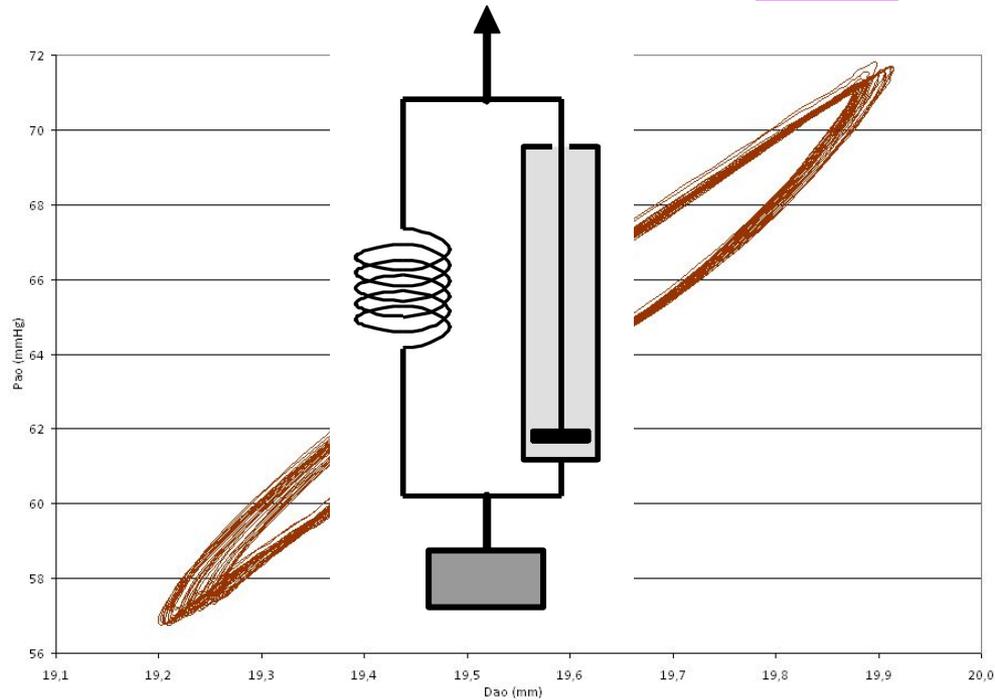
Rulo presión diámetro



→ Se aprecia un comportamiento viscoelástico.

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

Rulo presión diámetro



→ Se aprecia un comportamiento viscoelástico.

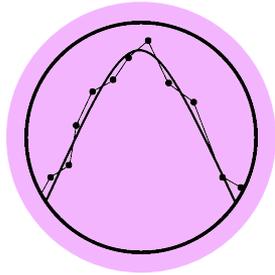
→ Al ser in-vivo, posee componentes elásticos, viscosos e **inerciales**.

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

Procesamiento de las señales de oveja

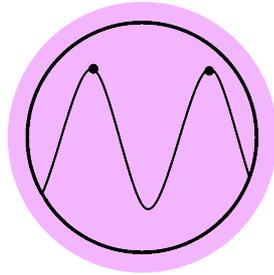


Procesamiento de las señales



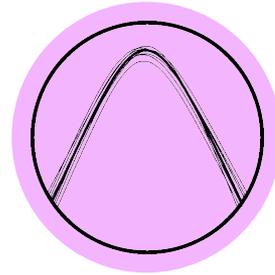
Filtrado de la señal

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



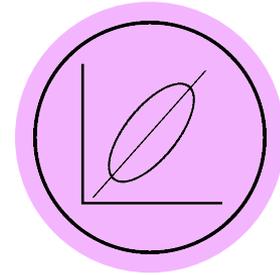
Detección de ciclos

Detección de máximos de s o 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:

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

Se pide hallar los parámetros del módulo complejo de Hardung:

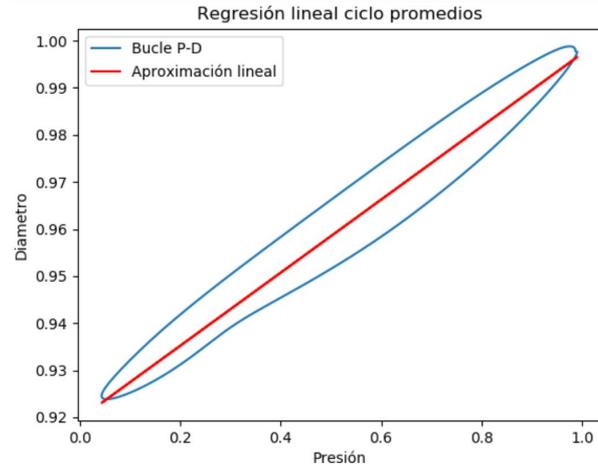
$$E'(\omega) = \frac{\sigma(i\omega)}{\epsilon(i\omega)} = E + i\omega\eta + (i\omega)^2 M = (E - \omega^2 M) + i\omega\eta$$

Cálculo de E'

Cálculo de E

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

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



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:

$$f = \eta x + b$$

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 $P_{A_o} - ED_{A_o} - \eta \frac{dD_{A_o}}{dt} = M \frac{d^2 D_{A_o}}{dt^2}$ variando M desde cero hasta el valor que mejor ajuste, o calculando la regresión:

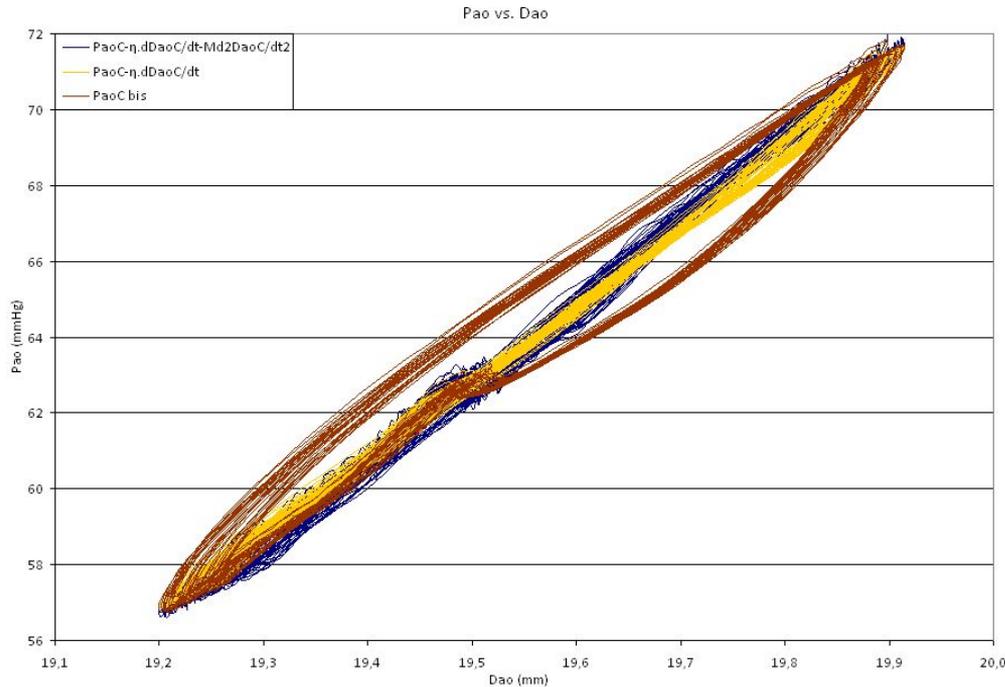
$$f = Mx + b$$

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

Resultados



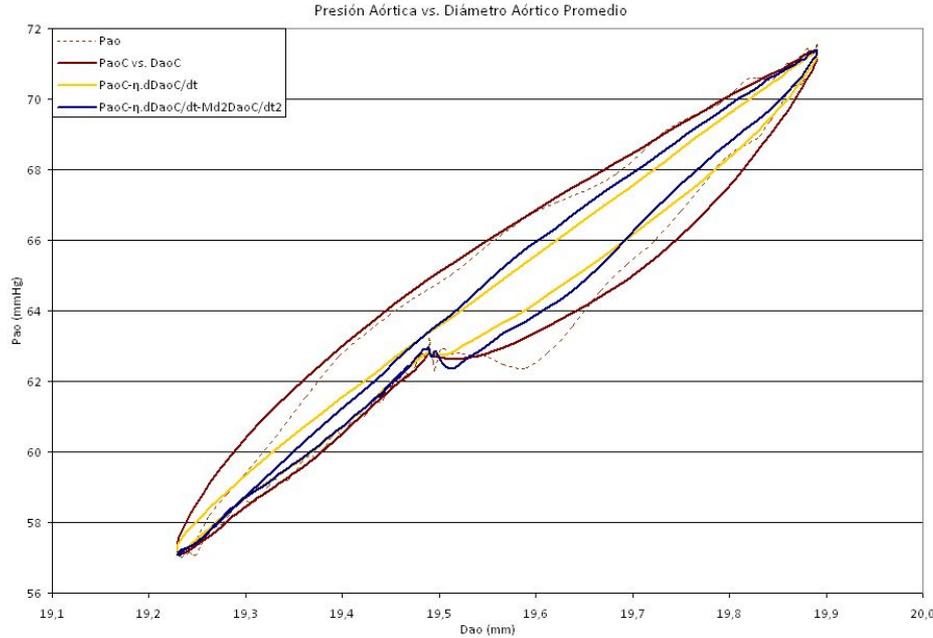
Gráfico de cada paso



Se obtuvieron los siguientes resultados para cada parámetro:

$$\begin{cases} E = 20.9 & mmHg \\ \eta = 0.15 & mmHg \cdot s \\ M = 0.0002 & mmHg \cdot s^2 \end{cases}$$

Gráfico de cada paso



Se obtuvieron los siguientes resultados para cada parámetro:

$$\begin{cases} E = 20.9 & mmHg \\ \eta = 0.15 & mmHg \cdot s \\ M = 0.0002 & mmHg \cdot s^2 \end{cases}$$

Referencias

1. 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.
2. RICARDO ARMENTANO, Biomecánica de tejidos blandos.
3. RICARDO L. ARMENTANO, DANIELA VALDEZ-JASSO, LEANDRO J. CYMBERKNOP, FLORENCIA MONTINI BALLARIN, DANIELA VELEZ, PABLO C. CARACCILO 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.
4. PIJUSH K. KUNDU y IRA M. COHEN, Fluid Mechanics, cuarta edición, ELSEVIER, Oxford, 2008.
5. D. A. MCDONALD, Blood Flow in Arteries, segunda edición, Edward Arnolds, London, 1974.
6. W. K. MILNOR}, Hemodynamics, Baltimore, MD, USA: WILLIAMS Y WILKINS, 1982.
7. P. B. BOBRIN, Distribution of lamellar deformations. Implications for properties of arterial media Hypertension, 33 (3): 806-810, 1999.
8. B. S. GOW, M. G. TAYLOR, Measurements of viscoelastic properties of arteries in the living dog, Circ Res 23 (1): 111-122, 1968.
9. P.B. DOBRIN, Mechanical properties of arteries., Physiol Rev 58 (2): 397-460, 1978.
10. R. D. BAUER, R. BÜSSE, A. SCHABERT, Mechanical properties of arteries, Biorheology 19 (3): 409-424, 1982.
11. Y. C. FUNG, Biomechanics. Mechanical Properties of living tissues, Springer-Verlag, New York, 1981.

Gracias!

¿Preguntas?

Lucía Lemes



llemes@cup.edu.uy

Vanessa Yelós



vyelos@cup.edu.uy