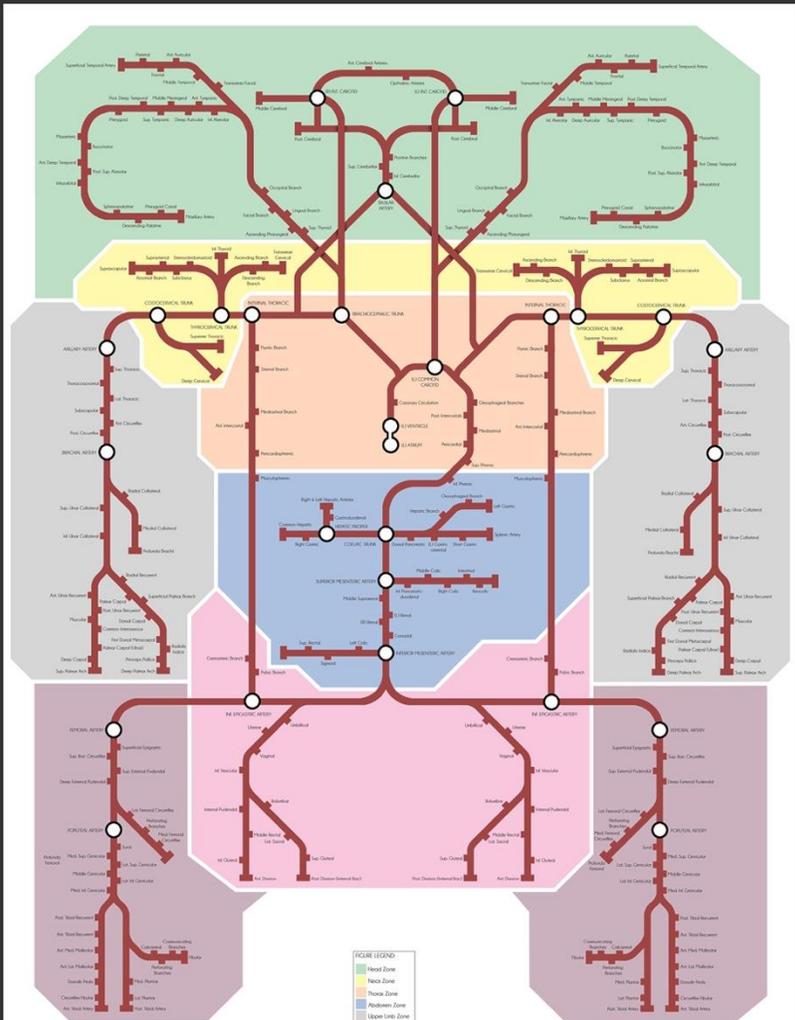




CARDIOVASCULAR
(ARTERIAS)

ARTERIAL SCHEMATIC



● Total weight, length and surface area of blood vessels in the human body

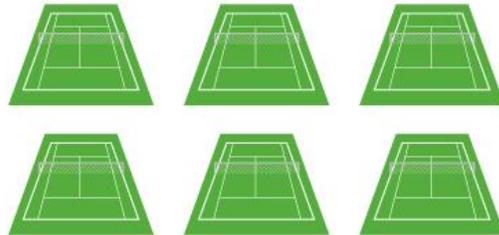
Weight \approx Liver



Length \approx 2.5 times round the earth

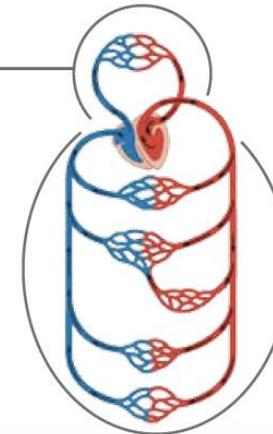


Surface area \approx 6 tennis courts

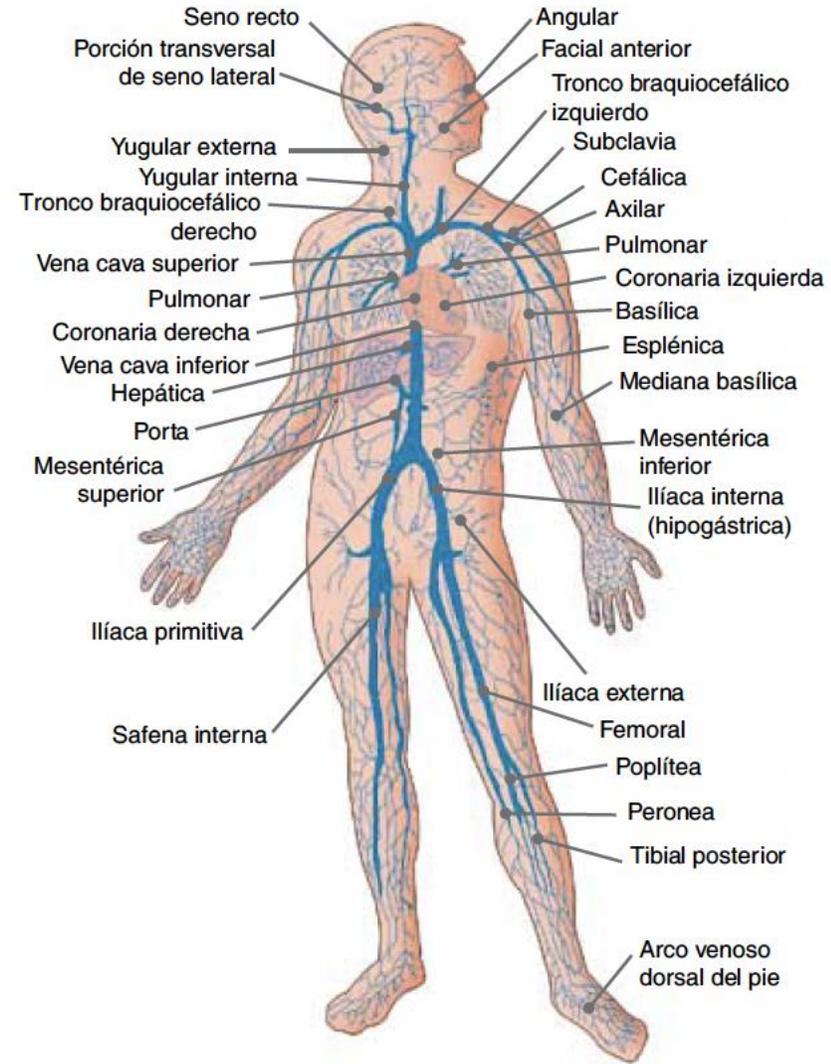
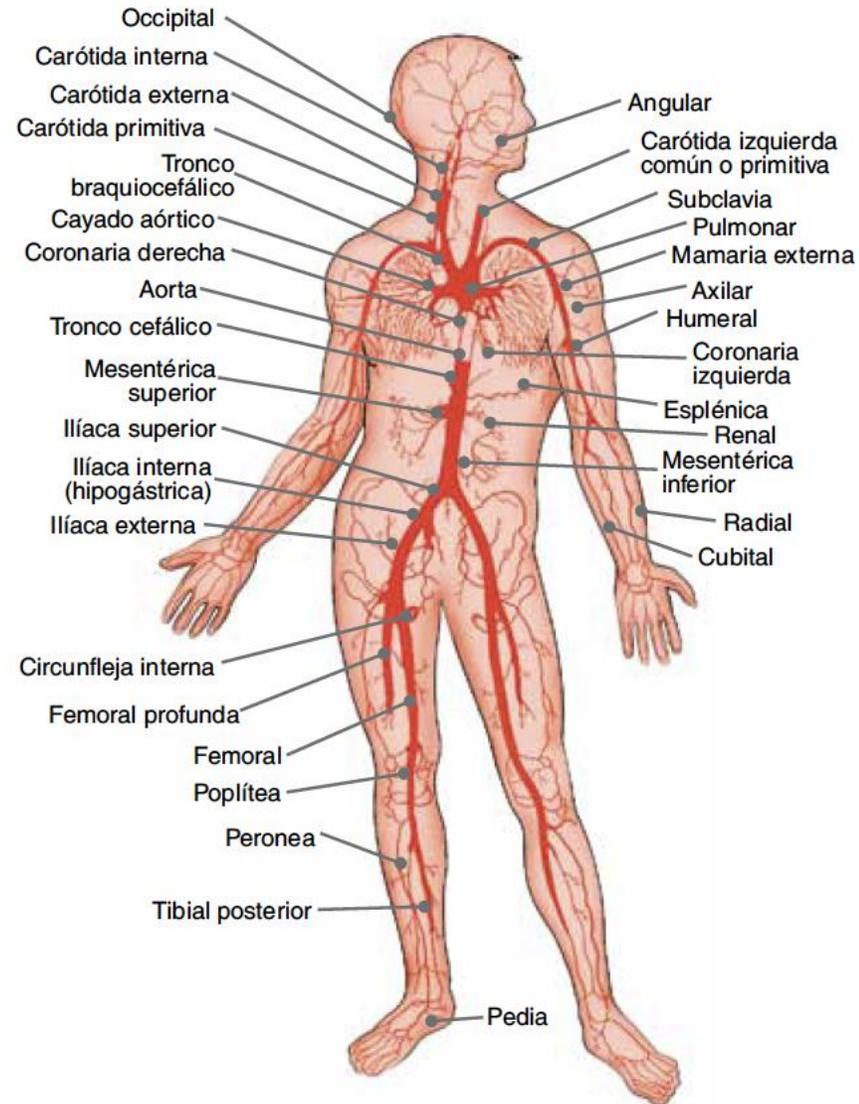


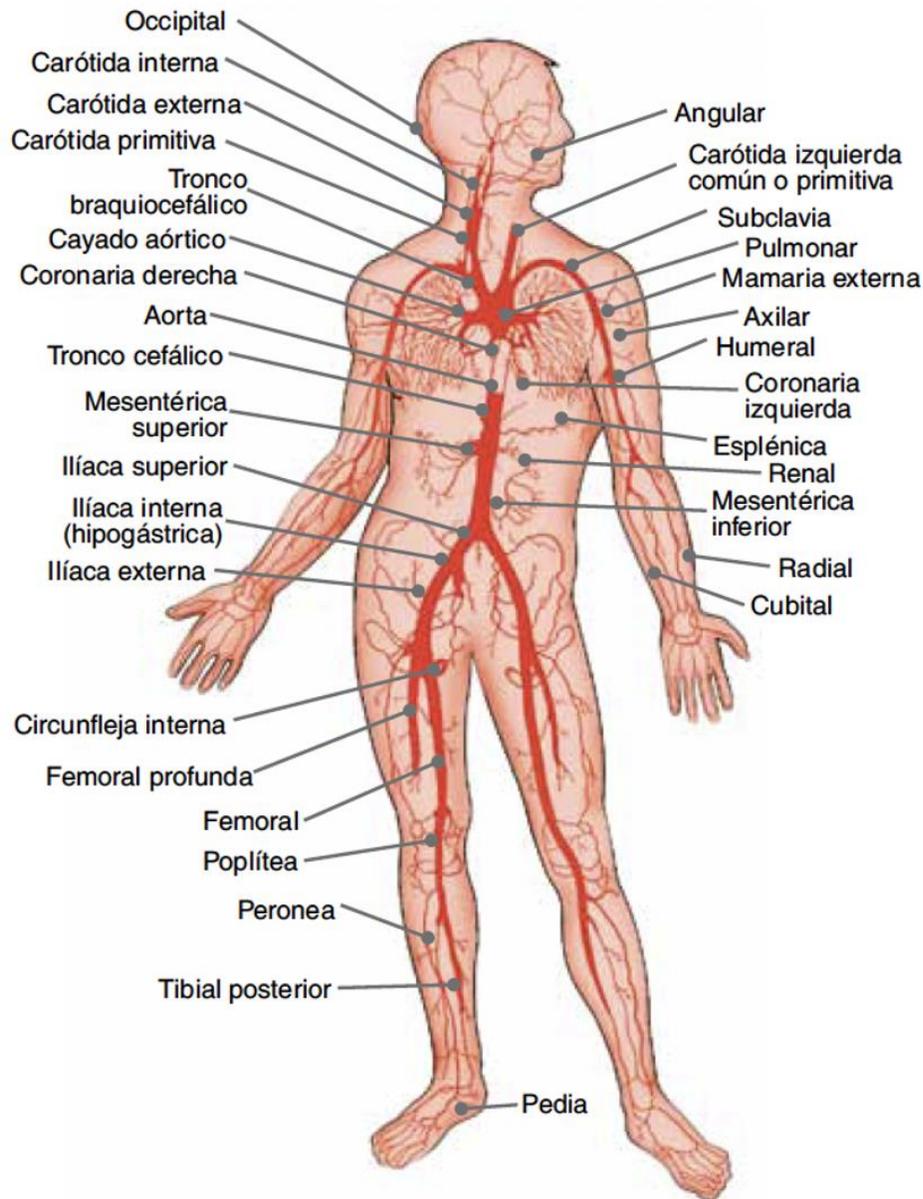
Arterias	Llevar la sangre desde el corazón a todos los tejidos.
Arteriolas y metaarteriolas	Las arteriolas surgen de la ramificación de las arterias. A medida que disminuyen su diámetro se transforman en metaarteriolas.
Capilares	Surgen de la ramificación de las metaarteriolas. Son vasos sanguíneos muy finos, sin capa muscular y una única capa endotelial que se apoya en una membrana basal. En los capilares se produce el intercambio de sustancias con los tejidos.
Vénulas	Los capilares se reúnen formando las vénulas, de mayor diámetro que los capilares.
Venas	La confluencia de las vénulas da lugar a las venas, encargadas de transportar la sangre en dirección al corazón.

Circulación menor o pulmonar: va desde el corazón a los pulmones y nuevamente al corazón.

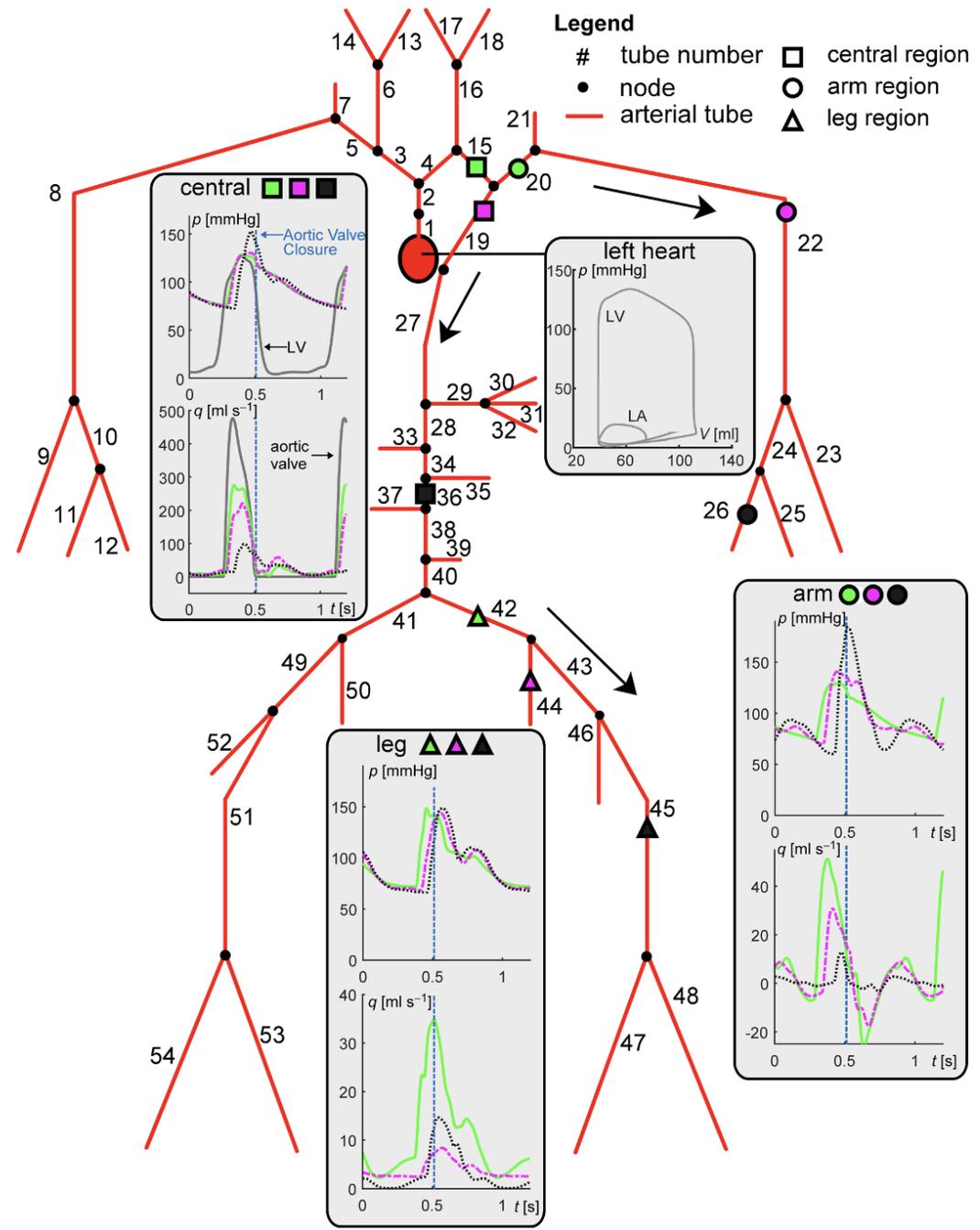


Circulación mayor o sistémica: va desde el corazón a todo el cuerpo y regresa al corazón.

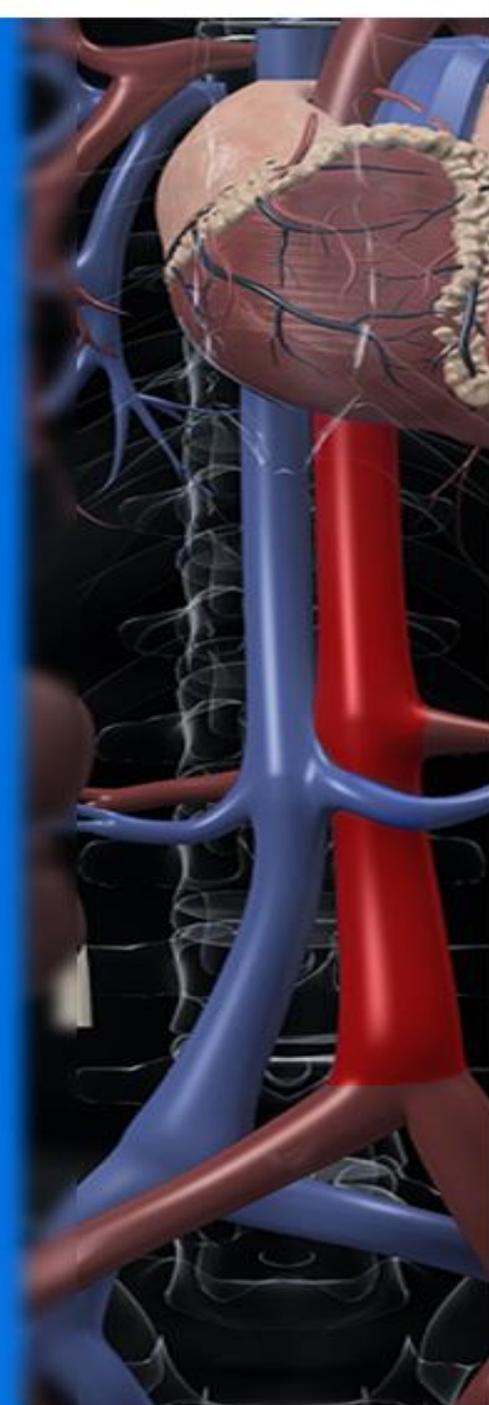
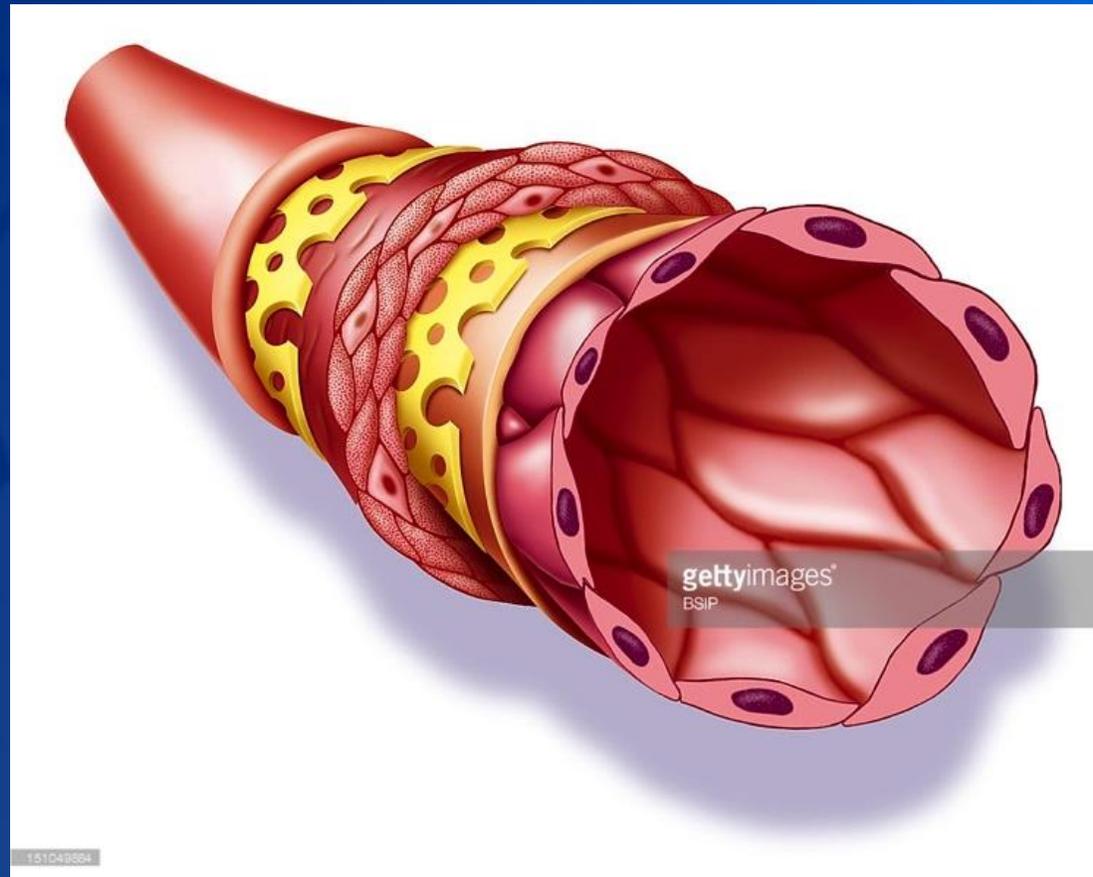




1

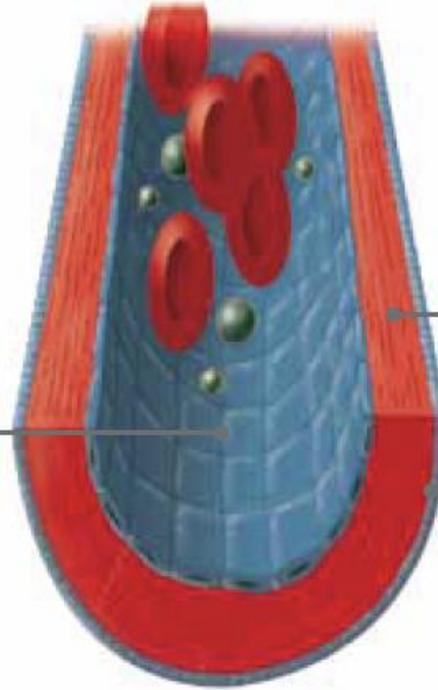


PARED ARTERIAL (Continente)



Íntima: esta capa recibe el nombre específico de **endotelio** y es la continuación del endocardio. Es la capa que está en contacto con el fluido sanguíneo. Se trata de un tejido epitelial plano monoestratificado que se apoya sobre una lámina basal fina (recuerda lo visto en la Unidad 2), que a su vez se apoya sobre un tejido conectivo también muy fino (subendotelio) que contiene muchas fibras de elastina, lo que confiere elasticidad a los vasos sanguíneos, sobre todo a las arterias y, por tanto, un cierto grado de adaptación al volumen de sangre.

Además, las células endoteliales de los capilares están ligeramente separadas unas de otras dejando unos pequeños espacios intercelulares por los que pueden pasar los leucocitos gracias a una propiedad que les permite modificar su forma.



Media: es una capa de tejido muscular liso que, por fuera y por dentro, tiene una fina lámina de tejido conectivo elástico. Su contracción, controlada por el sistema nervioso vegetativo, sobre todo a nivel de las metaarteriolas, permite mantener el diámetro del vaso adecuado a las necesidades de aporte sanguíneo en una determinada región corporal.

Adventicia: es una capa de tejido conectivo con muchas fibras de elastina y colágeno que dan resistencia a los vasos sanguíneos; estas fibras también les aíslan de otros tejidos.



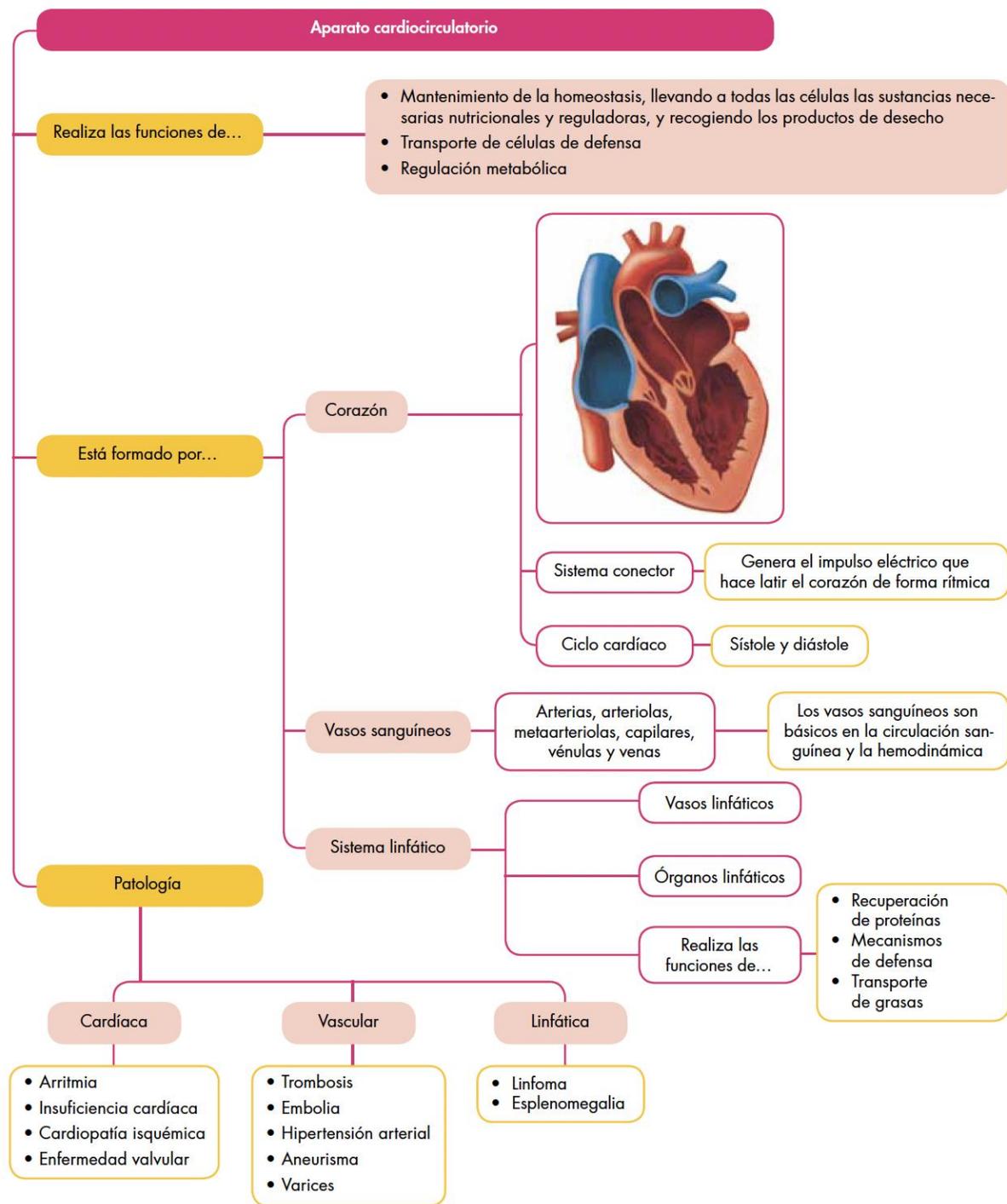
En las venas, el **endotelio** emite unas prolongaciones hacia el interior de la luz formando un sistema de **válvulas** que impiden el retorno venoso y facilitan el avance de la sangre, sobre todo en los miembros inferiores.

Patología vascular: afecta a arterias, venas o ambas

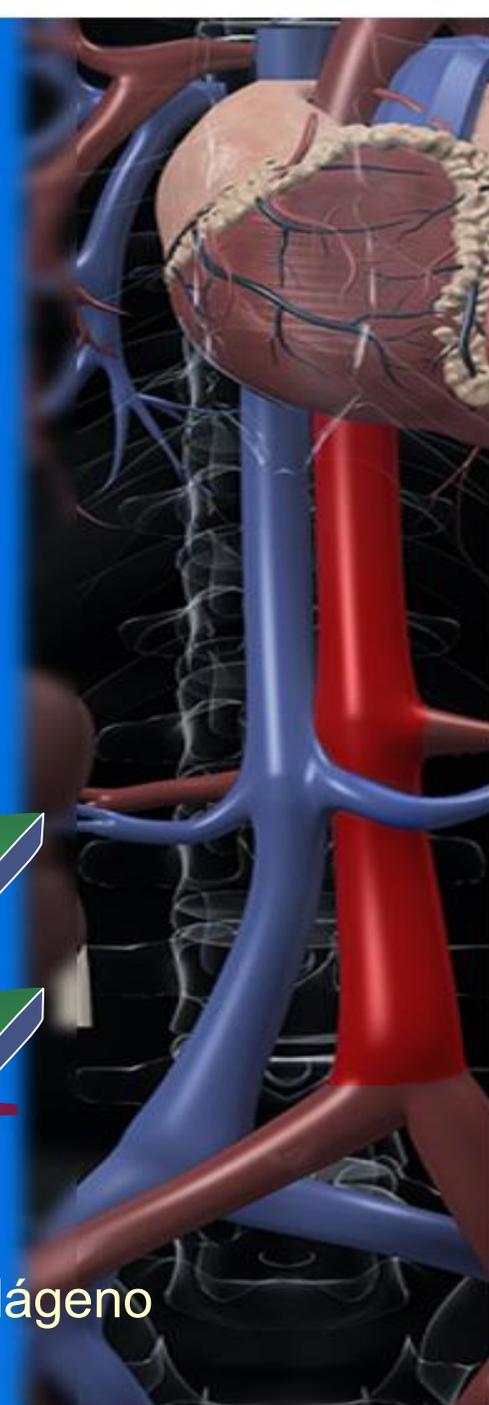
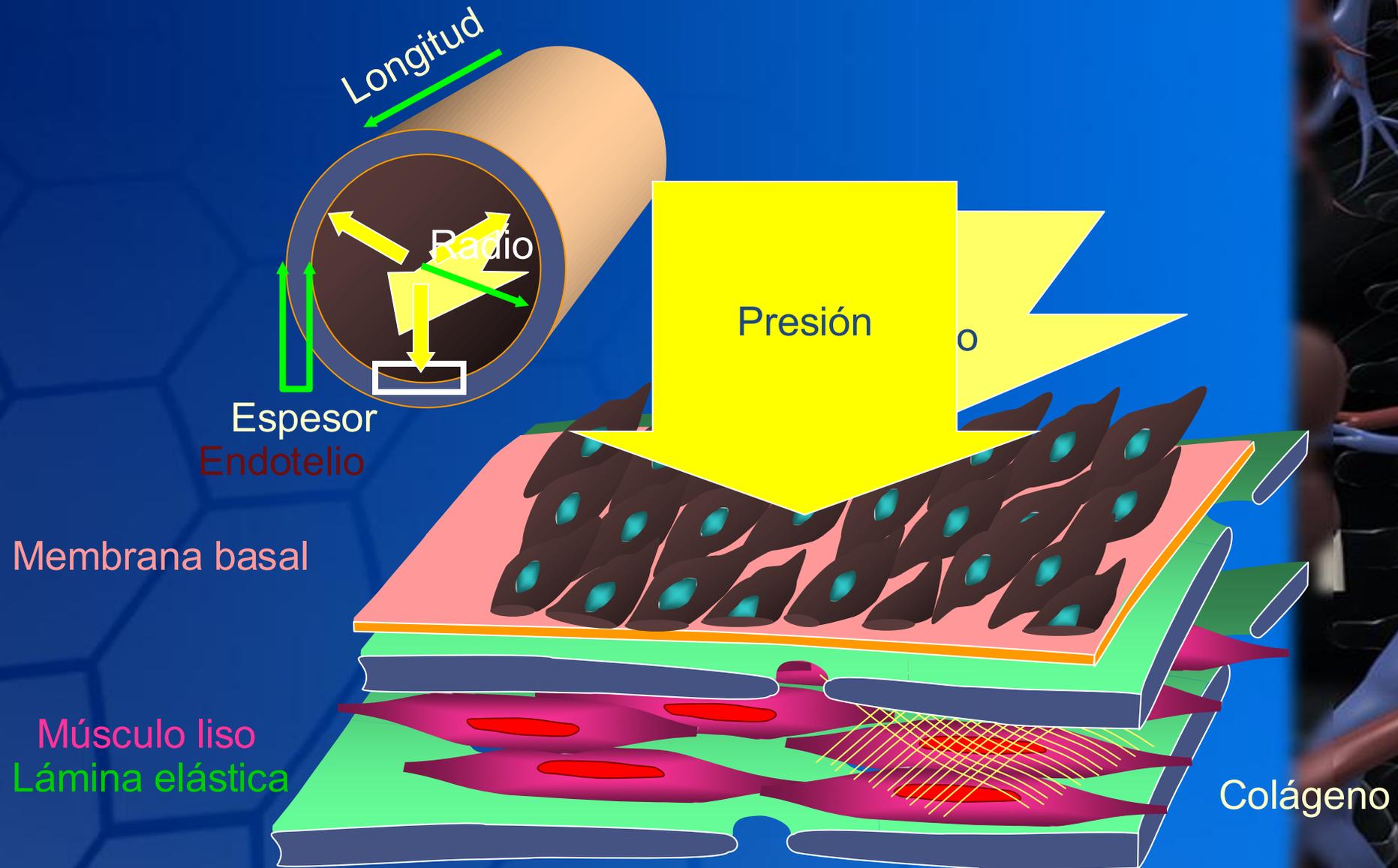
Denominación	Características
Trombosis	Se trata de un proceso local que produce una obstrucción vascular. Una causa muy frecuente es el depósito de lípidos en las paredes vasculares que forman un ateroma, que puede obstruir parcial o totalmente el flujo de sangre provocando isquemia o infarto, independientemente del órgano de que se trate. Otra causa es la formación de un coágulo de sangre, lo que sucede más frecuentemente en las venas (tromboflebitis), que dificulta el retorno venoso y cursa con edema.
Embolia	Si la obstrucción vascular se produce a distancia, es decir, lejos del punto en el que se formó el trombo o del punto en el que se introdujo cualquier sustancia que obstruya el vaso sanguíneo (grasa, aire, etc.), se habla de embolia. Un fragmento de ateroma o de un coágulo puede soltarse (pasa a denominarse émbolo) y quedar libre en la sangre. Viaja por los vasos sanguíneos hasta que llega a uno con un calibre que no permite el paso del émbolo, produciéndose la obstrucción. Cuando se produce un trombo, una embolia o una rotura de un vaso sanguíneo cerebral, aparece un complejo sintomático (síndrome) llamado accidente cerebrovascular (ACV) o ictus.
Hipertensión arterial (HTA)	El aumento de la presión arterial puede tener numerosas causas (como enfermedades del riñón o del sistema endocrino). En otras ocasiones se debe a una pérdida de la elasticidad arterial. La rigidez provoca el aumento de las resistencias periféricas y de la presión. Puede comenzar con manifestaciones leves, como cefalea, sangrado nasal (epistaxis) o mareos, pero si se mantiene la presión alta se alteran los vasos sanguíneos, que se engrosan y pierden elasticidad, por lo que puede aparecer arteriosclerosis, cardiopatía, enfermedad renal y/o un accidente cerebrovascular (ACV), con lesiones cerebrales permanentes.
Aneurisma	Es una dilatación arterial producida por una debilidad de su pared. Los aneurismas provocan remolinos sanguíneos que facilitan la coagulación y la formación de trombos y émbolos; además, la debilidad vascular puede provocar la rotura de la arteria.
Varices	Las varicosidades o varices son dilataciones venosas que dificultan el retorno sanguíneo. Afectan con más frecuencia a mujeres, sobre todo en las venas de los miembros inferiores. Entre los factores predisponentes están la obesidad, el sedentarismo y el tratamiento con anticonceptivos.

Los valores medidos de la presión arterial pueden indicar los siguientes diagnósticos:

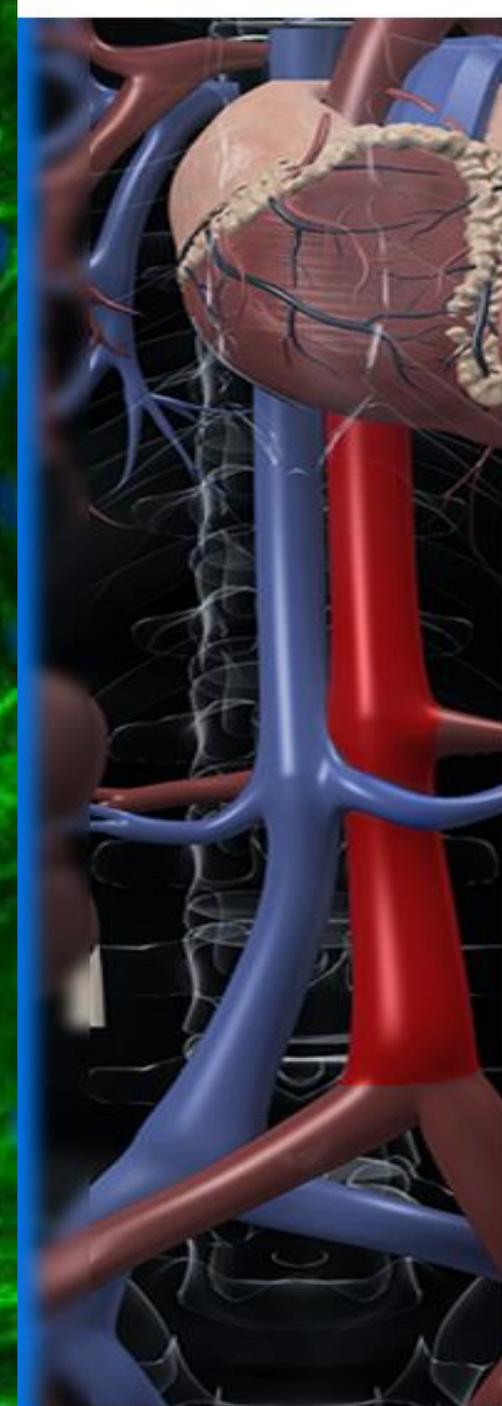
- Por debajo de 90/60 indican hipotensión.
- Próximos a 140/90 indican presión alta *borderline* (en el límite).
- Hasta 160/100 indican hipertensión de primer grado o leve.
- Hasta 180/110 indican hipertensión de segundo grado o moderada.
- Superiores a 180/110 indican hipertensión de tercer grado o grave.

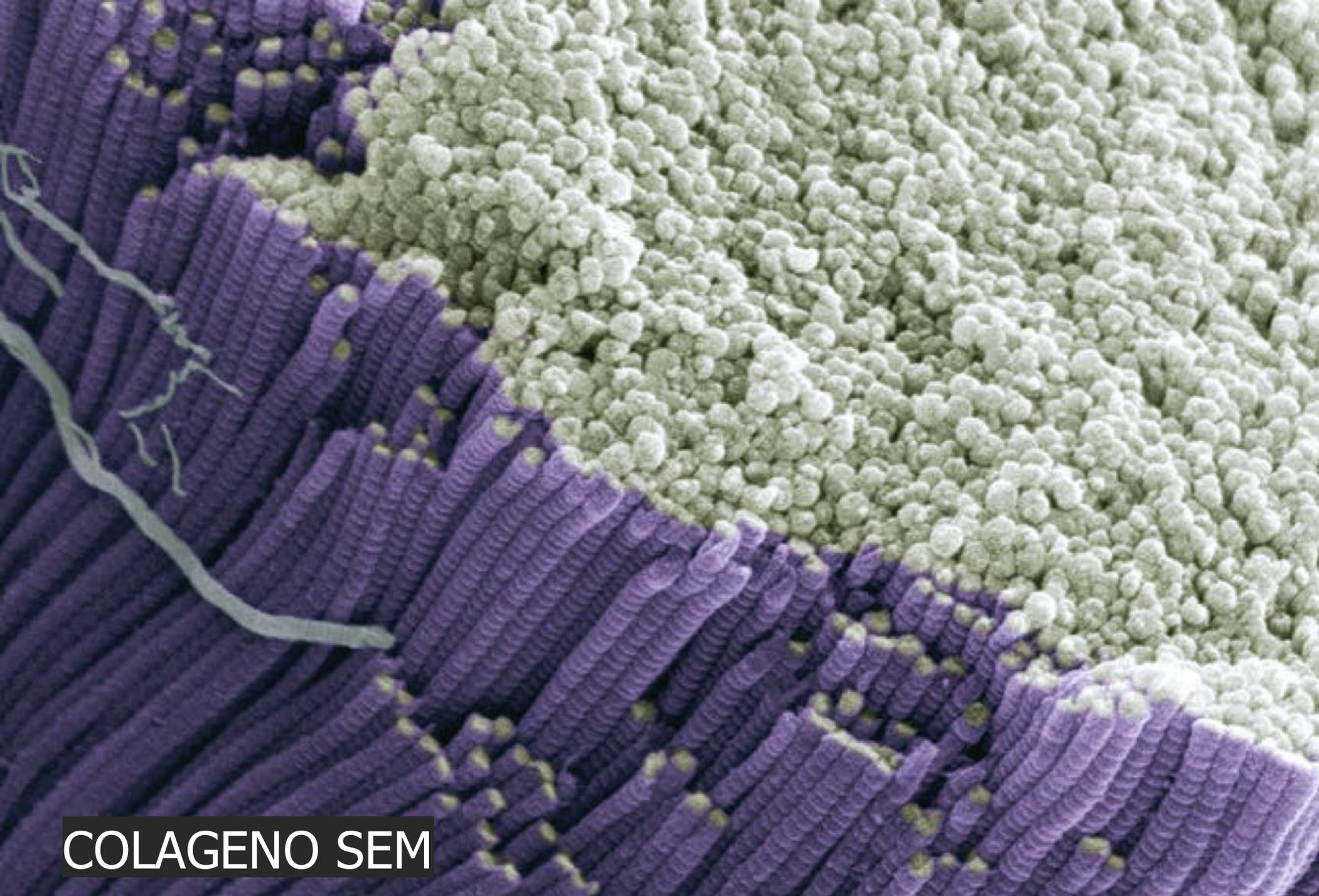


Pared vascular

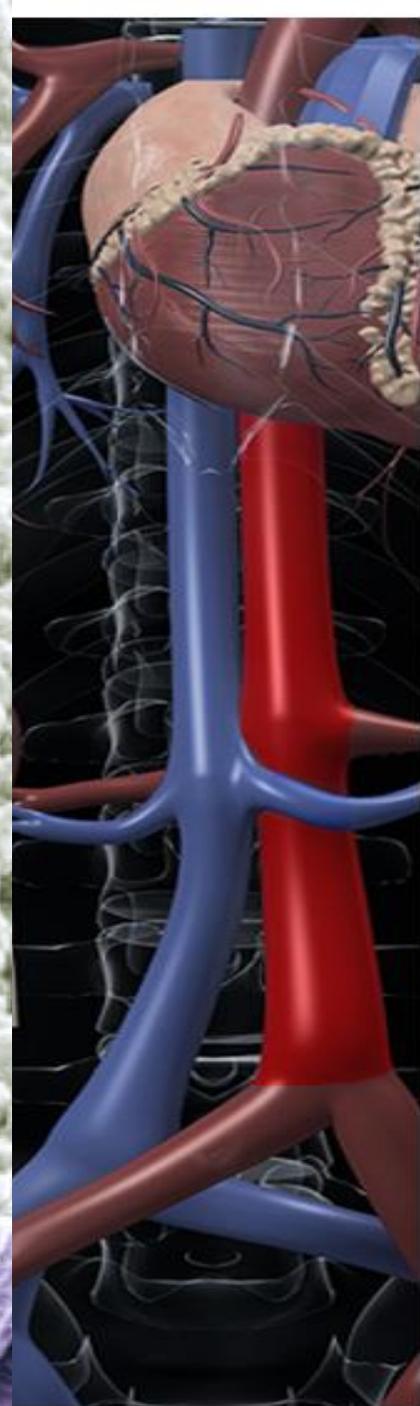


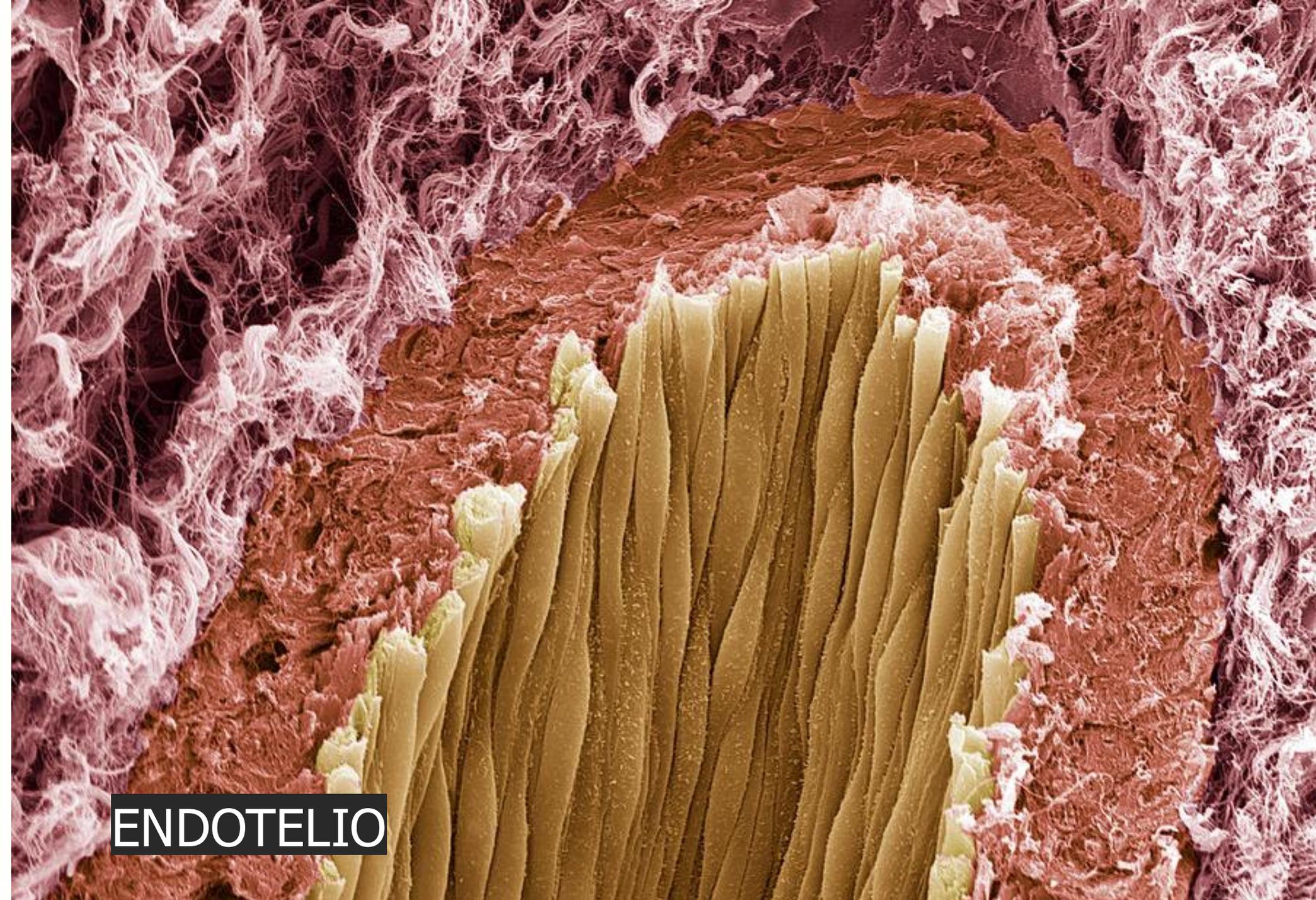
ELASTINA (tropoelastina)



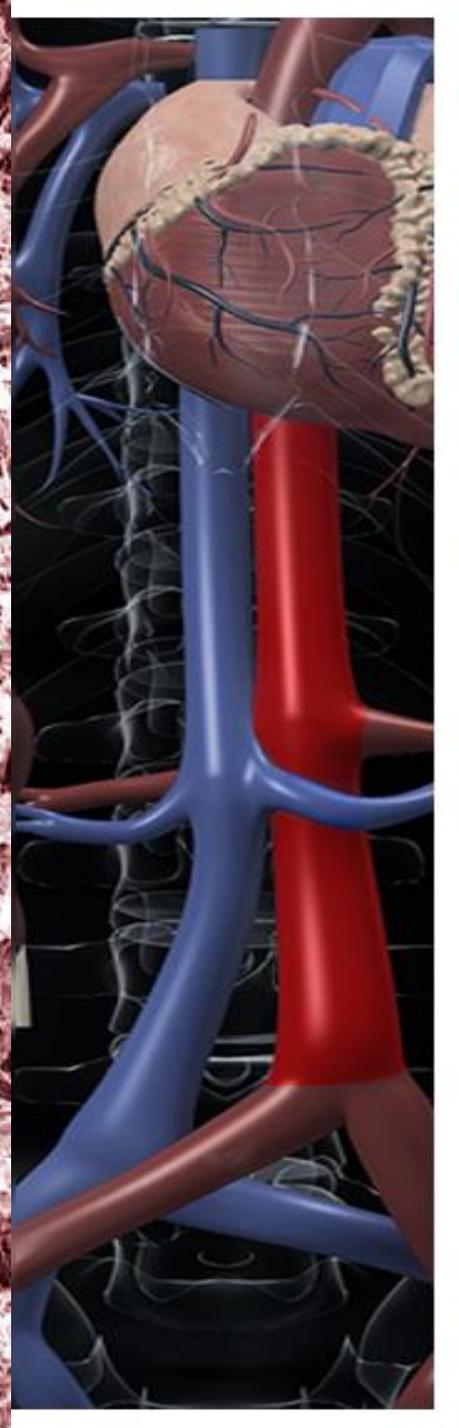


COLAGENO SEM



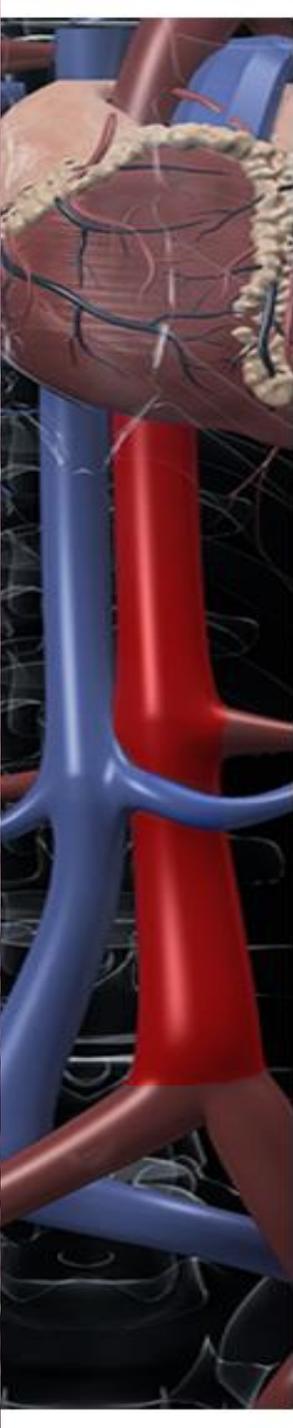


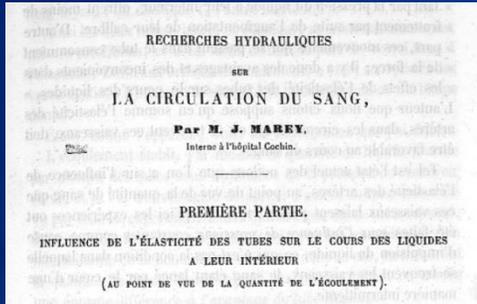
ENDOTELIO





MUSCULO LISO

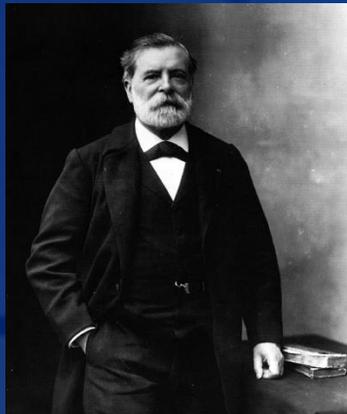
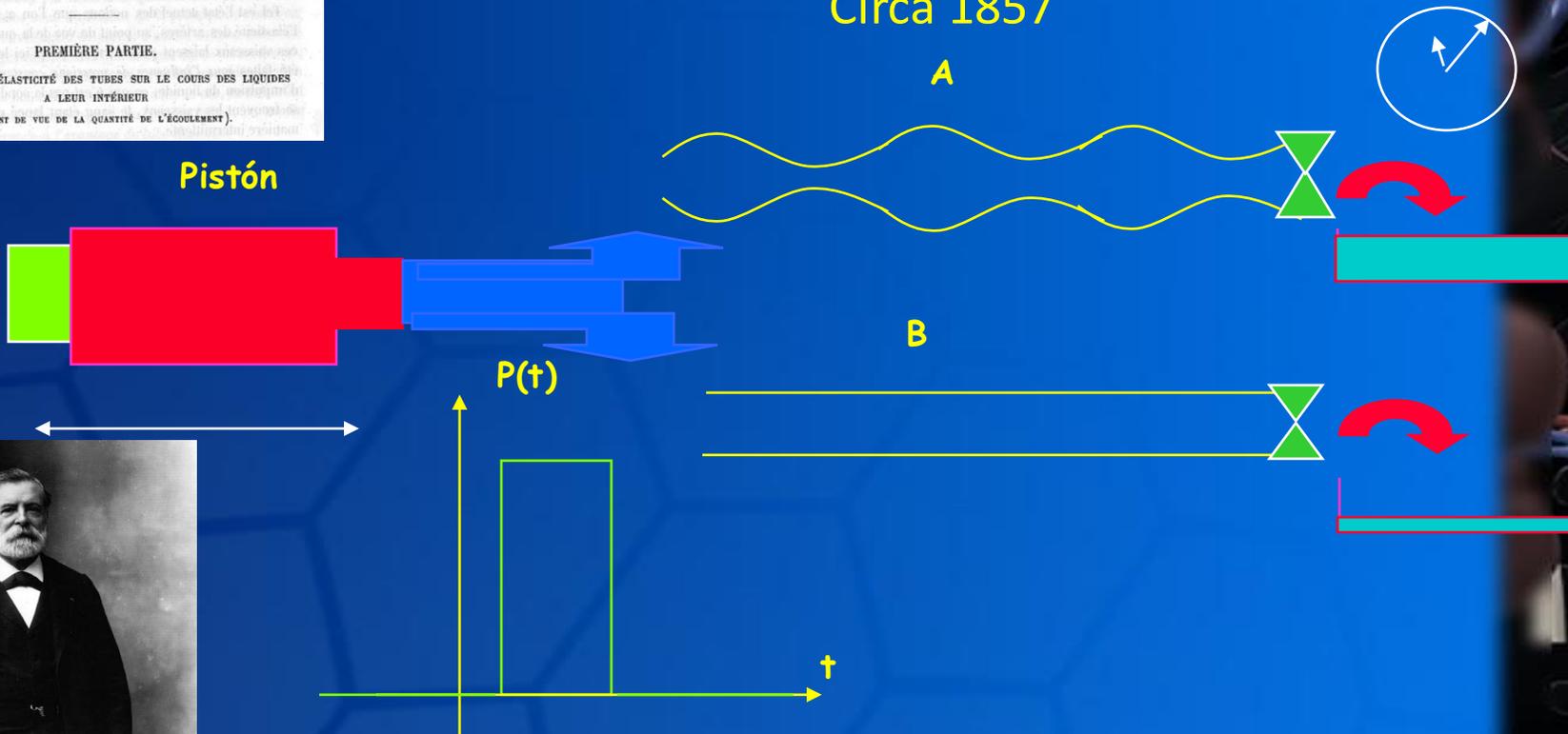




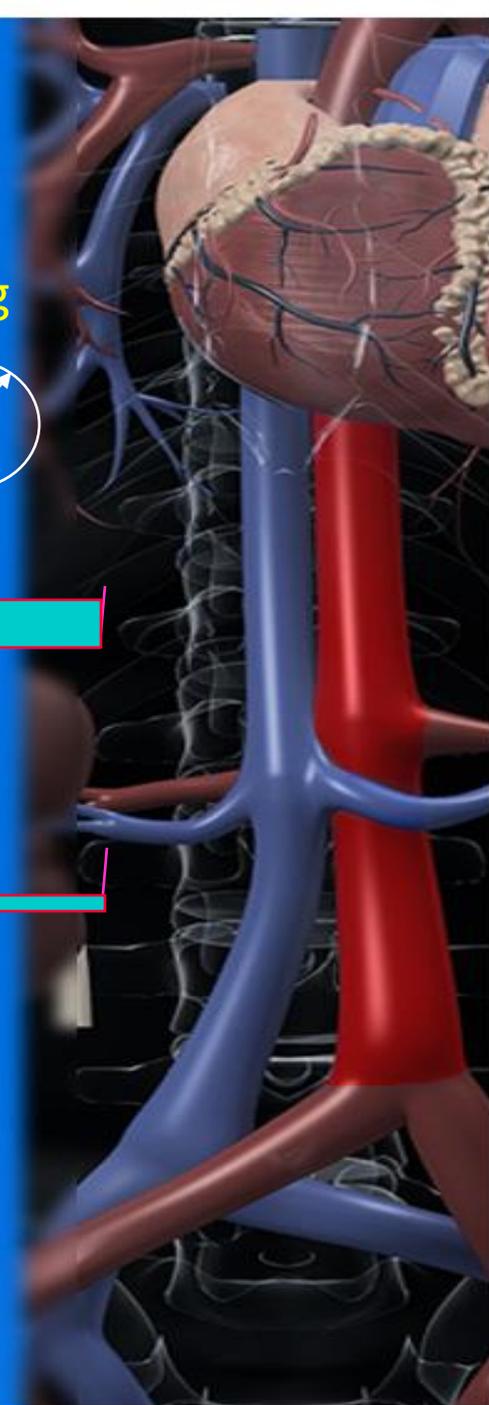
ETIENNE-JULES MAREY

Recherches Hydrauliques sur la circulation du sang

Circa 1857



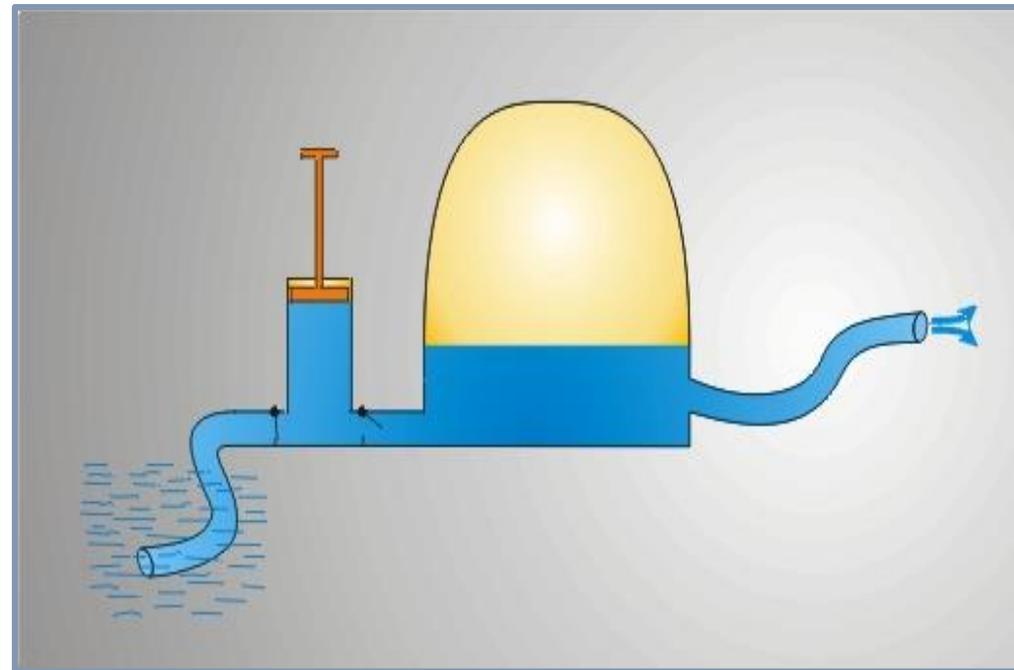
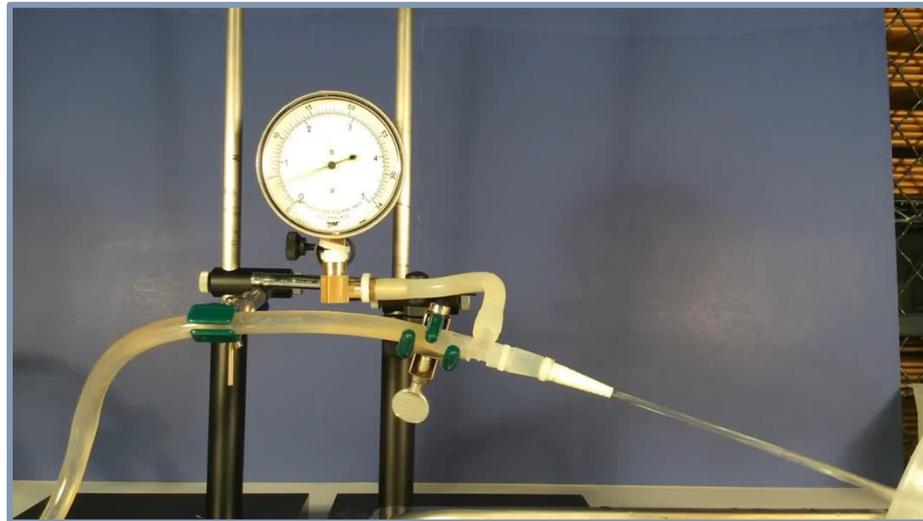
Sobre una Idea Dr. Carlos Taquini, Buenos Aires



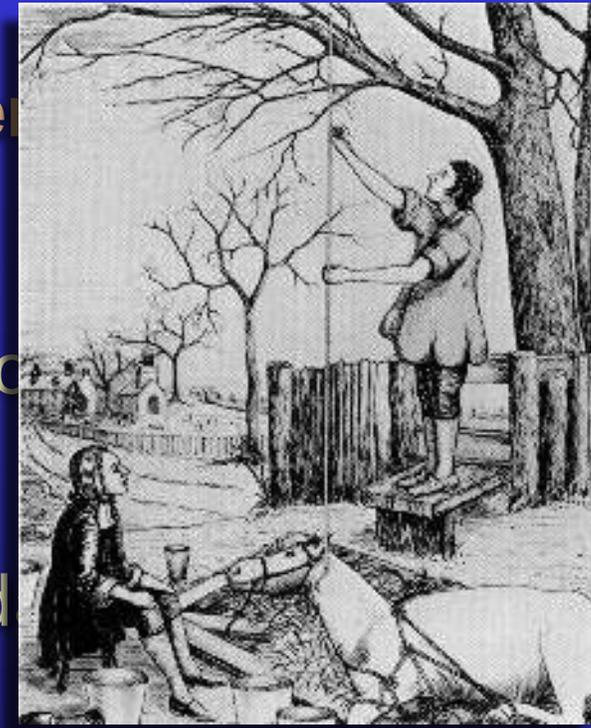
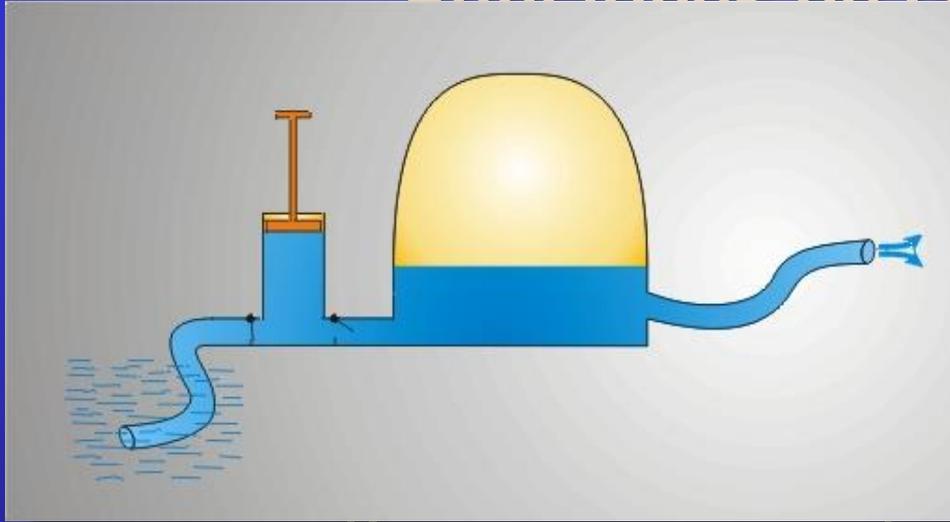
EL MODELO WINDKESSEL

A principios del siglo XX, el médico y fisiólogo Otto Frank, enfoca su trabajo hacia la medición manométrica de las ondas de presión, con el objetivo de comprender la **función y propiedades arteriales**.

Proporciona un soporte matemático a las ideas de Stephen Hales, quién establece una **analogía** entre el **circulación sistémica** y los carros de bomberos del 1800.

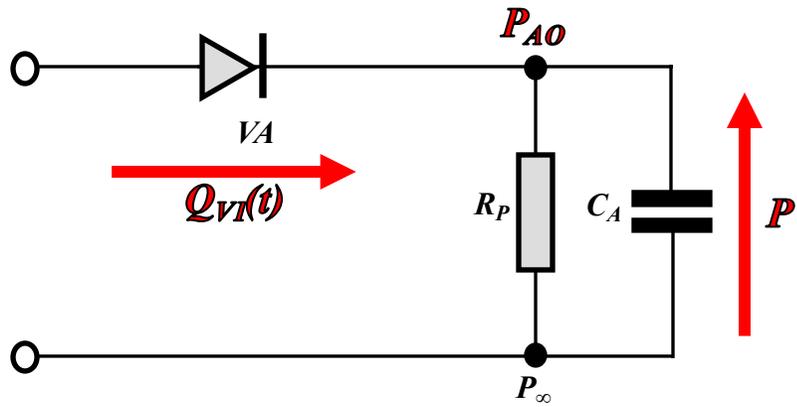


Funciones de las arterias

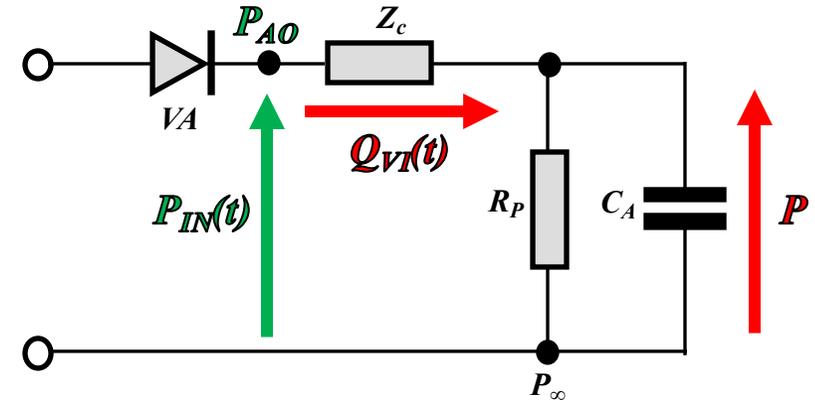


en cada eyección cardíaca.

- Concepto de amortiguación (Stephen Hales, 1733).
- Modelo de Windkessel (Otto Frank, 1927).
- Propiedades mecánicas (Roy, 1881; Burton, 1954; Peterson *et al*, 1960; Bergel, 1961; Dobrin & Rovick, 1969; Cox, 1978; Pagani *et al*, 1979).

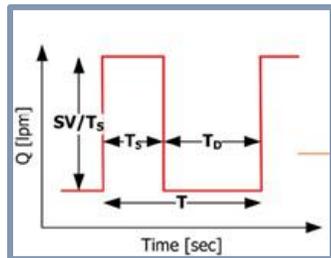


$$C_A \frac{d(P_{AO} - P_\infty)}{dt} = Q - \frac{P_{AO} - P_\infty}{R_P}$$

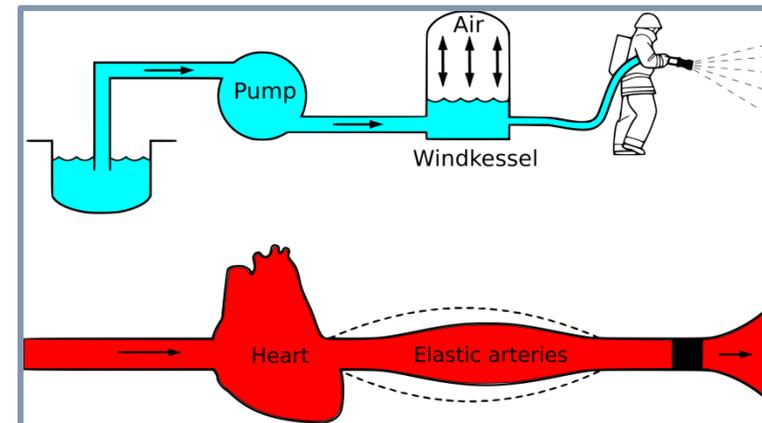


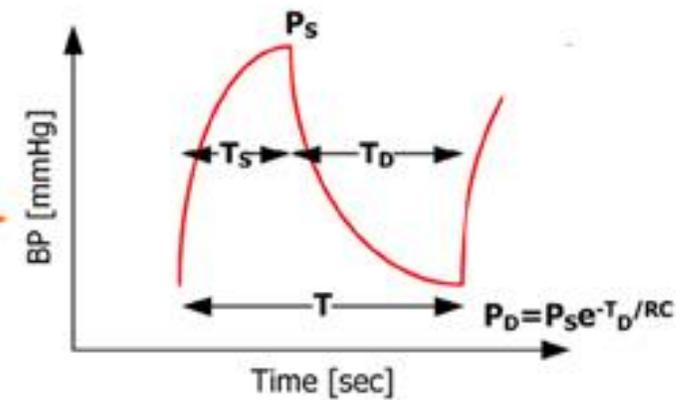
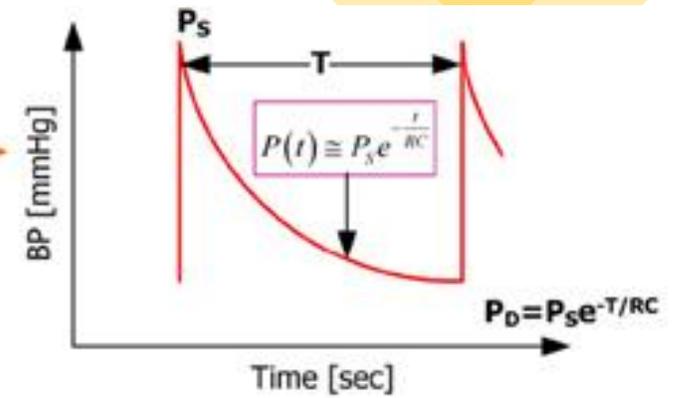
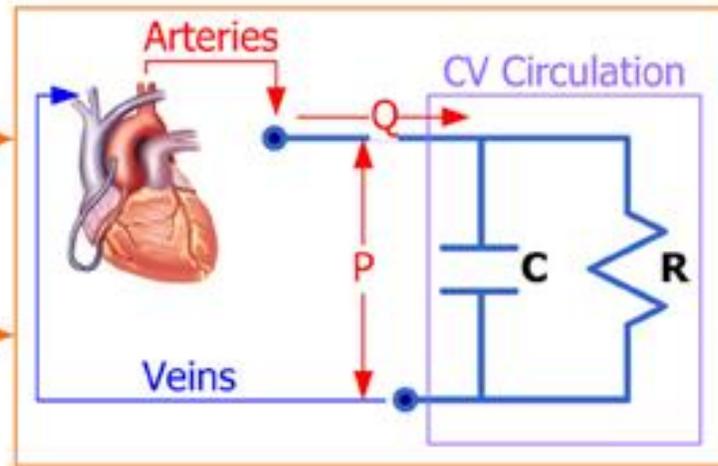
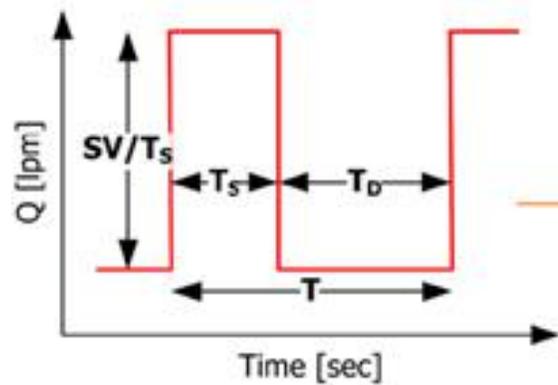
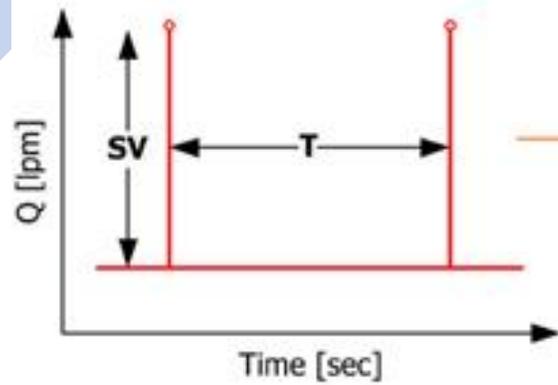
$$Z_{IN}(\omega) = \frac{P_{AO}(\omega) - P_\infty}{Q_{VI}(\omega)} = Z_C + \frac{R_P}{1 + j\omega R_P C_A}$$

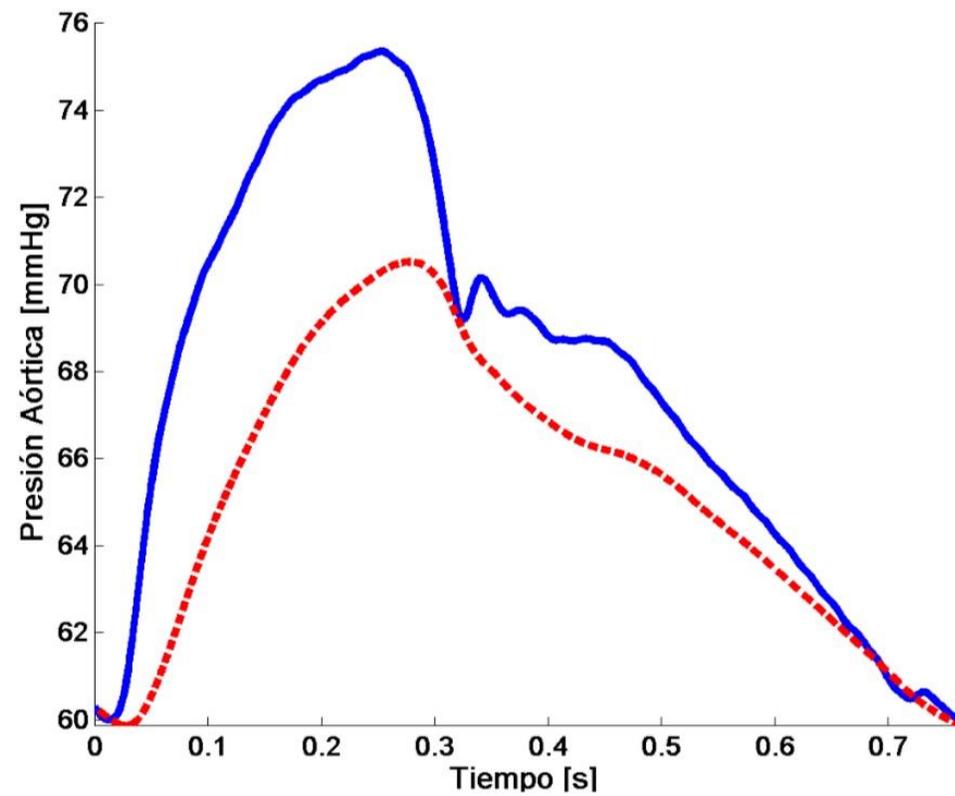
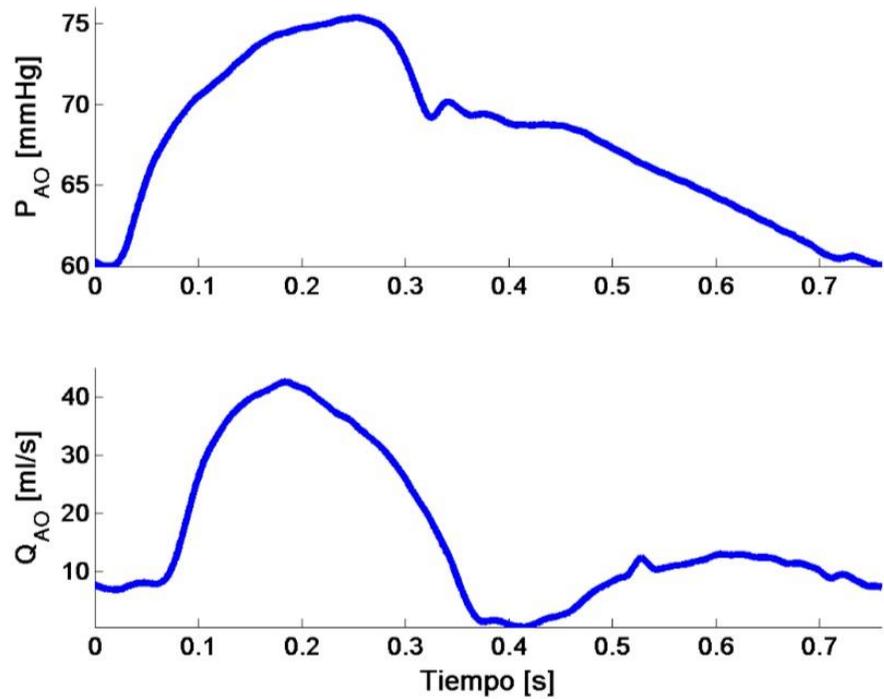
$$(P_{AO} - P_\infty) + R_A C_A \frac{dP_{AO}}{dt} = (R_P + Z_C) Q_{VI} + Z_C R_P C_A \frac{dQ_{VI}}{dt}$$

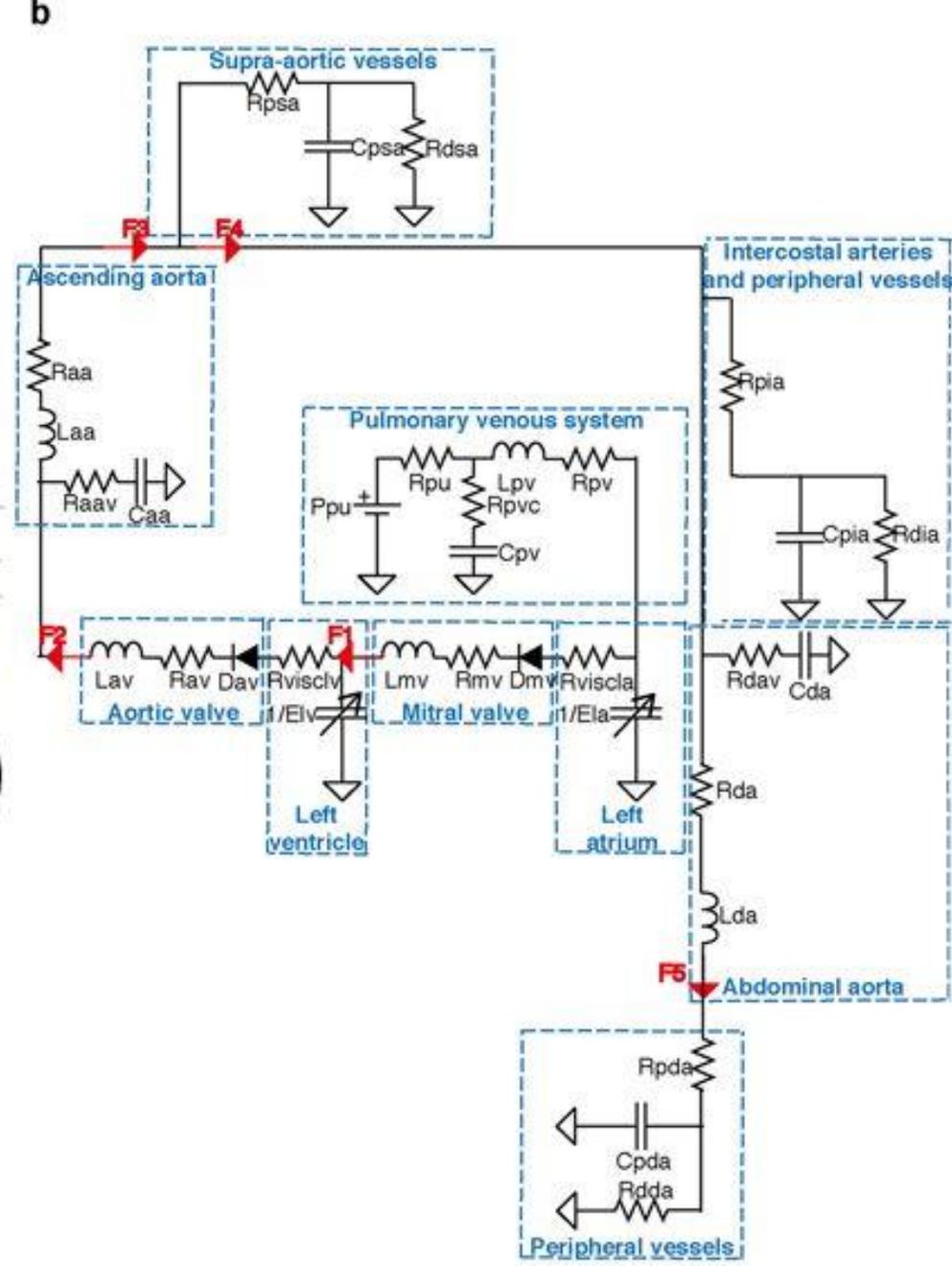
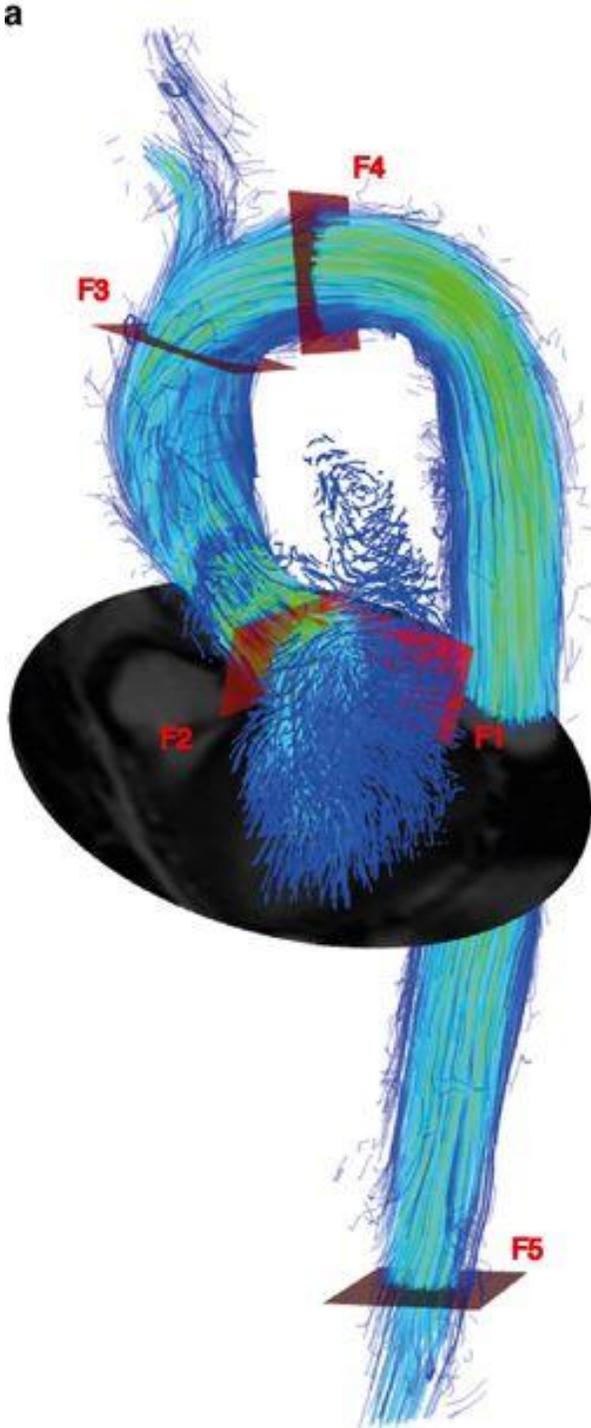


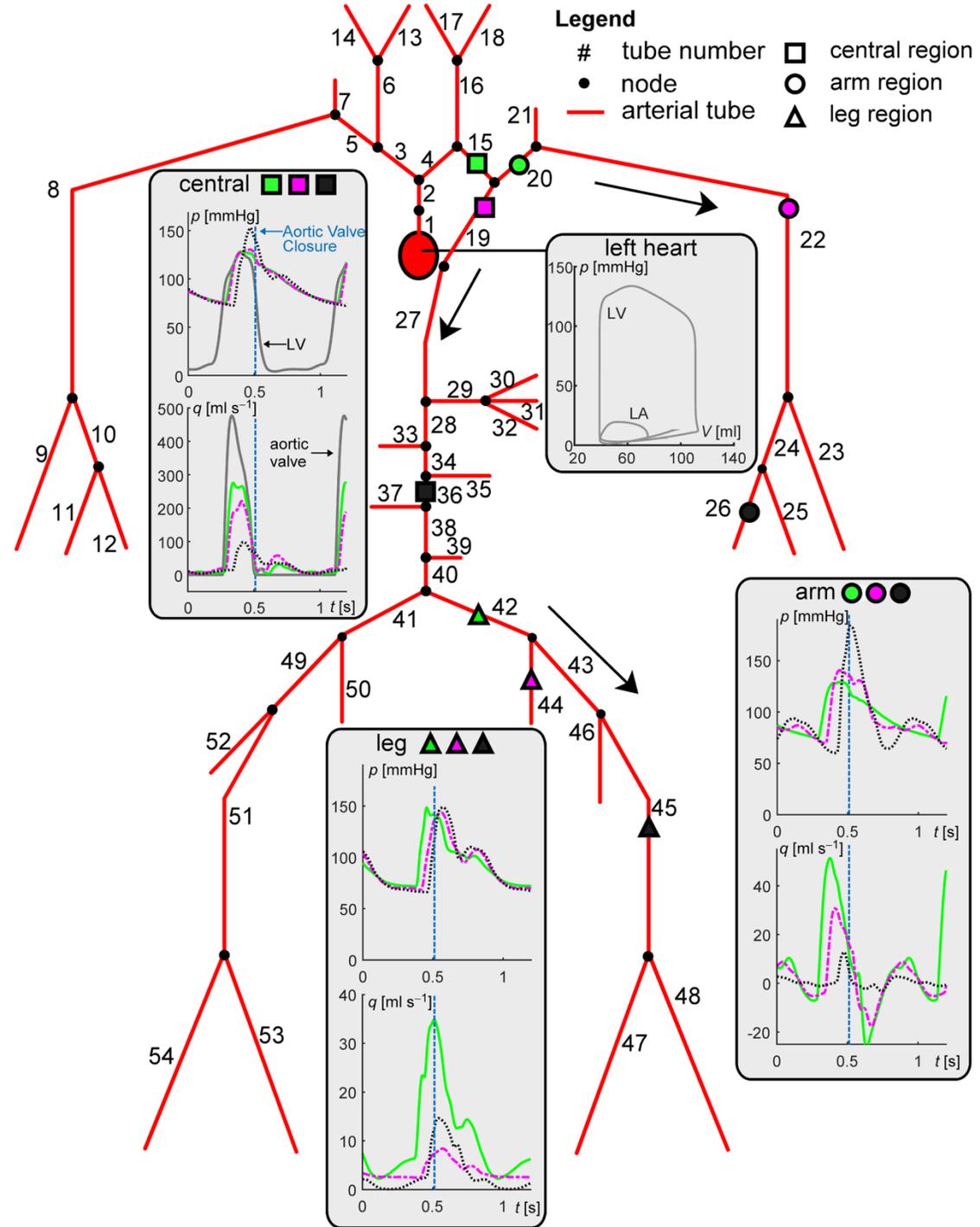
$$P_{DIA}(t) = P_{fs} \left(e^{-\frac{t}{C_A R_P}} \right)$$

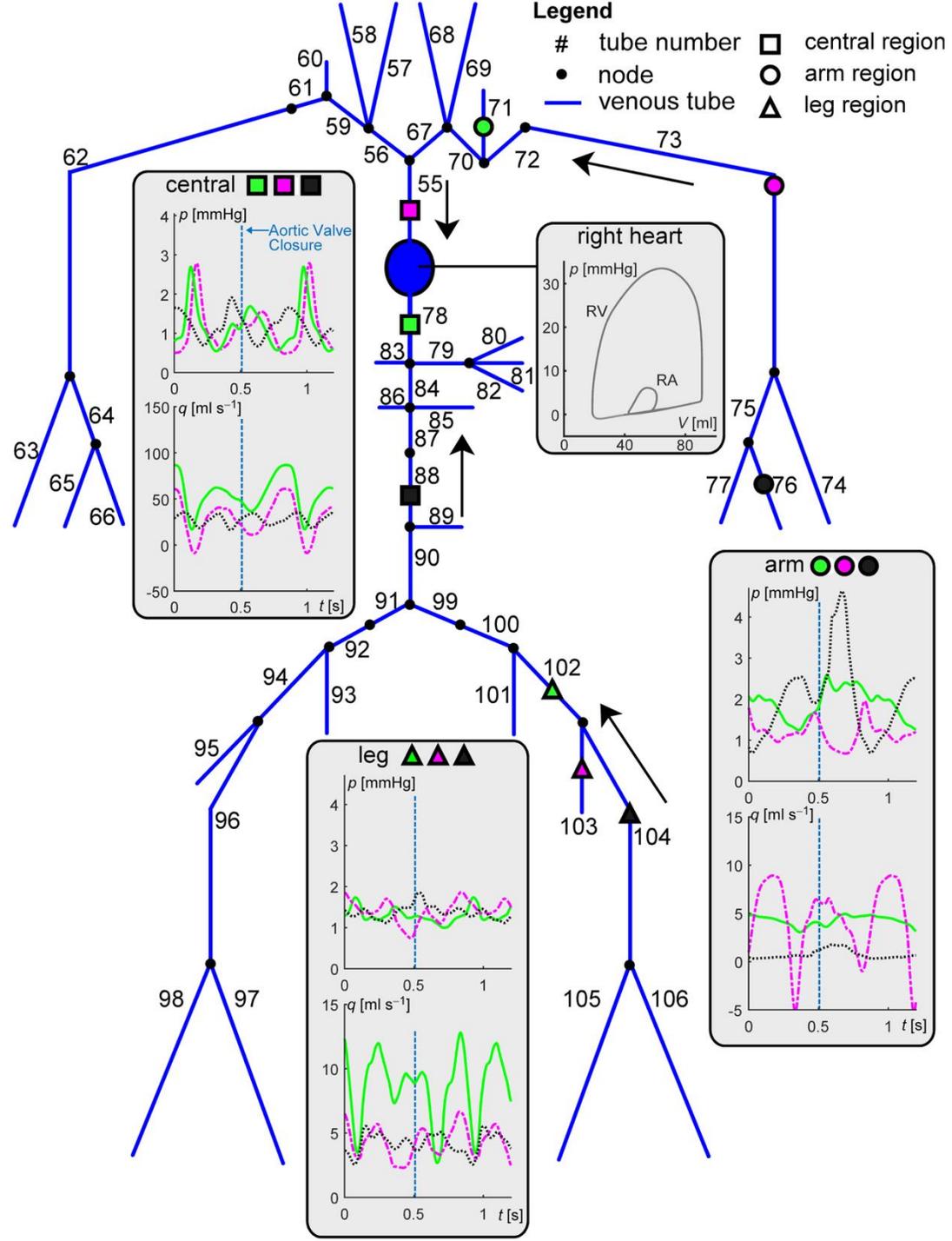












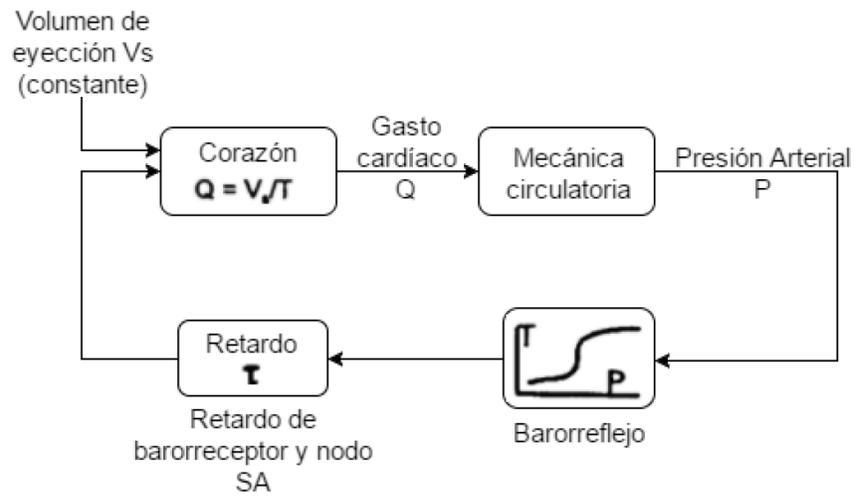


Figura 1: Diagrama en bloques que representa el modelo de variabilidad cardiovascular con un sólo bucle de realimentación.

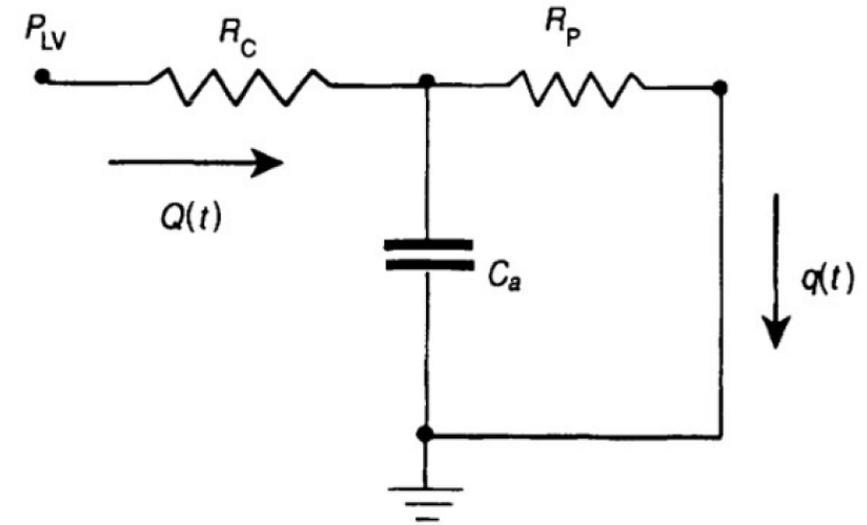
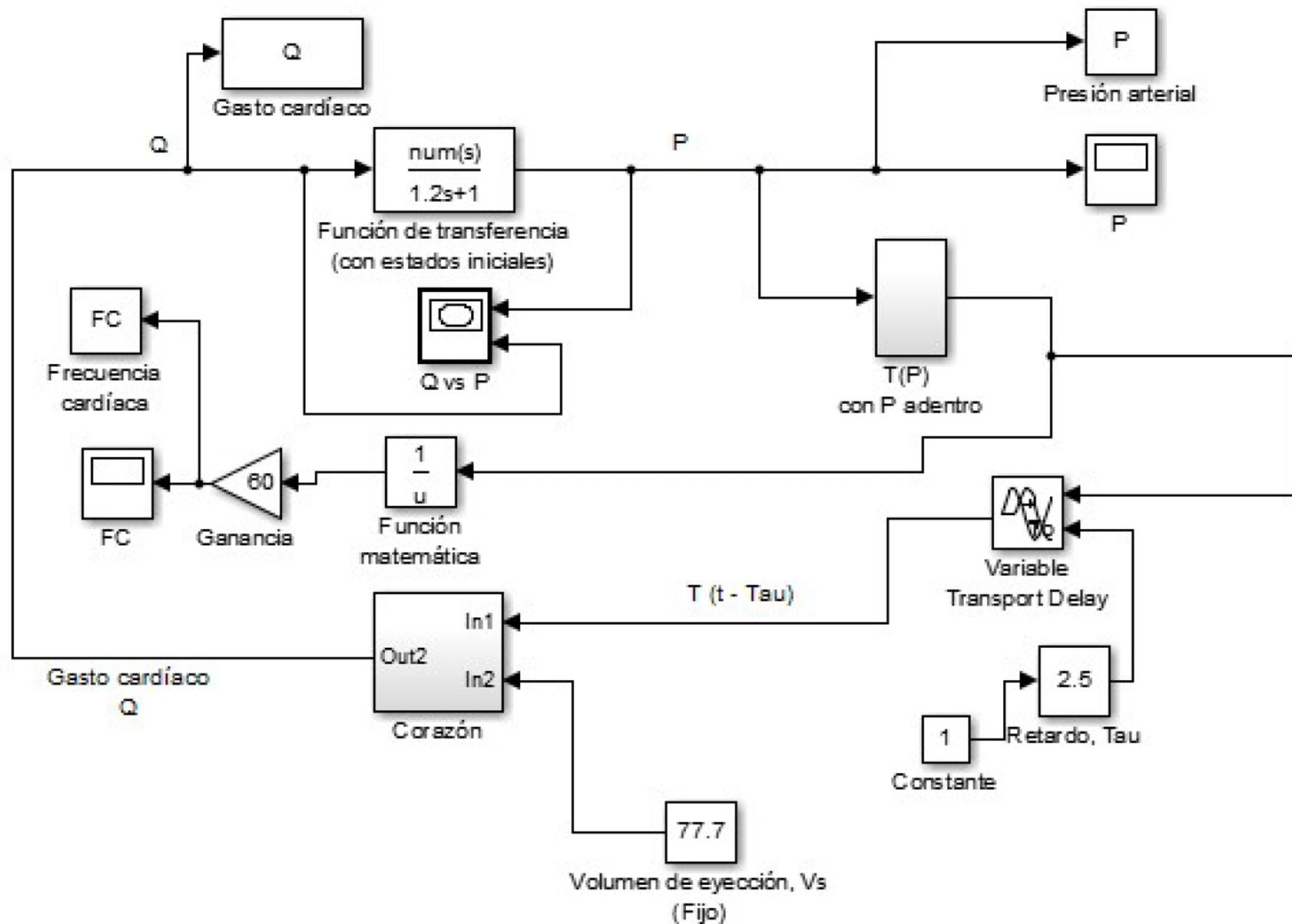
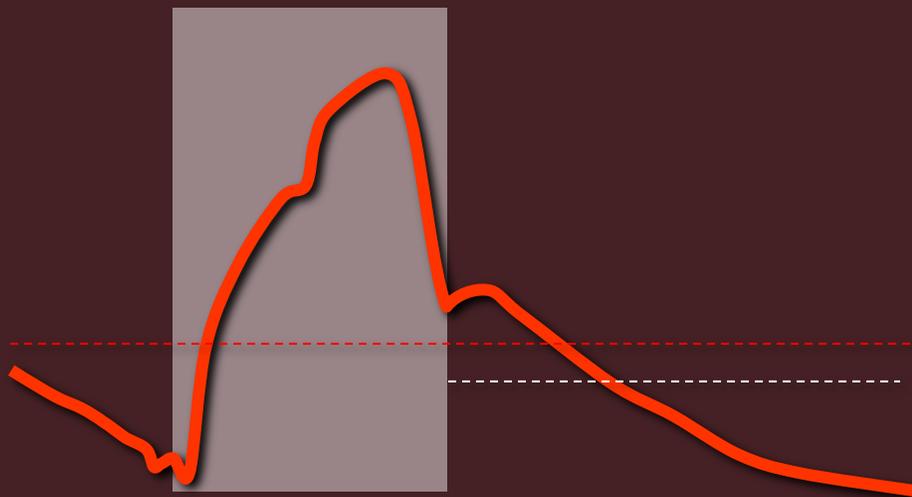


Figura 2: Análogo eléctrico del sistema cardiovascular. P_{LV} = presión de ventrículo izquierdo. [2]

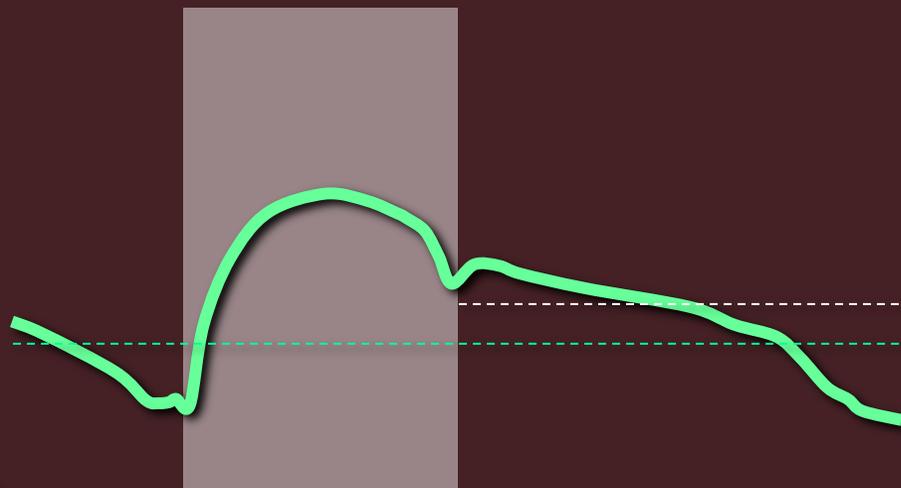


LA ONDA REFLEJADA

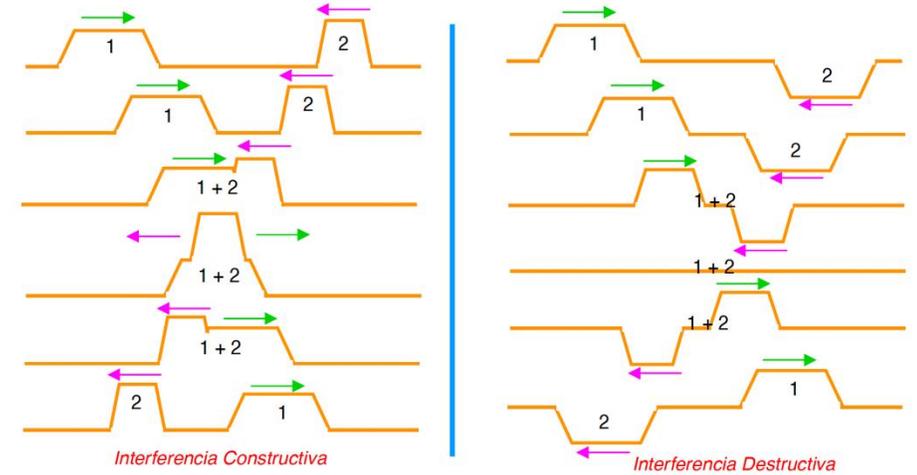
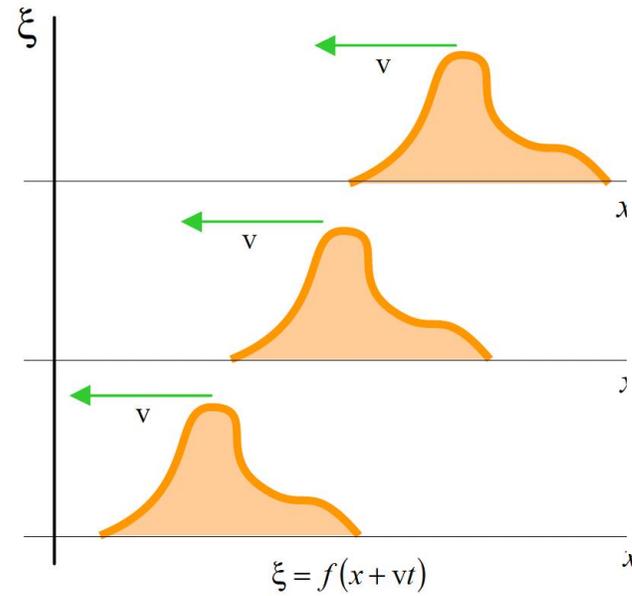
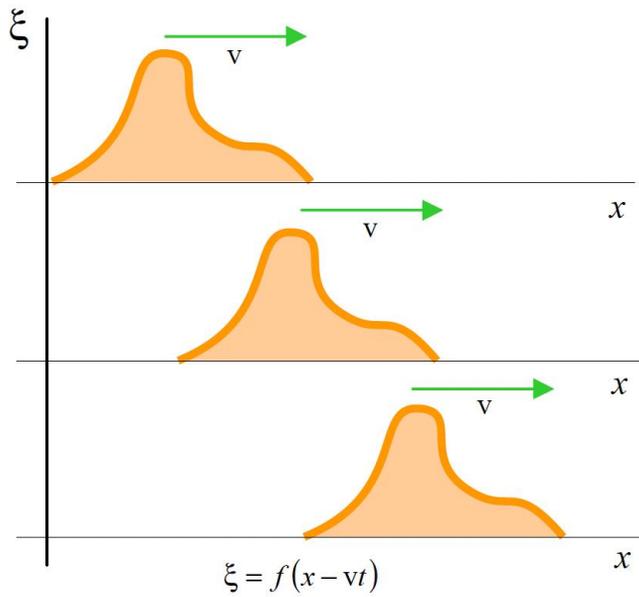
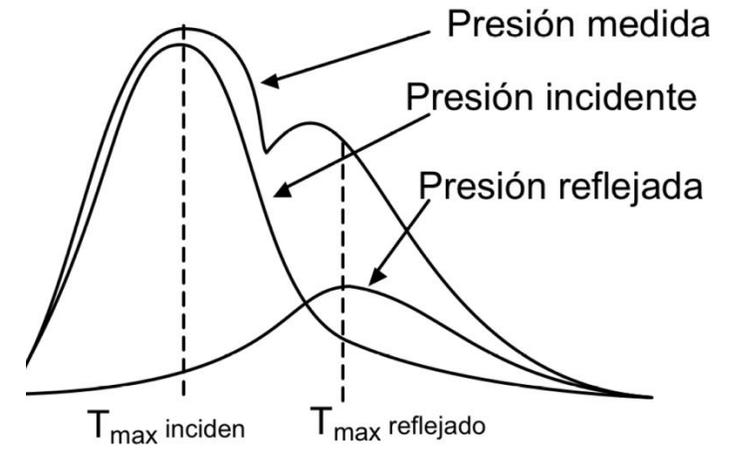
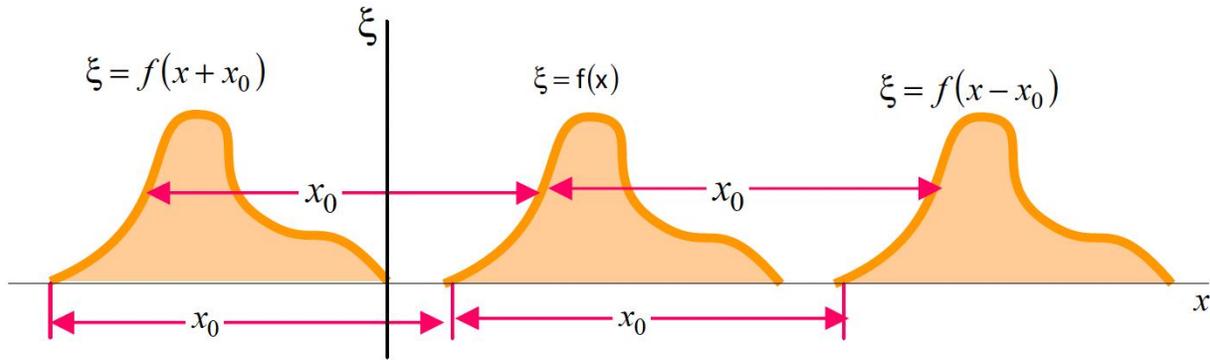
Tipo A (aged)



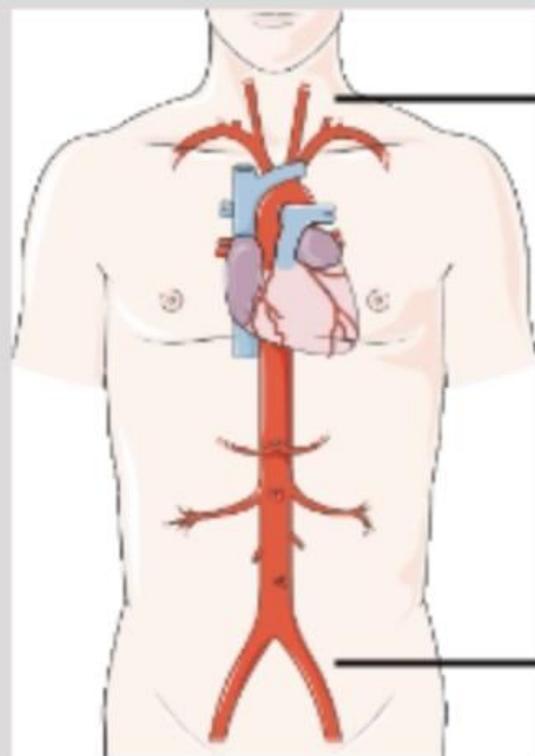
Tipo C (child)



$$\xi = f(x + x_0)$$



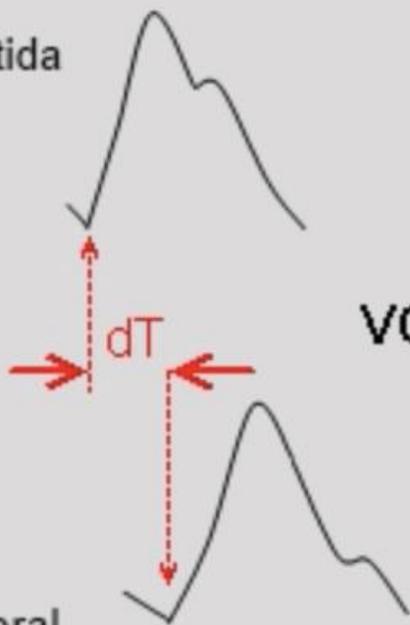
VELOCIDAD DE ONDA DE PULSO (VOP)



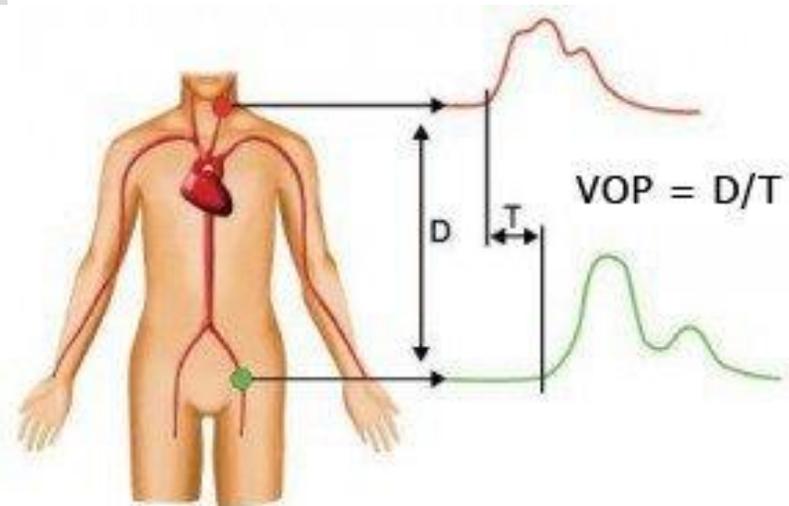
$P_{\text{carótida}}$

distancia

P_{femoral}

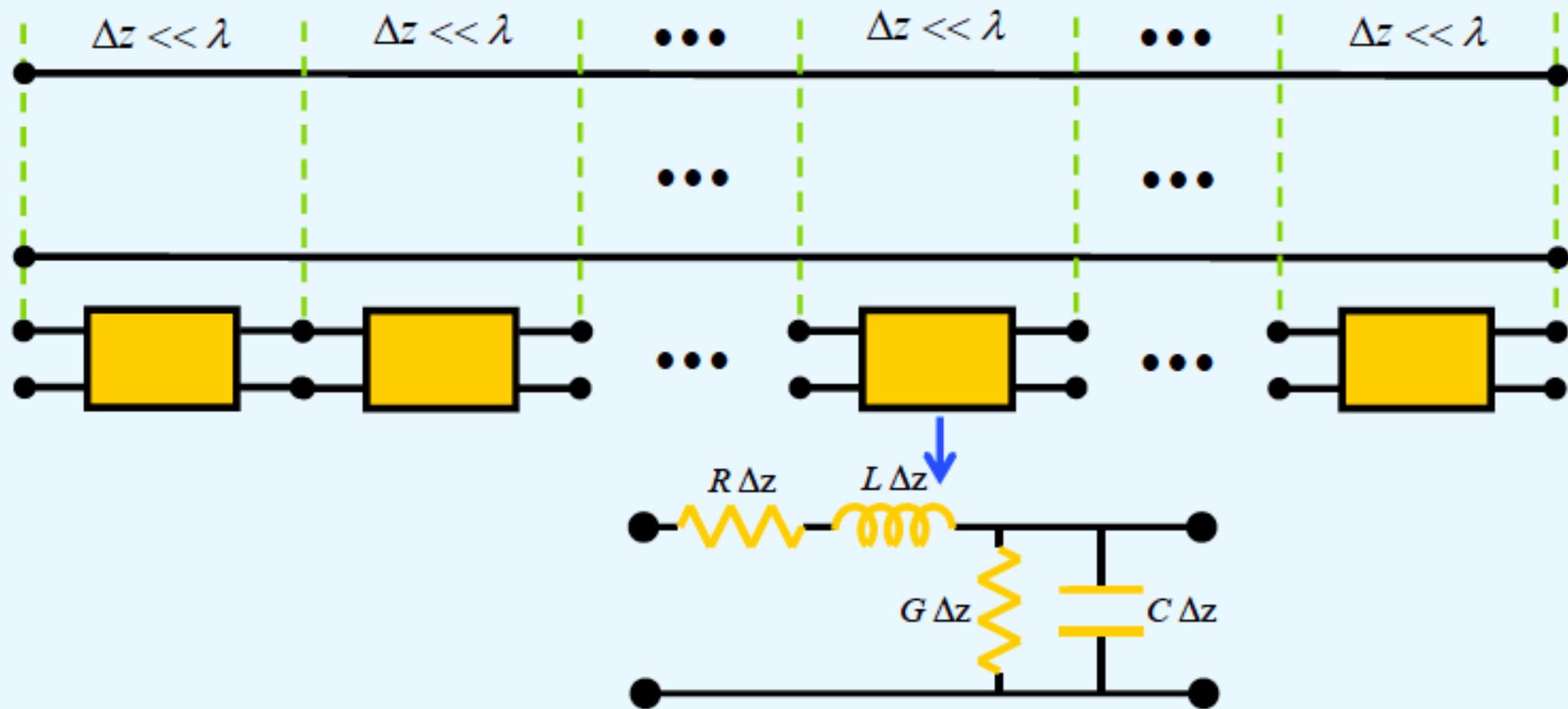


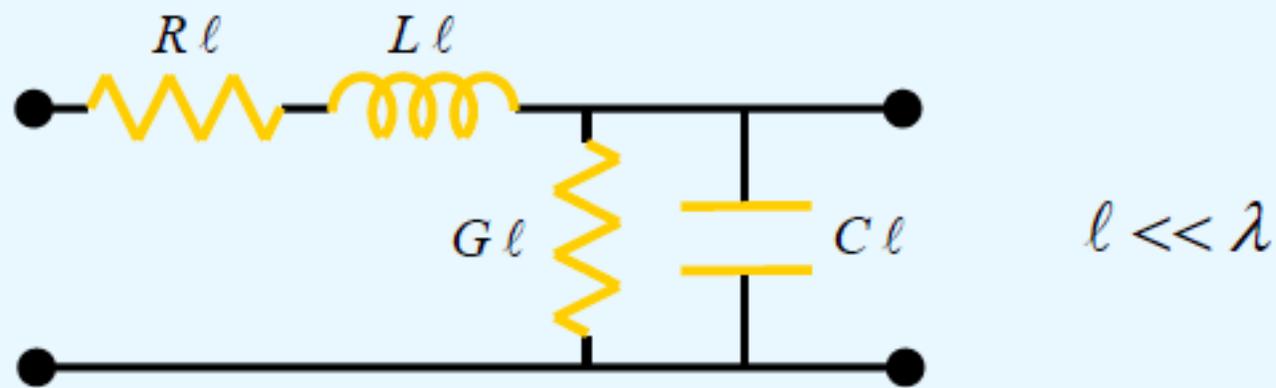
$$VOP = \frac{\text{distancia}}{dT}$$



$$VOP = D/T$$

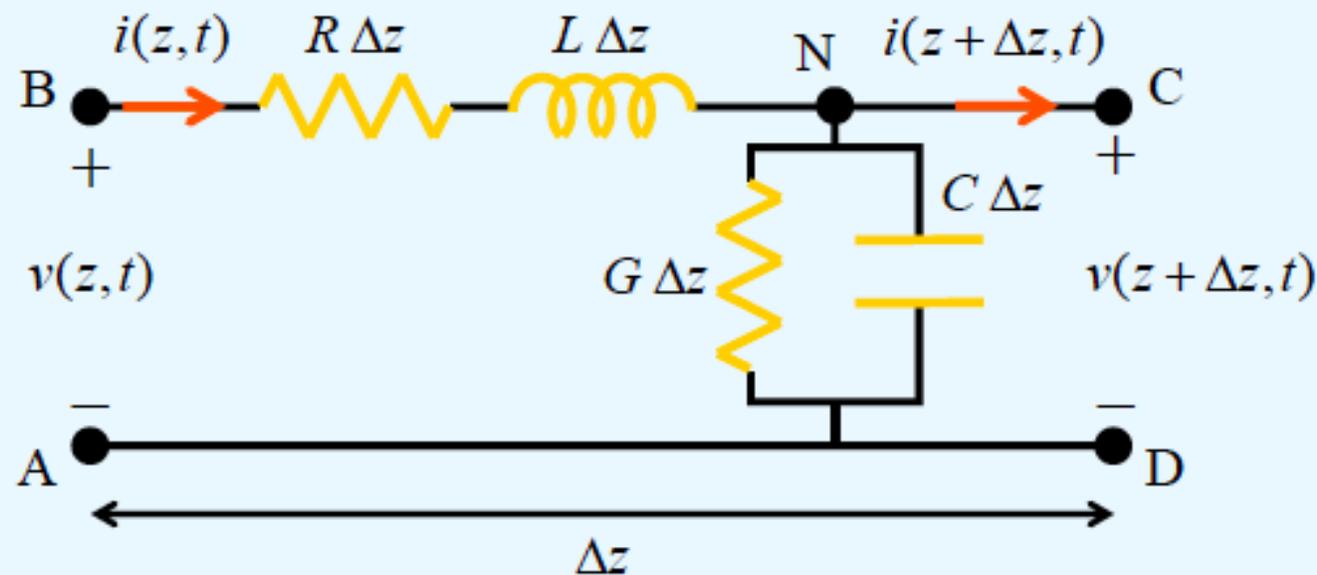
- Los efectos propagativos pueden, hasta cierto punto, modelarse mediante circuitos equivalentes
- En el caso de una línea de transmisión, se puede dividir en secciones de longitud $\Delta z \ll \lambda$ y sustituir cada sección por su circuito equivalente





- R es una resistencia por unidad de longitud que da cuenta de las pérdidas en los conductores [Ohm/m]
- G es una conductancia por unidad de longitud que da cuenta de las pérdidas en el dieléctrico [S/m]
- Este modelo es válido para cualquier línea de transmisión de 2 conductores siempre que se verifique $l \ll \lambda$
- Los parámetros R, L, C, G se denominan PARAMETROS PRIMARIOS de la línea. Su valor depende de la geometría y de los materiales de cada tipo de línea.

- Consideramos una longitud diferencial Δz de línea de transmisión



- Aplicamos la KVL en la malla ABCD:

$$-v(z,t) + R\Delta z i(z,t) + L\Delta z \frac{\partial i(z,t)}{\partial t} + v(z+\Delta z,t) = 0$$

de donde:

$$-\frac{v(z+\Delta z,t) - v(z,t)}{\Delta z} = Ri(z,t) + L \frac{\partial i(z,t)}{\partial t}$$

- En el límite cuando $\Delta z \rightarrow 0$ resulta:

$$-\frac{\partial v(z,t)}{\partial z} = Ri(z,t) + L\frac{\partial i(z,t)}{\partial t}$$

- Aplicamos la KCL en el nudo N:

$$i(z,t) - G\Delta z v(z + \Delta z, t) - C\Delta z \frac{\partial v(z + \Delta z, t)}{\partial t} - i(z + \Delta z, t) = 0$$

- Reorganizando los términos

$$i(z + \Delta z, t) - i(z,t) = G\Delta z v(z + \Delta z, t) + C\Delta z \frac{\partial v(z + \Delta z, t)}{\partial t}$$

- Dividiendo por Δz y haciendo el límite cuando $\Delta z \rightarrow 0$ resulta:

$$-\frac{\partial i(z,t)}{\partial z} = Gv(z,t) + C\frac{\partial v(z,t)}{\partial t}$$

- Hemos obtenido un par de ecs. diferenciales en derivadas parciales de primer orden:

$$\begin{aligned} -\frac{\partial v(z,t)}{\partial z} &= Ri(z,t) + L \frac{\partial i(z,t)}{\partial t} \\ -\frac{\partial i(z,t)}{\partial z} &= Gv(z,t) + C \frac{\partial v(z,t)}{\partial t} \end{aligned}$$

Ecs. generales de la línea de transmisión
(Ecs. del Telegrafista)

- Estas ecs. gobiernan la evolución de la tensión y la corriente en la línea de transmisión en función del espacio (z) y del tiempo (t)
- Antes de buscar la solución para v e i eliminaremos una de las 2 variables, lo cual nos conducirá a una ec. de segundo grado

- Eliminando la corriente resulta

$$\frac{\partial^2 v}{\partial z^2} = RGv + (LG + RC) \frac{\partial v}{\partial t} + LC \frac{\partial^2 v}{\partial t^2}$$

Ec. de Ondas para la Tensión

- Alternativamente, si eliminamos la tensión se obtiene

$$\frac{\partial^2 i}{\partial z^2} = RGi + (LG + RC) \frac{\partial i}{\partial t} + LC \frac{\partial^2 i}{\partial t^2}$$

$$\frac{\partial^2 v}{\partial z^2} = RGv + (LG + RC) \frac{\partial v}{\partial t} + LC \frac{\partial^2 v}{\partial t^2} \quad \Rightarrow \quad \boxed{\frac{\partial^2 v}{\partial z^2} = LC \frac{\partial^2 v}{\partial t^2}}$$

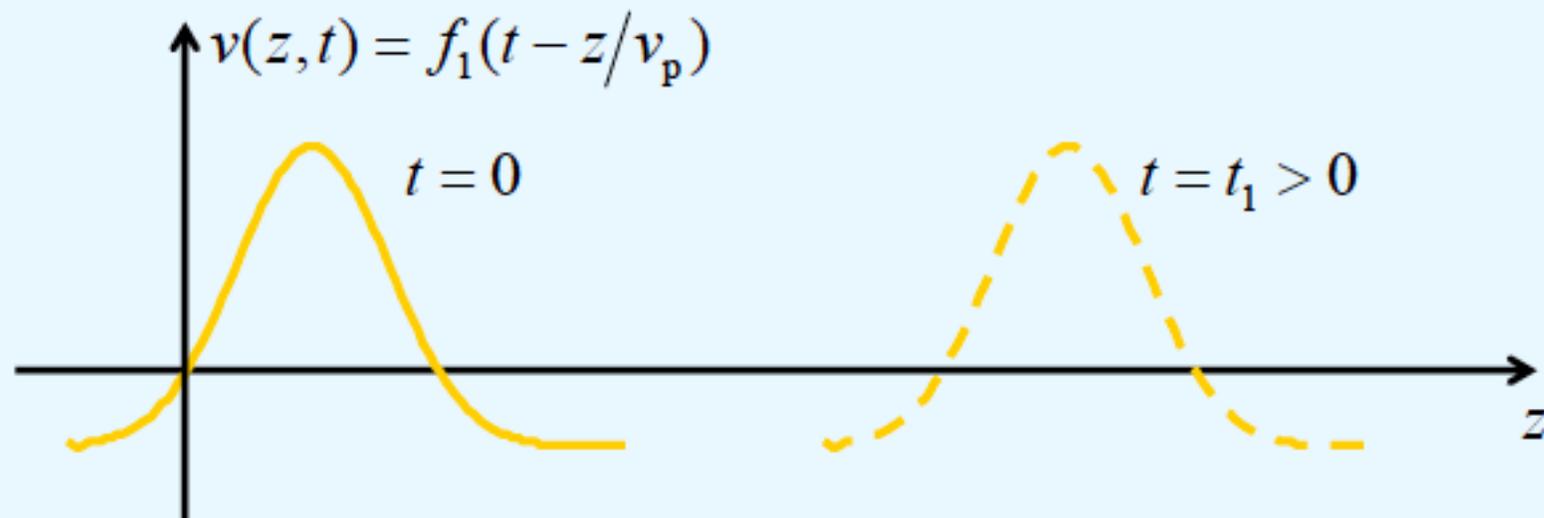
$R = 0,$
 $G = 0$

- Las soluciones de la ec. de ondas sin pérdidas son de la forma:

$$\boxed{v(z, t) = f_1(t - z/v_p) + f_2(t + z/v_p)}$$

- donde v_p es una cte (velocidad de fase)
- Las expresiones " $t - z/v_p$ " y " $t + z/v_p$ " son los argumentos de las funciones f_1 y f_2 .
- Tanto f_1 como f_2 pueden ser cualquier tipo de función.

- La solución de argumento $t - z/v_p$ representa una forma de onda que se propaga según $z > 0$



- Análogamente, la solución de argumento $t + z/v_p$ se propaga según $z < 0$.

- Partimos de las ecs. del Telegrafista con pérdidas en el dominio del tiempo

$$-\frac{\partial v}{\partial z} = Ri + L \frac{\partial i}{\partial t} \qquad -\frac{\partial i}{\partial z} = Gv + C \frac{\partial v}{\partial t}$$

- Pasamos al dominio de la frecuencia haciendo las transformaciones:

$$v(z,t) \leftrightarrow V(z) \in \mathbb{C} \qquad i(z,t) \leftrightarrow I(z) \in \mathbb{C} \qquad \frac{\partial}{\partial t} \leftrightarrow j\omega$$

- Se obtiene:

$$\frac{dV}{dz} = -(R + j\omega L)I$$

$$\frac{dI}{dz} = -(G + j\omega C)V$$

Ecs. del Telegrafista en el dominio de la frecuencia

- Para la ec. de ondas con pérdidas en el dominio del tiempo

$$\frac{\partial^2 v}{\partial z^2} = RGv + (LG + RC) \frac{\partial v}{\partial t} + LC \frac{\partial^2 v}{\partial t^2}$$

- Procedemos análogamente. El resultado es:

$$\frac{d^2 V}{dz^2} = RGV + j\omega(LG + RC)V - \omega^2 LCV$$

- Agrupando términos

$$\frac{d^2 V}{dz^2} = \gamma^2 V$$

Ec. de ondas en el dominio
de la frecuencia

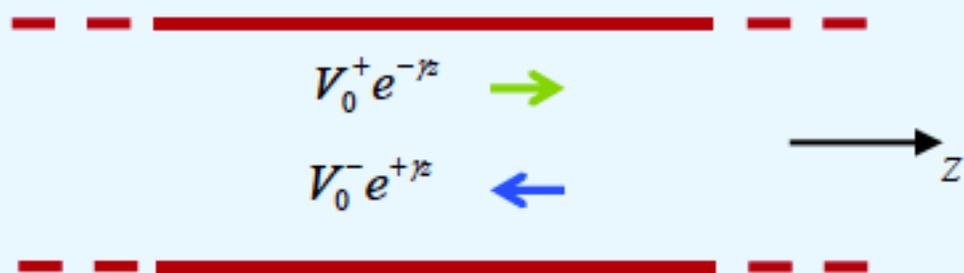
- donde γ es la constante de propagación dada por

$$\gamma^2 = (R + j\omega L)(G + j\omega C) \quad \gamma \in \mathbb{C}$$

- La solución de la ec. de ondas para la tensión es:

$$V(z) = V_0^+ e^{-\gamma z} + V_0^- e^{+\gamma z} \quad \text{con } V_0^+, V_0^- \in \mathbb{C}$$

- La solución $V_0^+ e^{-\gamma z}$ representa una onda que se propaga según $z > 0$
- Mientras que la solución $V_0^- e^{+\gamma z}$ representa una onda que se propaga según $z < 0$



$$\gamma = \alpha + j\beta, \quad \alpha, \beta \in \mathbb{R} \quad \begin{cases} \alpha : \text{cte de atenuación [Np/m]} \\ \beta : \text{cte de fase [rad/m]} \end{cases}$$

- Para obtener la corriente sustituimos esta solución en las ecs. del Telegrafista

$$\frac{dV(z)}{dz} = -(R + j\omega L)I(z) \Rightarrow \gamma(V_0^+ e^{-\gamma z} - V_0^- e^{+\gamma z}) = (R + j\omega L)I(z)$$

- Despejando $I(z)$:

$$I(z) = I_0^+ e^{-\gamma z} + I_0^- e^{+\gamma z} \quad \text{con} \quad I_0^\pm = \frac{\pm \gamma}{R + j\omega L} V_0^\pm$$

- La impedancia característica de la línea viene dada por:

$$Z_0 = \frac{V_0^+}{I_0^+} = -\frac{V_0^-}{I_0^-}$$

- resulta

$$Z_0 = \sqrt{\frac{R + j\omega L}{G + j\omega C}} \quad Z_0 \in \mathbb{C}$$

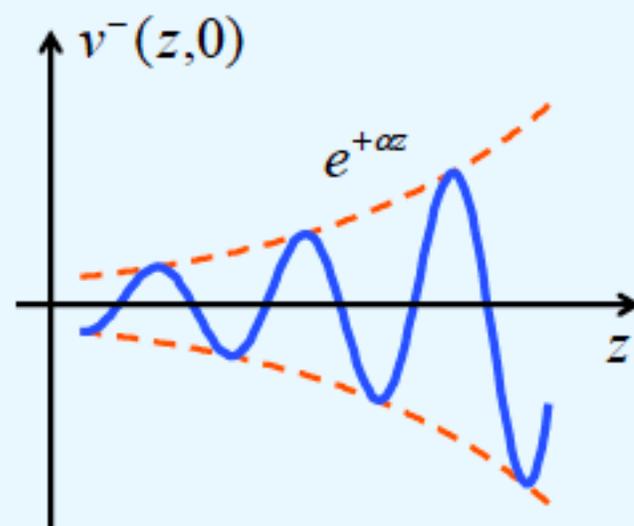
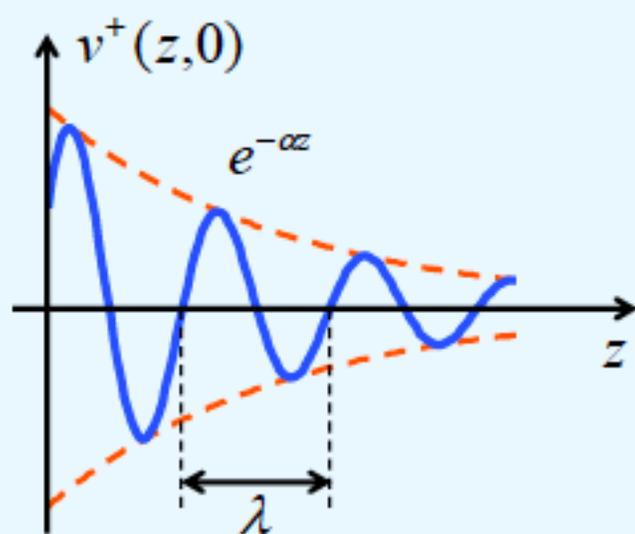
- Ondas de tensión y de corriente (dominio del tiempo):

$$v(z,t) = \text{Re}[V(z)e^{j\omega t}] = \text{Re}[(V_0^+ e^{-\gamma z} + V_0^- e^{+\gamma z})e^{j\omega t}]$$

$$V_0^\pm = |V_0^\pm| e^{j\phi^\pm}$$

- Operando:

$$v(z,t) = \underbrace{|V_0^+| e^{-\alpha z} \cos(\omega t - \beta z + \phi^+)}_{v^+(z,t)} + \underbrace{|V_0^-| e^{+\alpha z} \cos(\omega t + \beta z + \phi^-)}_{v^-(z,t)}$$



- Solución general para una línea de transmisión (RESUMEN):

- Ondas de tensión y de corriente (dominio de la frecuencia):

$$V(z) = V_0^+ e^{-\gamma z} + V_0^- e^{+\gamma z} \qquad I(z) = \frac{V_0^+}{Z_0} e^{-\gamma z} - \frac{V_0^-}{Z_0} e^{+\gamma z}$$

- En general V_0^+ , V_0^- , γ , $Z_0 \in \mathbb{C}$ y son función de la frecuencia

- Constante de propagación: $\gamma = \alpha + j\beta = \sqrt{(R + j\omega L)(G + j\omega C)}$

- donde α es la cte de atenuación y β la cte de fase

- Impedancia característica: $Z_0 = \sqrt{\frac{R + j\omega L}{G + j\omega C}}$

- Longitud de onda: $\lambda = 2\pi / \beta$

- Velocidad de fase: $v_p = \omega / \beta$

- En general, es función de la frecuencia



Contenido: SANGRE

Figure 1. Laminar Flow

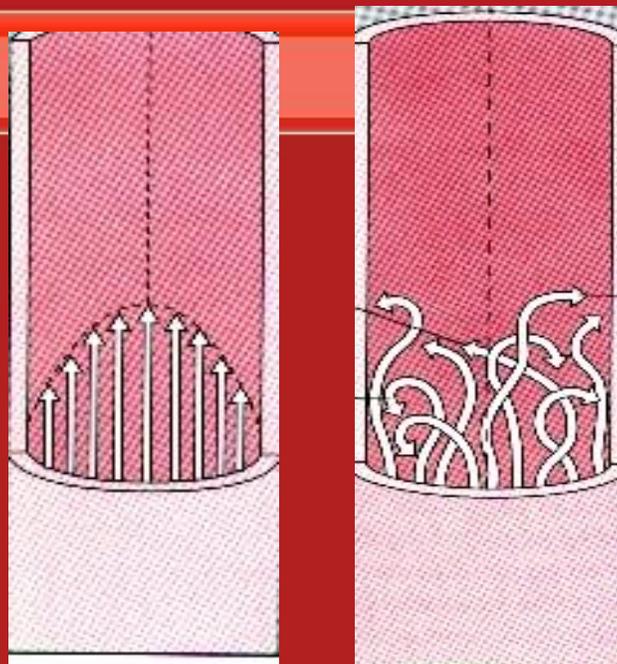
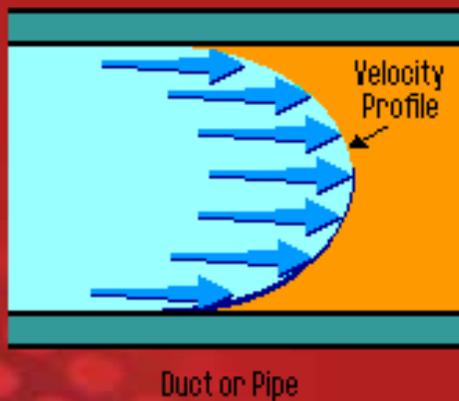
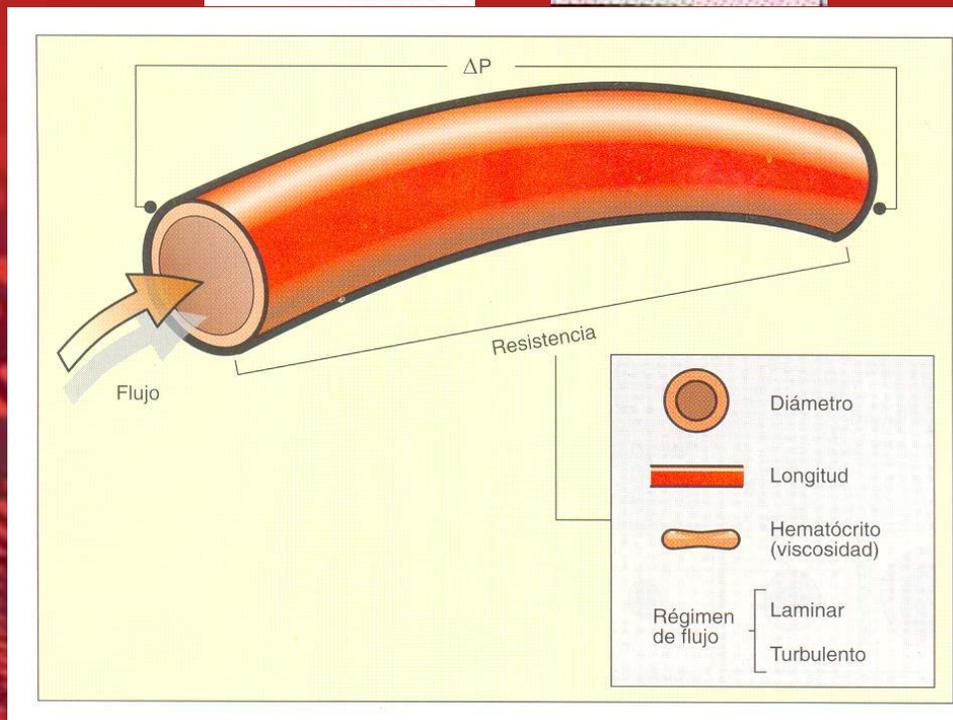
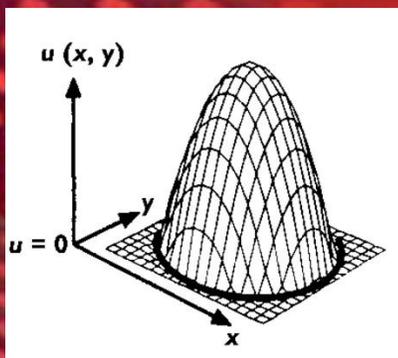
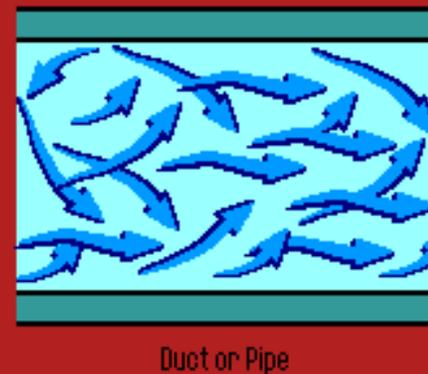
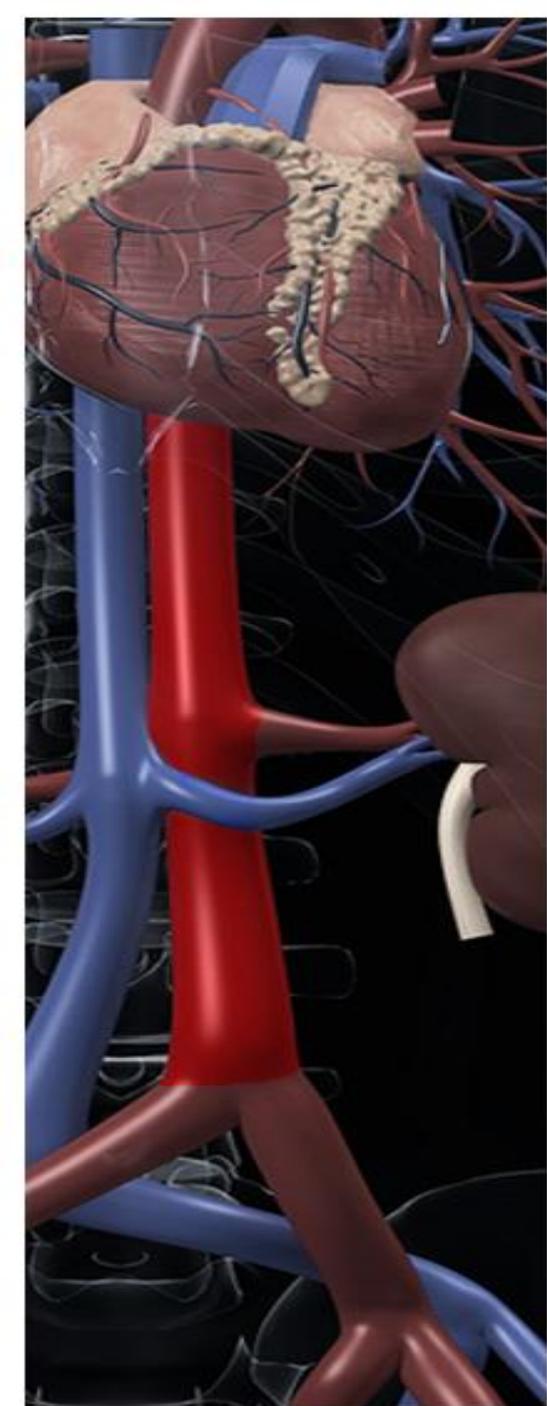
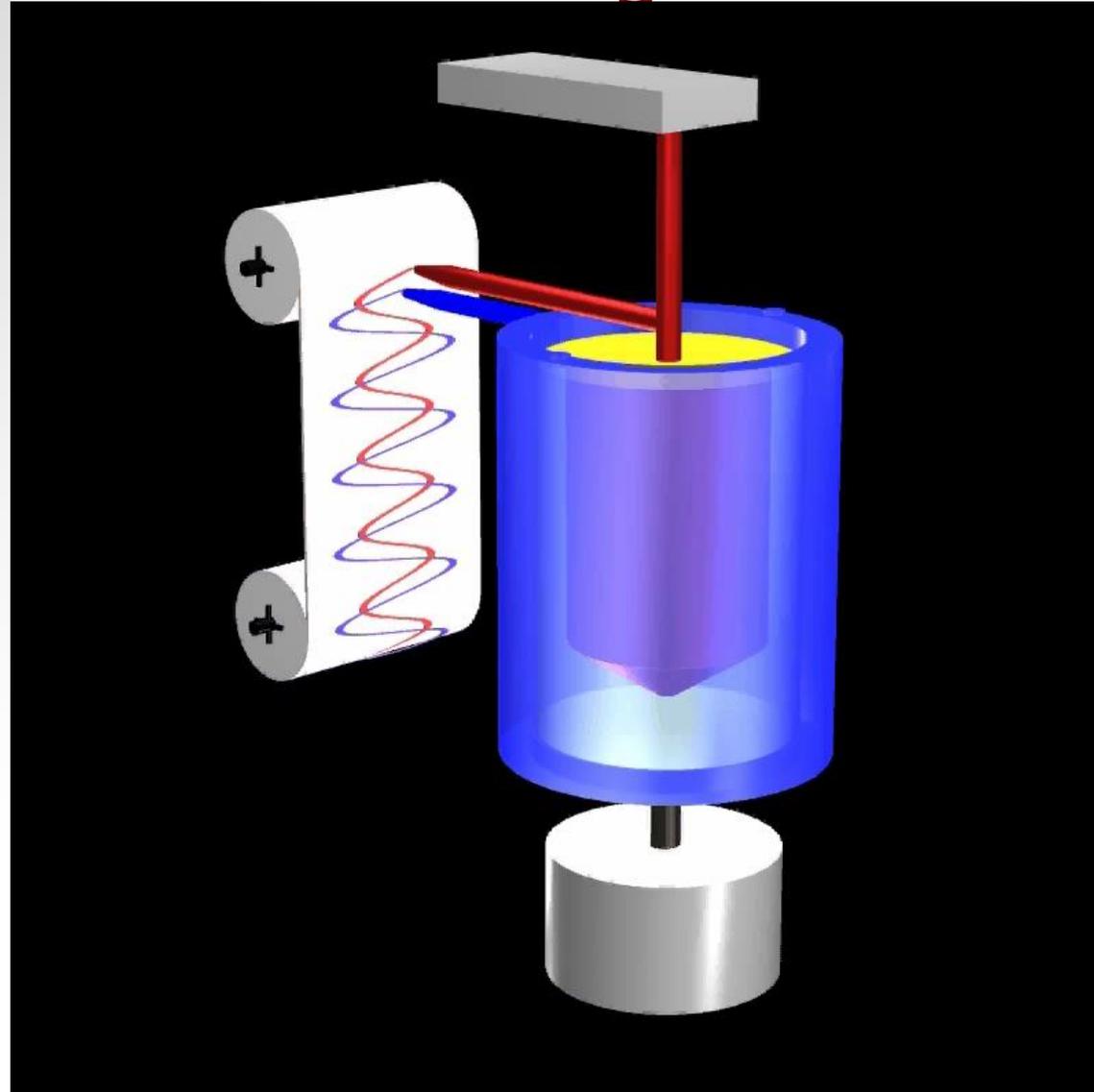


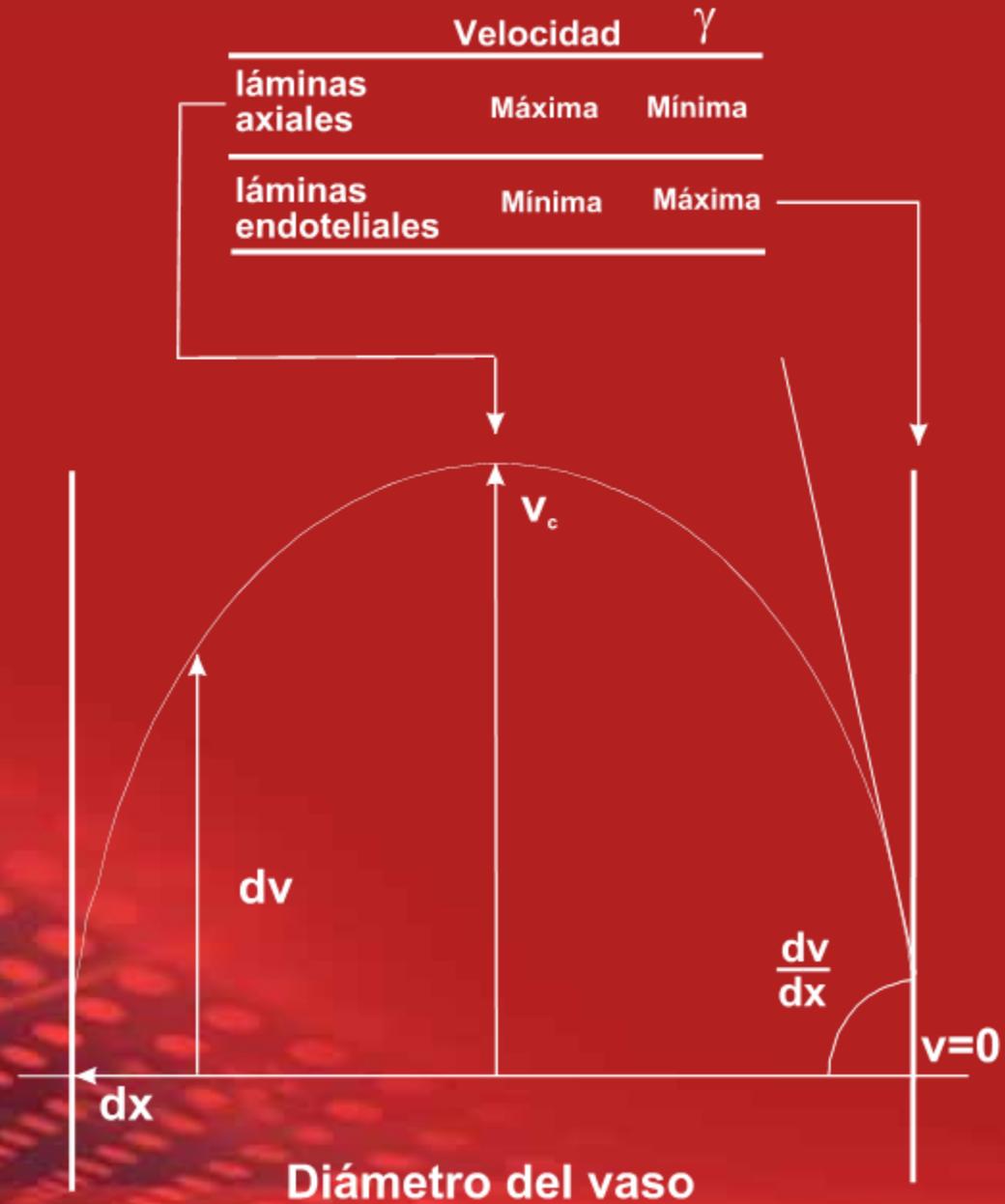
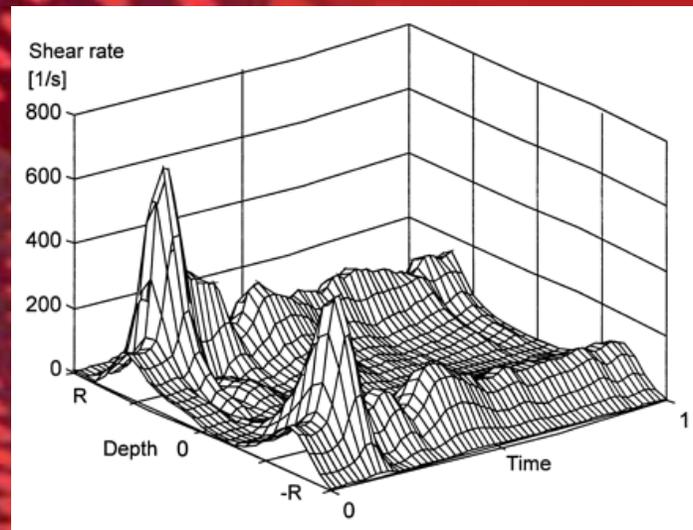
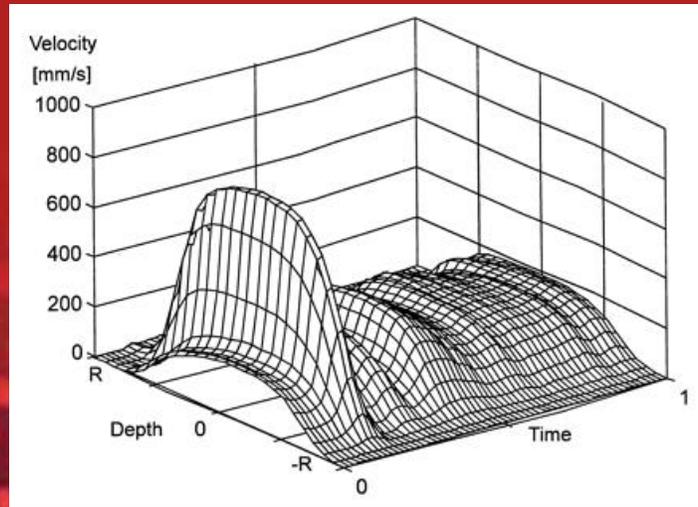
Figure 2. Turbulent Flow



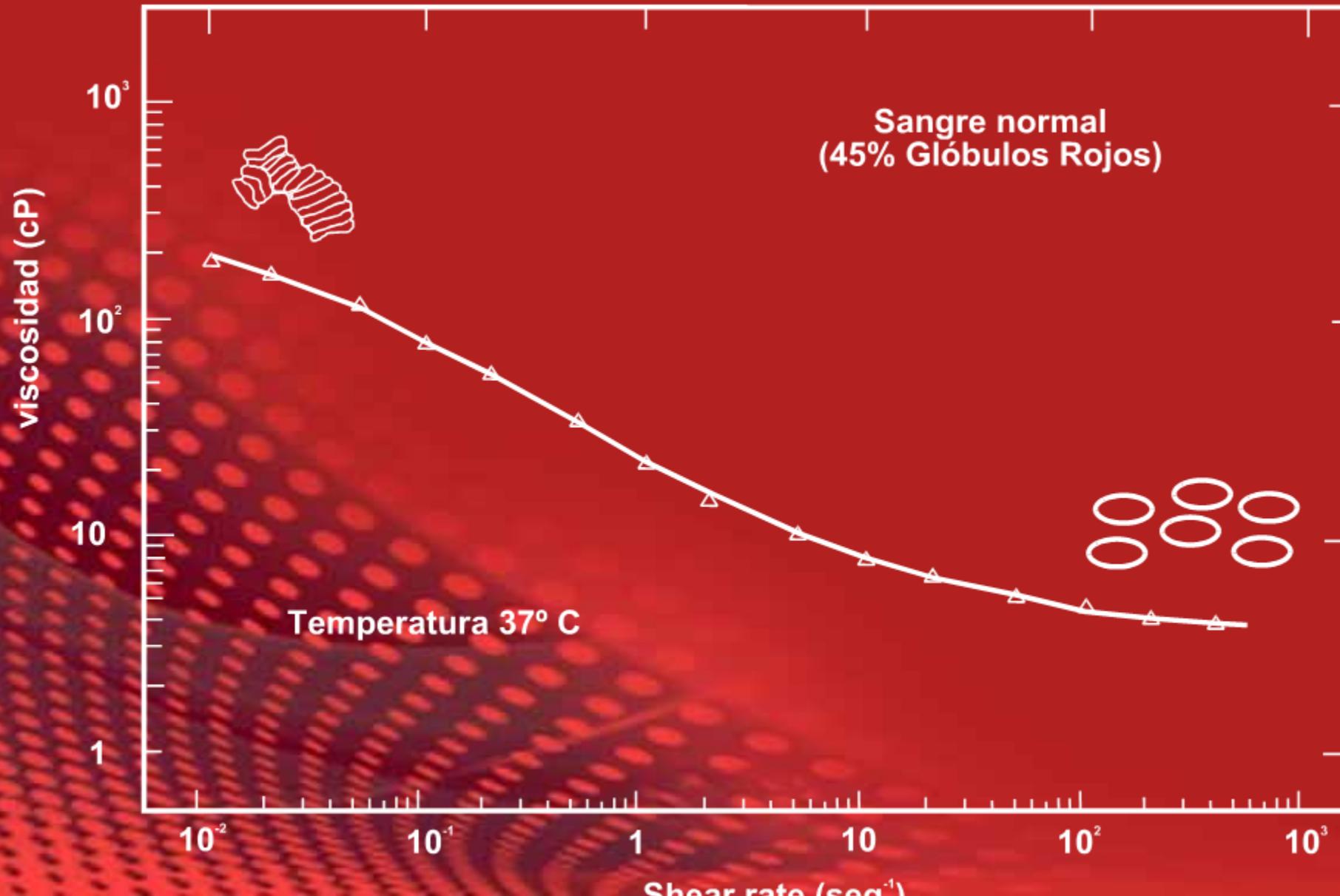
Bio Reología



Cizallamiento



Viscosidad y cizallamiento



Resistencia periférica



La disipación de la energía está generalmente asociada a fenómenos viscosos y por lo tanto a la disipación de calor por fricción. En el caso de sistema arterial la resistencia está concentrada en el lecho arteriolo-capilar y dos magnitudes físicas tienen una acción destacada sobre ella: la viscosidad de la sangre y la dimensión de los vasos

- Introducción
- El modelo WK₂
- Inconsistencias WK₂
- El modelo WK₃
- Aspectos Clínicos
- MATLAB
- ACTIVIDAD PRÁCTICA

Modelo Windkessel de 2 Elementos

Determinación experimental de R_p:

Debido a que en régimen permanente no se desarrollan variaciones de $P_{AO}(t)$, la ecuación diferencial puede reducirse a:

$$Q_{VI} = \frac{P_{AO} - P_{\infty}}{R_P}$$

Consecuentemente, la resistencia periférica puede ser obtenida a partir de las **componentes estables** de P_{AO} y Q_{VI} , es decir, **utilizando sus valores medios**:

$$R_P = \frac{\overline{P_{AO}} - P_{\infty}}{Q_{VI}}$$

- Introducción
- El modelo WK₂
- Inconsistencias WK₂
- El modelo WK₃
- Aspectos Clínicos
- MATLAB
- ACTIVIDAD PRÁCTICA

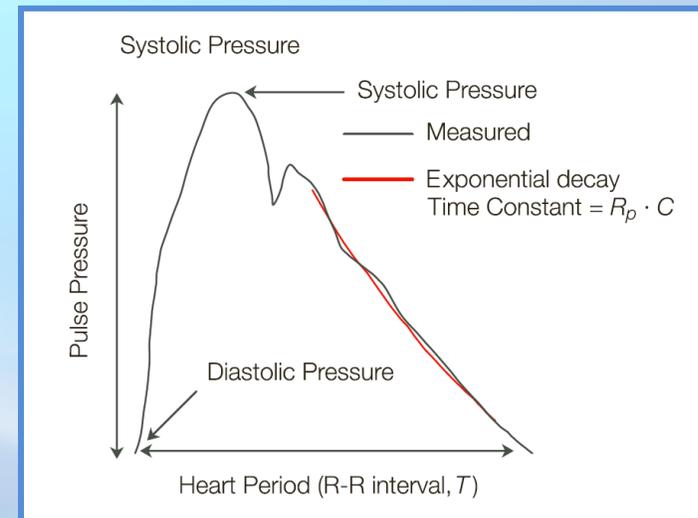
Modelo Windkessel de 2 Elementos

Determinación experimental de C_A:

Obtenida R_p , la compliance sistémica puede derivarse del valor del constante de decaimiento $\tau = C_A R_p$. Para obtenerla, debe efectuarse un **ajuste exponencial** (no lineal) de la presión aórtica.

$$P_{DIA}(t) = P_{fs} e^{-\frac{t}{\tau}}$$

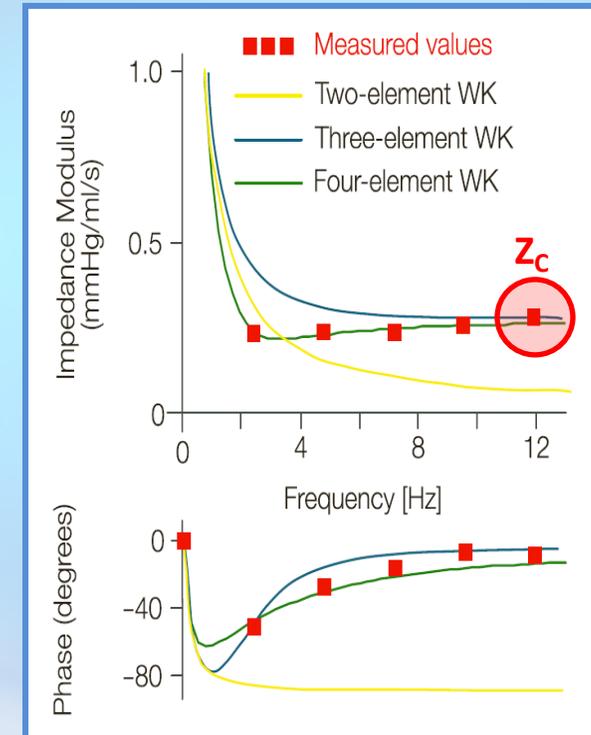
El ajuste puede tener inicio **tiempo después** del cierre de la válvula aórtica (10% del ciclo) aunque se considera adecuado **el último tercio de la diástole** (libre de reflexiones)



- Introducción
- El modelo WK2
- Inconsistencias WK₂
- El modelo WK₃
- Aspectos Clínicos
- MATLAB
- ACTIVIDAD PRÁCTICA

Inconsistencias del modelo WK2

- El modelo WK_2 acusa deficiencias en ***ajuste de la fase sistólica***.
- No pueden evaluarse fenómenos relacionados con el ***propagación o reflexión de ondas***
- El modelo no es representativo del comportamiento medido en términos de ***impedancia arterial (Z_{in})***. Esta última establece la relación presión-flujo medida en la aorta proximal ($Z_{in}(f) = P_A(f) / Q_A(f)$) en el ***dominio frecuencial***

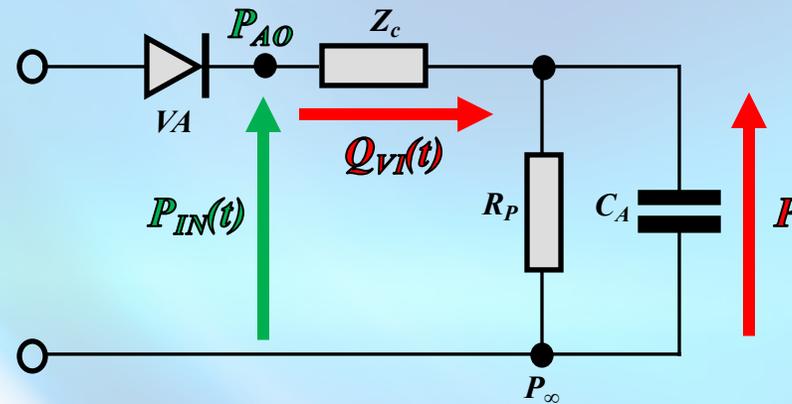


FISIOLOGIA CUANTITATIVA

UNIDAD 5 – MODELO WINDKESSEL

Introducción
El modelo WK2
Inconsistencias WK₂
El modelo WK₃
Aspectos Clínicos
MATLAB
ACTIVIDAD PRÁCTICA

Modelo Windkessel de 3 Elementos



Parámetros constitutivos

VA: Válvula aórtica
 R_P : Resistencia Periférica
 C_A : Compliance Arterial Sistémica
 Z_C : Impedancia de la Aorta Proximal

La introducción de Z_C (impedancia característica) mejora el comportamiento de Z_{in} en altas frecuencias. En los mamíferos es del 5% al 7% de R_P

- P_{AO} : Presión **Aórtica**
- Q_{VI} : Flujo **Ventricular izquierdo**

$$Z_{IN}(\omega) = \frac{P_{AO}(\omega) - P_{\infty}}{Q_{VI}(\omega)} = Z_C + \frac{R_P}{1 + j\omega R_P C_A}$$

$$(P_{AO} - P_{\infty}) + R_A C_A \frac{dP_{AO}}{dt} = (R_P + Z_C) Q_{VI} + Z_C R_P C_A \frac{dQ_{VI}}{dt}$$

FISIOLOGIA CUANTITATIVA

UNIDAD 5 – MODELO WINDKESSEL

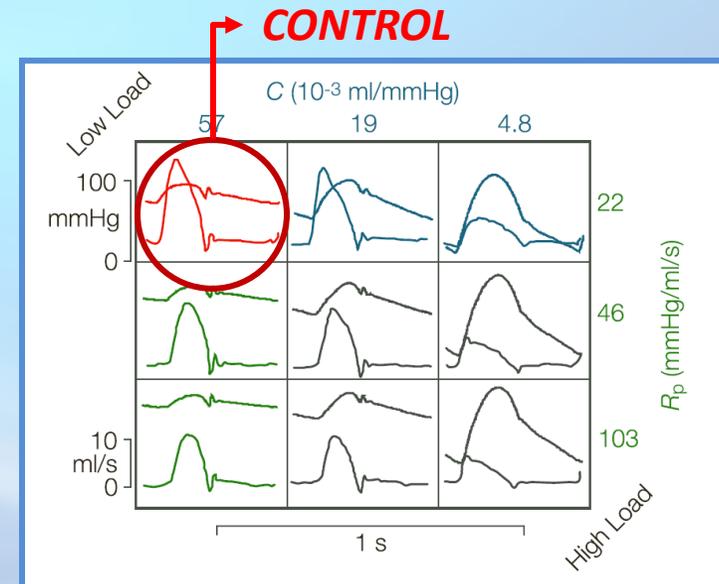
Introducción
El modelo WK2
Inconsistencias WK₂
El modelo WK3
Aspectos Clínicos
MATLAB
ACTIVIDAD PRÁCTICA

Aspectos Clínicos

Los parámetros de los modelos **WK** (R_p , C_A y Z_c) proporcionan interpretación en términos biológicos. Particularmente, el **WK₃** modela consistentemente los cambios en la presión arterial relacionados **con el envejecimiento**:

- R_p se ve incrementada en conjunción con la disminución de Q_A , lo que implica un leve aumento en la **presión media**.
- C_A se ve disminuida, dando lugar a un aumento de la **presión pulsátil**

↑ P Sistólica, ↓ P diastólica



FISIOLOGIA CUANTITATIVA

UNIDAD 5 – MODELO WINDKESSEL

Introducción
El modelo WK2
Inconsistencias WK₂
El modelo WK3
Aspectos Clínicos
MATLAB
ACTIVIDAD PRÁCTICA

MATLAB: EDOs 1er orden

The screenshot displays the MATLAB R2013a environment. The Editor window shows a script named EDO1.m with the following content:

```
1 %=====
2 %Ecuación Diferencial de Primer Orden
3 %
4 %=====
5 function yp=EDO1(t,y)
6     yp=1-2*y;
7
8
```

The Command Window shows the execution of the script:

```
>> t=0:0.01:4;
>> [t,y]=ode45(@EDO1,t,0);
>> plot(t,y);
fx >>
```

The Workspace window shows the variables t and y:

Name	Value	Min	Max
t	<401x1 double>	0	4
y	<401x1 double>	0	0.49...

The Figure window shows a plot of the solution y(t) over time t. The x-axis ranges from 0 to 4, and the y-axis ranges from 0 to 0.5. The plot shows a curve that starts at (0,0) and asymptotically approaches a value of 0.5 as t increases.

Introducción

El modelo WK2

Inconsistencias WK₂

El modelo WK3

Aspectos Clínicos

MATLAB

ACTIVIDAD PRÁCTICA

MATLAB: Ajuste no lineal de datos

La función *lsqnonlin* permite encontrar el **mínimo local** de una función expresada como suma mínimos cuadrados de funciones **no lineales**. Implementa algoritmos **ITERATIVOS** en búsqueda de una solución **óptima**:

$$\min_x \sum_i (F(x, y_{est_i}) - y_{med_i})^2$$

donde $F(x,y)$ es una función no lineal, cuyos coeficientes **son desconocidos**, que estima el **comportamiento de los datos medidos**.

Algoritmos utilizados:

- Levenberg-Marquardt
- Trust Region Reflective

Introducción

El modelo WK2

Inconsistencias WK₂

El modelo WK3

Aspectos Clínicos

MATLAB

ACTIVIDAD PRÁCTICA

MATLAB/EXCEL: Bondad de Ajuste

El **índice de correlación** (o **coeficiente de determinación**) R^2 (en mayúsculas por referirse a un ajuste no lineal) se define como :

$$R^2 = 1 - \frac{\sum_i (y_{med_i} - y_{est_i})^2}{\sum_i (y_{med_i} - \overline{y_{med}})^2}$$

donde y_{med_i} constituye el dato medido e y_{est_i} el dato estimado a partir de la **curva de aproximación al comportamiento a modelar**. En el numerador se observa la **varianza residual** (variabilidad no explicada) mientras que en el denominador **la varianza total** de los datos evaluados respecto a su media muestral.

Introducción

El modelo WK2

Inconsistencias WK₂

El modelo WK3

Aspectos Clínicos

MATLAB

ACTIVIDAD

PRÁCTICA

Actividad Práctica

- Determinar las constantes circuitales del modelo **WK₂** clásico (**C_A** y **R_p**) utilizando las series temporales medidas de presión aórtica (**P_A**) y flujo aórtico (**Q_A**) de datos arteriales. Xls (**f_s=250Hz**)
- Evaluar el grado de ajuste del modelo (utilizando las constantes calculadas) en términos de **P_A** medida, aplicando como entrada **Q_A**
- Modificar los valores obtenidos de **C_A** y **R_A** de manera de verificar los efectos derivados del envejecimiento.
- Incorporar la resistencia de la aorta proximal (modelo **WK₃**) y verificar la mejora en la aproximación del modelo respecto del **WK₂**.