



Módulo 1

Modelo de regulación

Práctico - Fisiología Cuantitativa
2026

Contenido

01

Presentación del TP6

02

Variabilidad cardiovascular

03

Modelo de Cavalcanti y Belardinelli



01 Presentación del TP6

Objetivos

- Modelar la variabilidad cardiovascular a través del modelo de Cavalcanti.
- Simular la presión media y frecuencia cardíaca de un sistema para un entrada ficticia.
- Corroborar las predicciones del modelo simplificado.

Trabajo Práctico N°6

- Se deberá realizar un cuestionario sobre el modelo de variabilidad cardiovascular presentado por Cavalcanti y Belardinelli. El mismo contiene:
 - Preguntas sobre el modelo
 - Preguntas metodológicas o de implementación en Simulink
 - Preguntas sobre resultados de simulación
- El trabajo práctico se vincula con los contenidos de Fisiología arterial, desde un punto de vista de regulación de la presión media.
- El TP se realizará en el lapso de 2 semanas, con una clase de consulta en el medio. No se utilizarán señales medidas.
- La evaluación cerrará el **domingo 24 de mayo a las 23:59 hs.**



02

Variabilidad cardiovascular

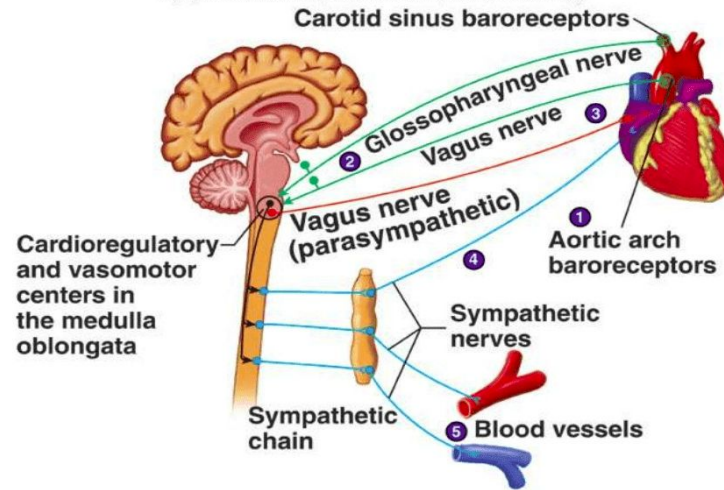
Variabilidad cardiovascular

Una de las características distintivas del sistema cardiovascular es la **naturaleza pulsátil** de las señales que genera. La actividad cíclica del corazón hace que señales tales como las de presión, flujo, electrocardiograma, etc, varían rítmicamente con el tiempo. Además, el período del ciclo cardíaco cambia constantemente, incluso en condiciones de reposo, el intervalo entre latidos de un corazón saludable es caracterizado por **variaciones impredecibles**. Las fluctuaciones en la duración del ciclo cardíaco, la presión arterial y el gasto cardíaco latido a latido son fenómenos regulares que han sido recientemente relacionados con la teoría del **caos determinista** como posible mecanismo subyacente.

En un estado estacionario del sistema cardiovascular, la variabilidad cardíaca es de **10%** con respecto al valor medio.

Variabilidad cardiovascular

El reflejo barorreceptor es un reflejo integrado que permite corregir cambios en la presión arterial variando principalmente el gasto cardíaco y la resistencia periférica al paso de la sangre.





03

Modelo

Modelo de Variabilidad Cardiovascular

Cavalcanti y Belardinelli (1996)



Componentes del modelo

Este modelo, contiene dos bucles de realimentación: uno de ellos representa el efecto de los barorreceptores sobre la frecuencia cardíaca y el otro representa el efecto de los barorreflejos en la contractilidad cardíaca (lo que afecta el gasto cardíaco).

[1] Cavalcanti, S., Belardinelli, E. (1996). *Modeling of Cardiovascular Variability Using a Differential Delay Equation*

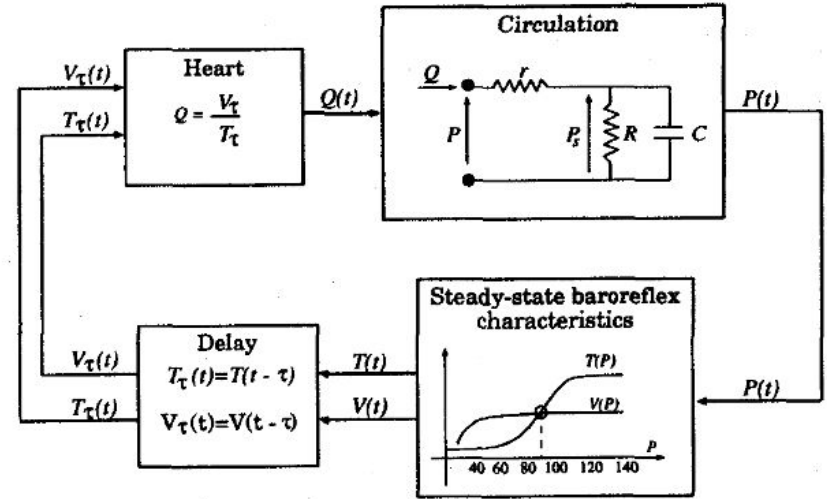


Fig. 1. Schematic representation of the mathematical model employed to study the influence of the time delay in the baroreflex regulation of heart activity; the model is nonpulsatile and the heart is treated as a continuous flow pump; P is the mean arterial pressure, Q the mean aortic flow; baroreflex regulation involves cardiac period T and stroke volume V .

Componentes del modelo

$T(t)$ se modela como

$$T(P) = T_s + \frac{T_m - T_s}{1 + \gamma e^{-\alpha P/P_n}}, \quad \text{with } \gamma \gg T_m - T_s.$$

Y reproduce los efectos de los barorreflejos en el control de la frecuencia cardiaca. T_s y T_m representan respectivamente la menor y mayor duración del ciclo cardiaco P_n corresponde al valor medio de presión en el equilibrio (ver WK3). α y γ determinan el rango y la pendiente de la región lineal de la presión cardiaca media en el ciclo (la sensibilidad del barorreflejo)

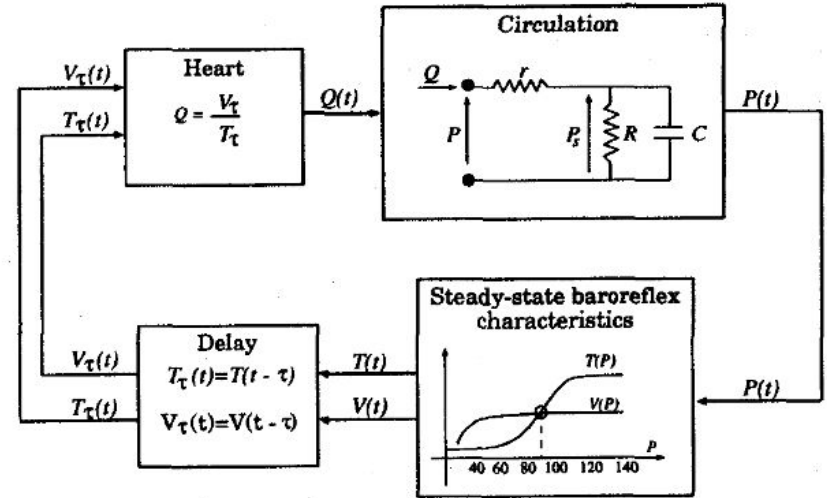


Fig. 1. Schematic representation of the mathematical model employed to study the influence of the time delay in the baroreflex regulation of heart activity; the model is nonpulsatile and the heart is treated as a continuous flow pump; P is the mean arterial pressure, Q the mean aortic flow; baroreflex regulation involves cardiac period T and stroke volume V .

Componentes del modelo

$V(t)$ se modela como

$$V(P) = \frac{V_{\max}}{1 + \beta \left(\frac{P}{P_v} - 1 \right)^{-k}}, \quad \text{with } P \geq P_v$$

Donde V_{\max} es el volumen eyectado máximo y P_v la presión para la cual la eyección es nula.

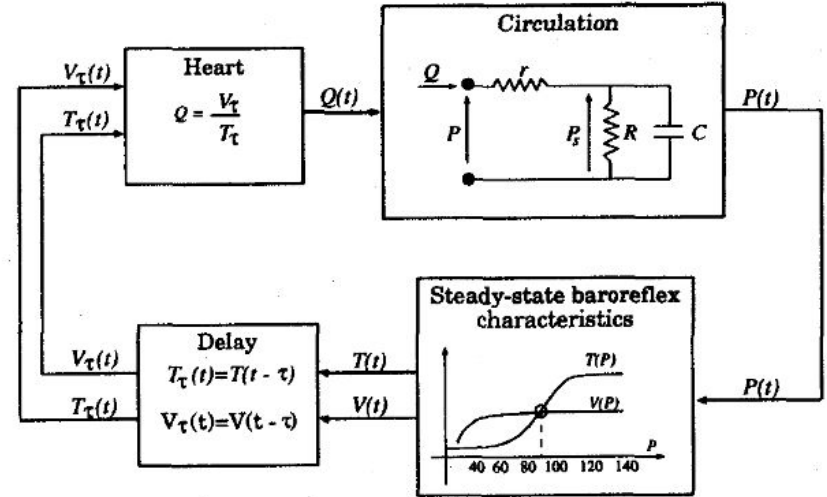


Fig. 1. Schematic representation of the mathematical model employed to study the influence of the time delay in the baroreflex regulation of heart activity; the model is nonpulsatile and the heart is treated as a continuous flow pump; P is the mean arterial pressure, Q the mean aortic flow; baroreflex regulation involves cardiac period T and stroke volume V .

Modelo a implementar

Supuestos

Se consideran sólo los valores medios de las señales de $P(t)$ y $Q(t)$. Los valores de R_p , C_a y R_c del modelo de WK3 se consideran constantes.

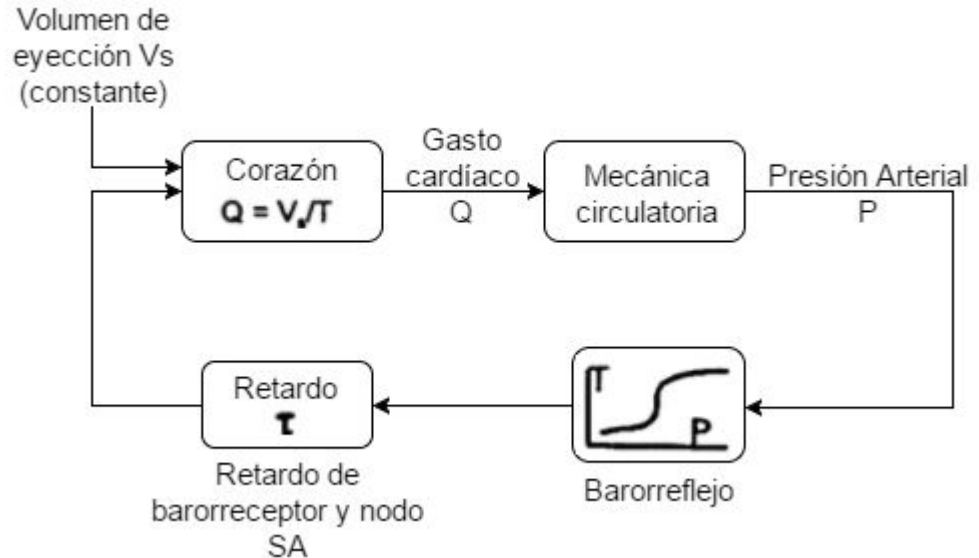
Simplificaciones

Se asume que el volumen eyectado medio depende de la presión arterial, pero en condiciones fisiológicas se mantiene constante.

Modelo a implementar

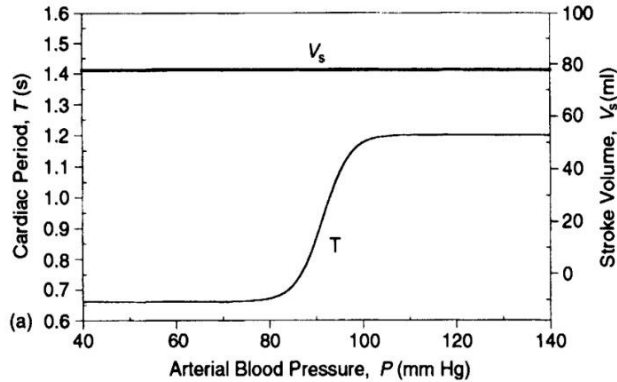
Diagrama del modelo simplificado

Se considera que el barorreflejo vincula únicamente la presión con la frecuencia cardíaca.



Modelo a implementar

Valores de los componentes

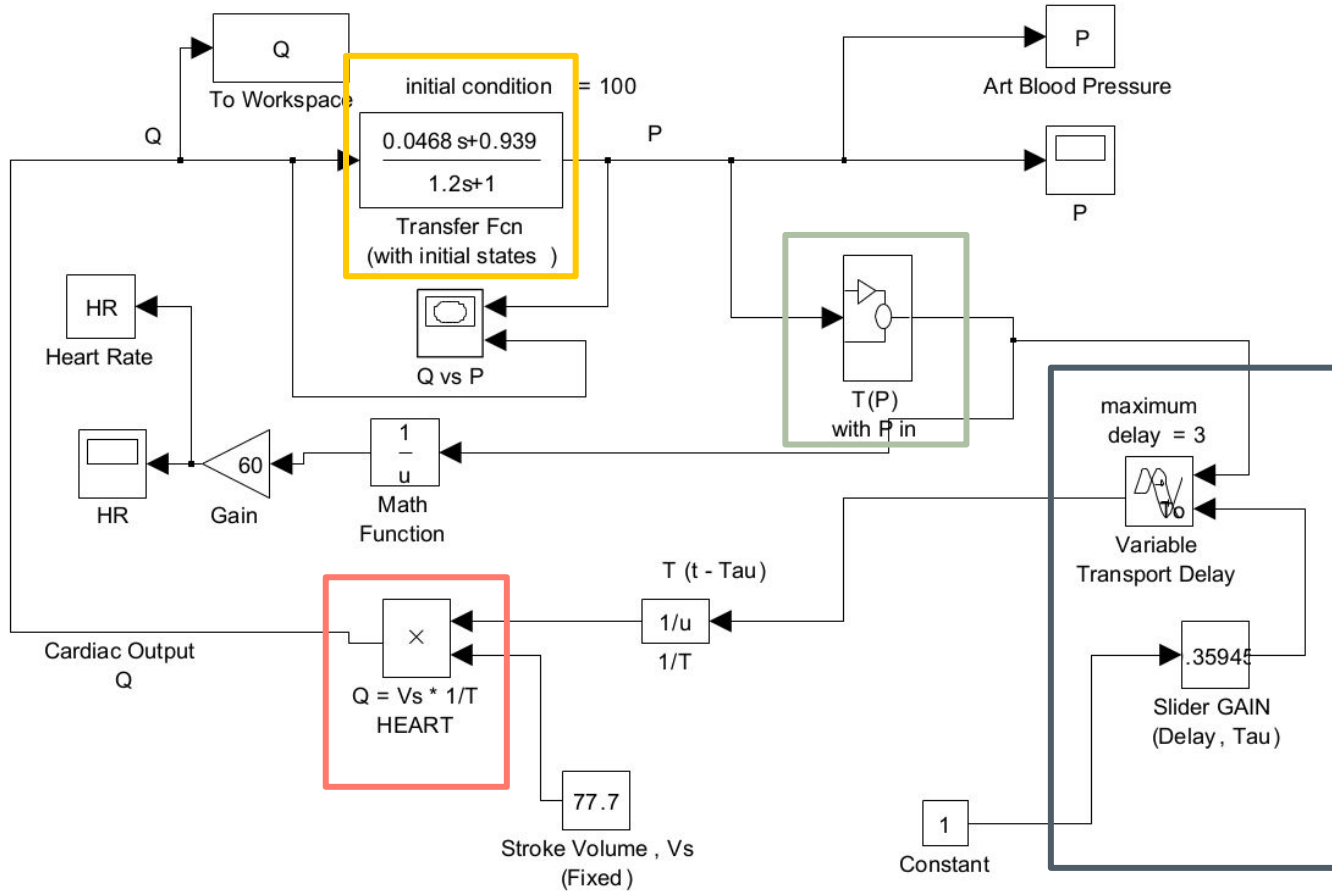


Windkessel

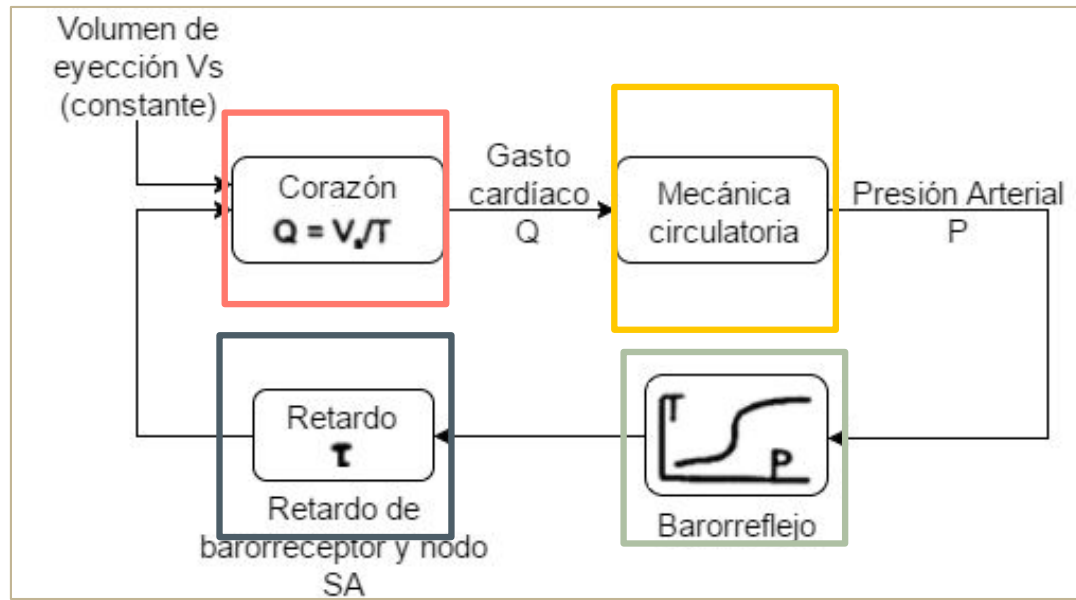
- $C = 1,33 \text{ mm mmHg}^{-1} \text{ cm}^5$
- $R = 0,900 \text{ mmHg s ml}^{-1} \text{ cm}^5$
- $r = 0,039 \text{ mmHg s ml}^{-1} \text{ yn}$

Heart Rate

T_s	0.66	[s]
T_m	1.2	[s]
P_n	89	[mmHg]
α	31	
γ	$6.7 \cdot 10^{13}$	



simulation time =120 s. Solver = ode45. Max. step size=0.1. Rel Tol=1e-3. Abs tol=1e-3



Gracias!

Lucía Lemes

llemes@cup.edu.uy

Paula Soria

paula.soria@litoralnorte.udelar.edu.uy

CREDITS: This presentation template was created by **Slidesgo**, including icons by **Flaticon**, and infographics & images by **Freepik**

Please keep this slide for attribution