



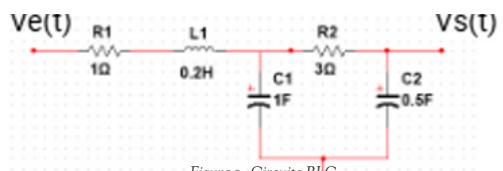
## Introducción

El sistema renal regula el equilibrio de líquidos y electrolitos mediante la filtración de la sangre en el glomérulo y el transporte del filtrado a lo largo del túbulos renal. Este proceso puede representarse mediante un circuito eléctrico de segundo orden que captura la dinámica entre presión, flujo y almacenamiento de volumen dentro del riñón.

## Objetivo

- Calcular la función de transferencia.
- Determinar el modelo de ecuaciones integro-diferenciales.
- Calcular el error en estado estacionario y la estabilidad en lazo abierto.
- Emular y simular la respuesta del circuito en Simulink.
- Sintonizar las ganancias de un controlador PID para eliminar el error entre la entrada y la salida del sistema entre un individuo sano (control) y un paciente con alteraciones (hipertensión).
- Obtener la respuesta en lazo abierto y en lazo cerrado con el controlador PID en el cuaderno computacional de Matlab.

## Diagrama eléctrico



Parámetro	Control	Caso (Hipertensión)	Cambio esperado
R <sub>1</sub> (resistencia)	1 ohms	1 ohms	↑ Resistencia vascular
C <sub>1</sub> (capacitancia)	1 Faradios	3 Faradios	↓ Distensibilidad glomerular
R <sub>2</sub>	3 ohms	10 ohms	↑ Resistencia tubular
C <sub>2</sub>	0.5 faradios	0.5 Faradios	↓ Distensibilidad tubular
L	0.2 Henrios	0.2Henrios	↓ Inercia del flujo

Tabla 1.- Valores del circuito.

## Diseño del controlador



Una vez decidido el circuito y transformado al diagrama de bloques se determina qué tipo de controlador para el circuito por medio de la función "Tune" del software "Simulink", en este caso se utilizará el PID.

KP	KI	KD
805.4332	0.35457	0.62664

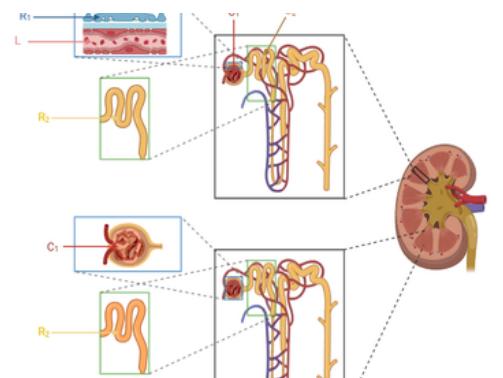
Tabla 2. Valor de ganancias

# SISTEMA RENAL

## MODELO DINAMICO DE FILTRACION

PALABRAS CLAVE : SISTEMA RENAL, MODELO MATEMATICO, CIRCUITO RLC.

## Diagrama fisiológico



La hipertensión arterial es una condición crónica caracterizada por un aumento sostenido de la presión arterial sistémica. A nivel renal, produce:

- Vasoconstricción de la arteriola aferente y eferente, aumentando la resistencia vascular.
- Disminución de la distensibilidad glomerular, pues los capilares renales se vuelven más rígidos.
- Aumento de la presión hidrostática glomerular, lo cual altera la Tasa de Filtración Glomerular.

Mayor inercia en la respuesta del flujo sanguíneo, especialmente en estadios avanzados por remodelación vascular.

## Analisis Matematico

### Función de transferencia

$$\frac{V_s(s)}{V_e(s)} = \frac{1}{R_2 L C_1 C_2 S^3 + (L[C_1 C_2] + R_1 R_2 C_1 C_2)S^2 + (R_1[C_1 C_2] + R_2 C_2)S + 1}$$

### Modelo de ecuaciones integro-diferenciales

$$i_1(t) = \left[ V_e(t) - L \frac{di_1(t)}{dt} - \frac{1}{C_1} \int (i_1(t) - i_2(t)) dt \right] 1/R_1$$

$$i_2(t) = \left[ \frac{1}{C_2} \int i_2(t) dt - \frac{1}{C_1} \int (i_1(t) - i_2(t)) dt \right] 1/R_2$$

$$V_s = \frac{1}{C_2} \int i_2(t) dt$$

### Error en estado estacionario

$$e(s) = \lim_{s \rightarrow 0} s V_s(s) \left[ 1 - \frac{V_s(s)}{V_e(s)} \right]$$

$$e(s) = \lim_{s \rightarrow 0} s \frac{1}{S} \left[ 1 - \frac{1}{R_2 L C_1 C_2 S^3 + (L[C_1 C_2] + R_1 R_2 C_1 C_2)S^2 + (R_1[C_1 C_2] + R_2 C_2)S + 1} \right]$$

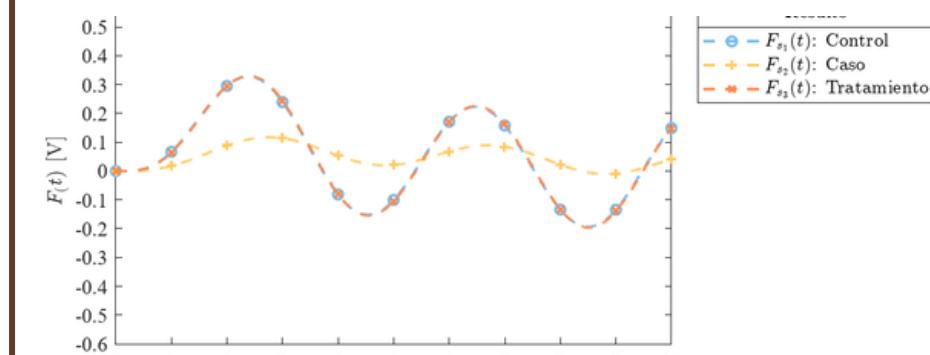
$$e(s) = \lim_{s \rightarrow 0} s \left[ 1 - \frac{1}{1} \right] = 0$$

### Estabilidad en lazo abierto

La estabilidad del sistema en lazo abierto se analiza al calcular las raíces del denominador, como el sistema es de tercer orden tendrá tres polos:

$$R_2 L C_1 C_2 S^3 + (L[C_1 C_2] + R_1 R_2 C_1 C_2)S^2 + (R_1[C_1 C_2] + R_2 C_2)S + 1$$

## Resultados



En la Figura 3 se representa la respuesta obtenida donde:

La función de color Azul corresponde al paciente sano, la función de color amarillo corresponde a un paciente con hipertensión y la función azul punteada corresponde al tratamiento del paciente enfermo.

## Conclusion

El estudio del sistema fisiológico renal mediante un modelo dinámico de filtración permite comprender de manera cuantitativa cómo los riñones regulan el equilibrio hidroelectrolítico, el volumen sanguíneo y la eliminación de desechos. A través de la comparación entre un individuo sano (control) y un paciente con alteraciones renales (caso), es posible identificar cómo cambios en parámetros clave —como la resistencia vascular renal, el coeficiente de filtración glomerular y la compliancia del sistema— afectan directamente el comportamiento dinámico del filtrado glomerular y de la presión intrarenal.

## Referencias

- [1] P. A. Valle, Syllabus para Modelado de Sistemas Fisiológicos, Tecnológico Nacional de México / Instituto Tecnológico de Tijuana, Tijuana, B.C., México, 2025. Permalink: <https://biomatht.xyz/course/>
- [2] M. C. Khoo, Physiological Control Systems Analysis Simulation, and Estimation, 2nd ed. Piscataway, New Jersey, USA: IEEE Press, 2018, Section 4, Page 93.
- [3] P. B. Persson, "Physiological Regulation of Renal Blood Flow and Glomerular Filtration Rate by the Endothelium and Smooth Muscle", Blood Purification, vol. 15, no. 4-6, pp. 219-227, 1997.
- [4] Sgouralis y A. T. Layton, "Mathematical Modeling of Renal Hemodynamics in Physiology and Pathophysiology", Mathematical Biosciences, vol. 264, no. 1, pp. 8-20, 2015.
- [5] T. Kind, T. J. Faes, J. W. Lankhaar, A. Vonk-Noordegraaf & M. Verhaegen, "Estimation of three- and four-element Windkessel parameters using subspace model identification", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 57, issue 7, pp. 1531-1538, Jul 2010. <https://doi.org/10.1109/TBME.2010.2041351>
- [6] N. S. Nise, Control Systems Engineering, 8th ed. Hoboken, New Jersey, USA: John Wiley & Sons, 2020.



Jesus Javier  
Morales Lozoya  
20210773



Carlos Daniel  
Frausto Luna  
Cr8210366  
20210773



Kenia Cardenas  
Manzo  
20210773



Erik Rasheed  
Rendon Carrillo  
20210818



Repositorio