

### Introduccion

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 túbulo 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

Modelar y analizar el circuito mediante su función de transferencia y ecuaciones dinámicas, evaluando su estabilidad y error en estado estacionario. Simular el sistema en MATLAB/Simulink y diseñar un controlador PID que reduzca el error entre la respuesta de un individuo sano y un paciente con hipertensión.

### Diagrama electrico

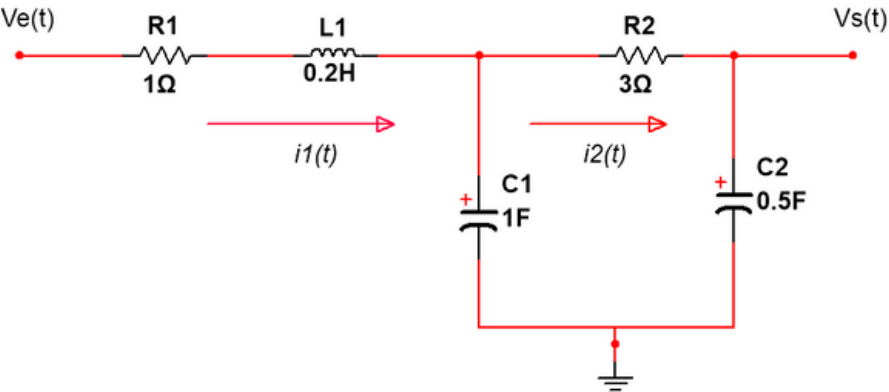


Figura 1.- Circuito RLC

Parametros	Control	Caso
R1(resistencia)	1 ohms	1 ohms
C1(Capacitancia)	1 Faradio	3 Faradios
R2	3 ohms	10 ohms
C2	0.5 Faradios	0.5 Faradios
L	0.2 Henrios	0.2 Henrios

Tabla 1.- Valores del circuito.

### Diagrama fisiologico

En este modelo:

- La resistencia R1 representa la resistencia vascular renal.
- la resistencia R2 al flujo tubular.
- La capacitancia C1 representa la distensibilidad del glomérulo.
- La capacitancia C2 representan los túbulos renales.
- La inductancia L representa la inercia del flujo sanguíneo renal.

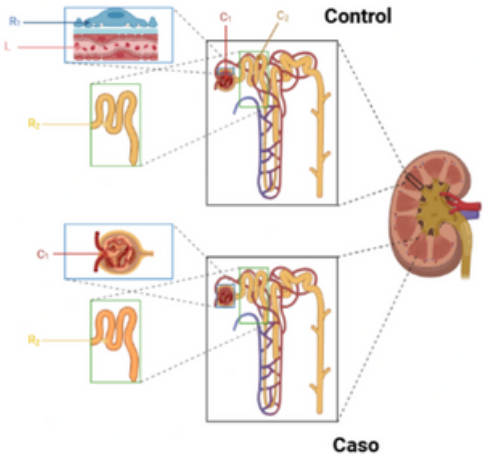


Figura 2.- Sistema renal

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

$$\frac{V_s(s)}{V_e(s)} = \frac{1}{R_2LC_1C_2S^3 + (L[C_1C_2] + R_1R_2C_1C_2)S^2 + (R_1[C_1C_2] + R_2C_2)S + 1}$$

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

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

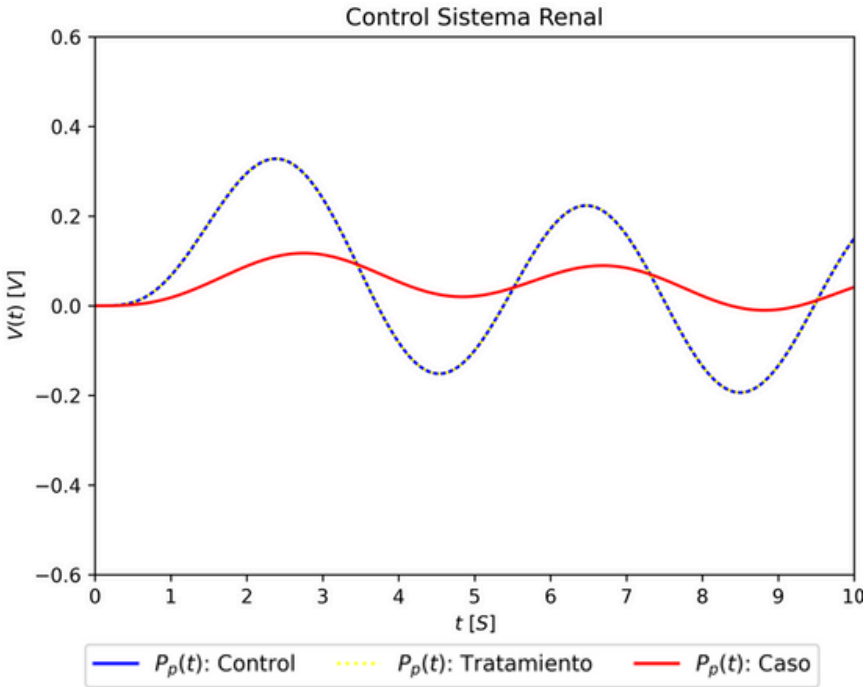
$$e(s) = \lim_{s \rightarrow 0} s \frac{1}{s} \left[ 1 - \frac{1}{R_2LC_1C_2S^3 + (L[C_1C_2] + R_1R_2C_1C_2)S^2 + (R_1[C_1C_2] + R_2C_2)S + 1} \right]$$

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

Estabilidad en lazo abierto

La estabilidad en lazo abierto se analizo al calcular las raíces del denominador, como el sistema es de tercer orden tendrá tres polos, Las raíces obtenidas tanto como para el paciente control como para el caso fueron diferentes entre si y negativas, por lo cual, el sistema es estable.

### Resultados



### 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 intrarrenal.

### 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://biomath.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.



Jesus Javier  
Morales Lozoya  
20210806



Carlos Daniel  
Frausto Luna  
C18210366



Kenia Cardenas  
Manzo  
20210773



Erik Rasheed  
Rendon Carrillo  
20210818

