



Sistema Urinario Masculino

Hiperplasia Prostática Benigna

¿Qué es la Hiperplasia Prostática Benigna?

La hiperplasia benigna de próstata (HPB) es una afección común en hombres a medida que envejecen. Se trata del crecimiento no canceroso de la glándula prostática, que puede comprimir la uretra, dificultando la micción.

Objetivos

Diseñar un controlador que permita formular un protocolo de tratamiento para que un paciente con hiperplasia prostática benigna (caso) presente la misma presión uretral que un individuo sano (control).

Diagrama Fisiológico

El modelo propuesto representa el sistema urinario masculino, diseñado a partir del arquetipo mecánico fisiológico:

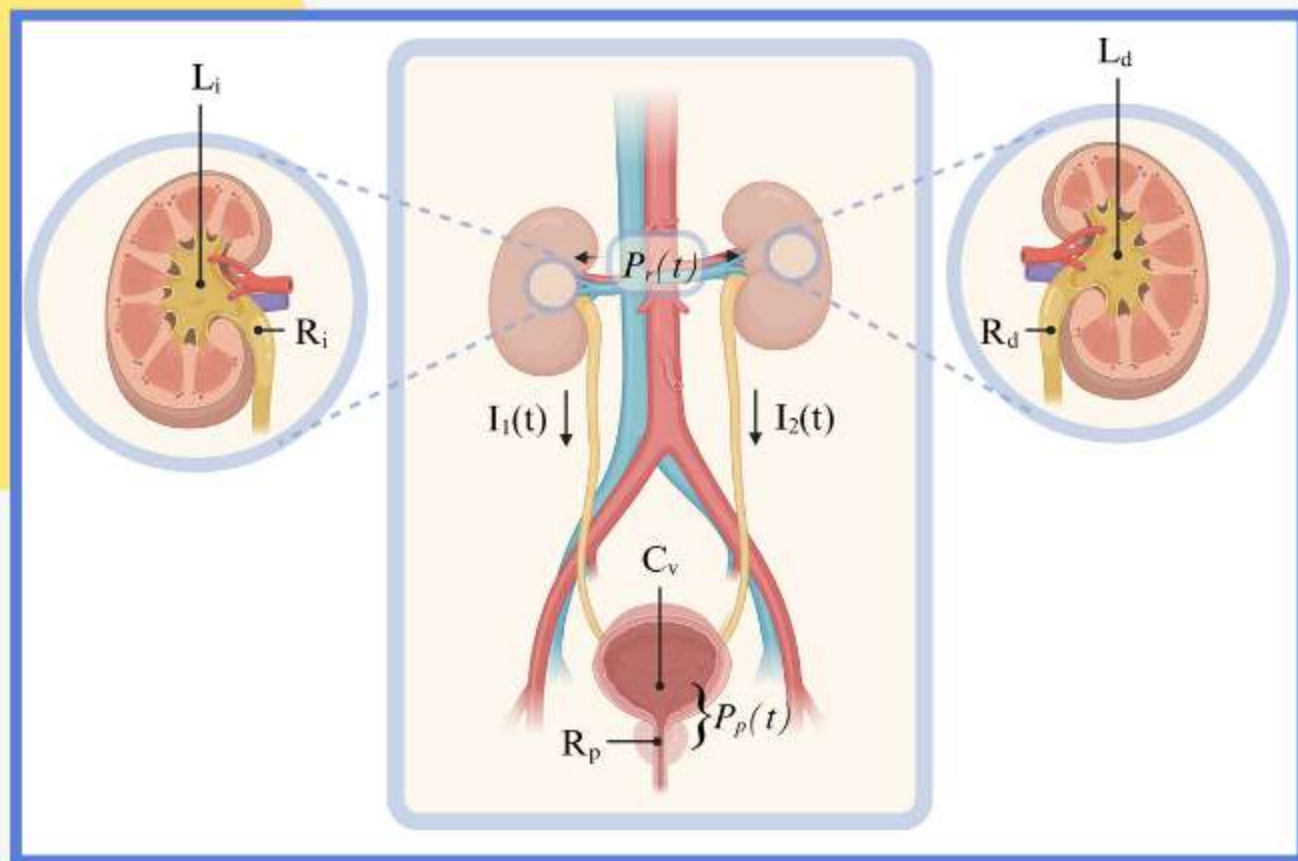


Figura 1. Diagrama fisiológico del sistema urinario.

- **Presión de entrada $P_r(t)$:** Fuerza generada por los riñones para mover la orina hacia la vejiga a través de los uréteres.
- **Resistencias R_i y R_d :** Oposiciones al flujo urinario en los uréteres izquierdo y derecho.
- **Inductores L_i y L_d :** Oposición a los cambios del flujo urinario (inercia).
- **Capacitor C_v :** Representa la vejiga como un reservorio, modelando su capacidad de almacenamiento y respuesta al llenado/vaciado.
- **Corrientes $I_u(t)$, $I_{u1}(t)$ y $I_{u2}(t)$:** Flujo urinario total (producido por los riñones) y flujos urinarios de los uréteres izquierdo y derecho.
- **Resistencia R_p :** Oposición al flujo urinario en la uretra, afectada por afecciones como la hiperplasia prostática benigna.
- **Presión de salida $P_p(t)$:** Presión con la que la orina es expulsada desde la vejiga hacia la uretra.

Diagrama Eléctrico

El modelo eléctrico propuesto surge de la analogía entre la anatomía y fisiología del sistema urinario y diferentes componentes eléctricos. En esta representación, las presiones del sistema se traducen en voltajes, mientras que las resistencias mecánicas son equivalentes a resistencias eléctricas. Las inercias, reflejo de las propiedades dinámicas del flujo, se representan mediante inductores, y las capacidades de almacenamiento, como las de la vejiga, toman la forma de capacitores. Finalmente, los flujos urinarios se relacionan con corrientes eléctricas.

Parámetros

La hiperplasia prostática aumenta la resistencia R_p al estrechar el conducto uretral. Esto dificulta el vaciado de la vejiga, provocando realimentación de presión hacia los uréteres y aumentando las resistencias R_i y R_d . Además, el capacitor C_v tarda más en descargarse, simulando el enlentecimiento del vaciado de la vejiga.

Componente	Control	Caso
R_i	10 k Ω	50 k Ω
R_d	10 k Ω	50 k Ω
L_i	2 mH	2 mH
L_d	2 mH	2 mH
C_v	10 μ F	150 μ F
R_p	1 k Ω	20 k Ω

Figura 2. Tabla de valores de parámetros del modelo.

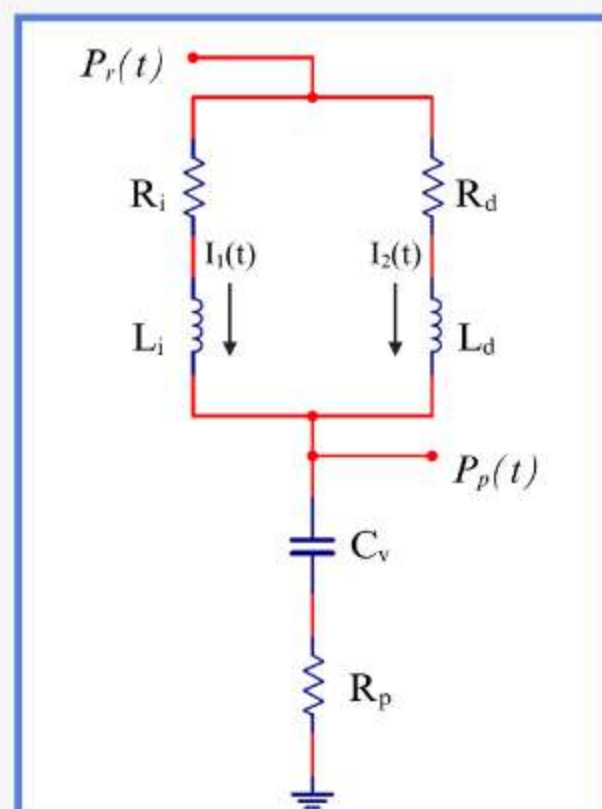


Figura 3. Diagrama eléctrico del circuito RLC de tercer orden que representa al sistema urinario.

Modelado matemático

• Función de transferencia

La relación entre la presión generada por los riñones para impulsar la orina [$P_r(s)$] y la presión urinaria producida por la acumulación de orina en la vejiga, que es expulsada a través de la uretra [$P_p(s)$] es:

$$\frac{P_p(s)}{P_r(s)} = \frac{(C_v L_d R_p + C_v L_i R_p) s^2 + (L_d + L_i + C_v R_d R_p + C_v R_i R_p) s + R_d + R_i}{C_v L_d L_i s^3 + (C_v L_d R_i + C_v L_i R_d + C_v L_d R_p + C_v L_i R_p) s^2 + (L_d + L_i + C_v R_d R_i + C_v R_d R_p + C_v R_i R_p) s + R_d + R_i}$$

• Ecuaciones Integro-Diferenciales

El modelo matemático de ecuaciones integro-diferenciales representa a las variables dependientes (corrientes eléctricas, o bien, flujos urinarios) y la salida del sistema.

$$i_1(t) = \left[P_r(t) + R_i i_2(t) - L_i \frac{d[i_1(t) - i_2(t)]}{dt} - \frac{1}{C_v} \int i_1(t) dt \right] \frac{1}{R_i + R_p}$$

$$i_2(t) = \left[R_i i_1(t) + L_i \frac{d[i_1(t) - i_2(t)]}{dt} - L_d \frac{di_2(t)}{dt} \right] \frac{1}{R_i + R_d}$$

$$P_p(t) = R_p i_1(t) + \frac{1}{C_v} \int i_1(t) dt$$

Simulación in silico

El uso de un controlador Proporcional-Integral (PI) demostró ser altamente eficaz, ajustando la respuesta del sistema y garantizando la eliminación del error entre la señal de entrada y la señal de salida. Esto significa que la implementación de un controlador PI representa adecuadamente la acción de un tratamiento para la hiperplasia prostática benigna.

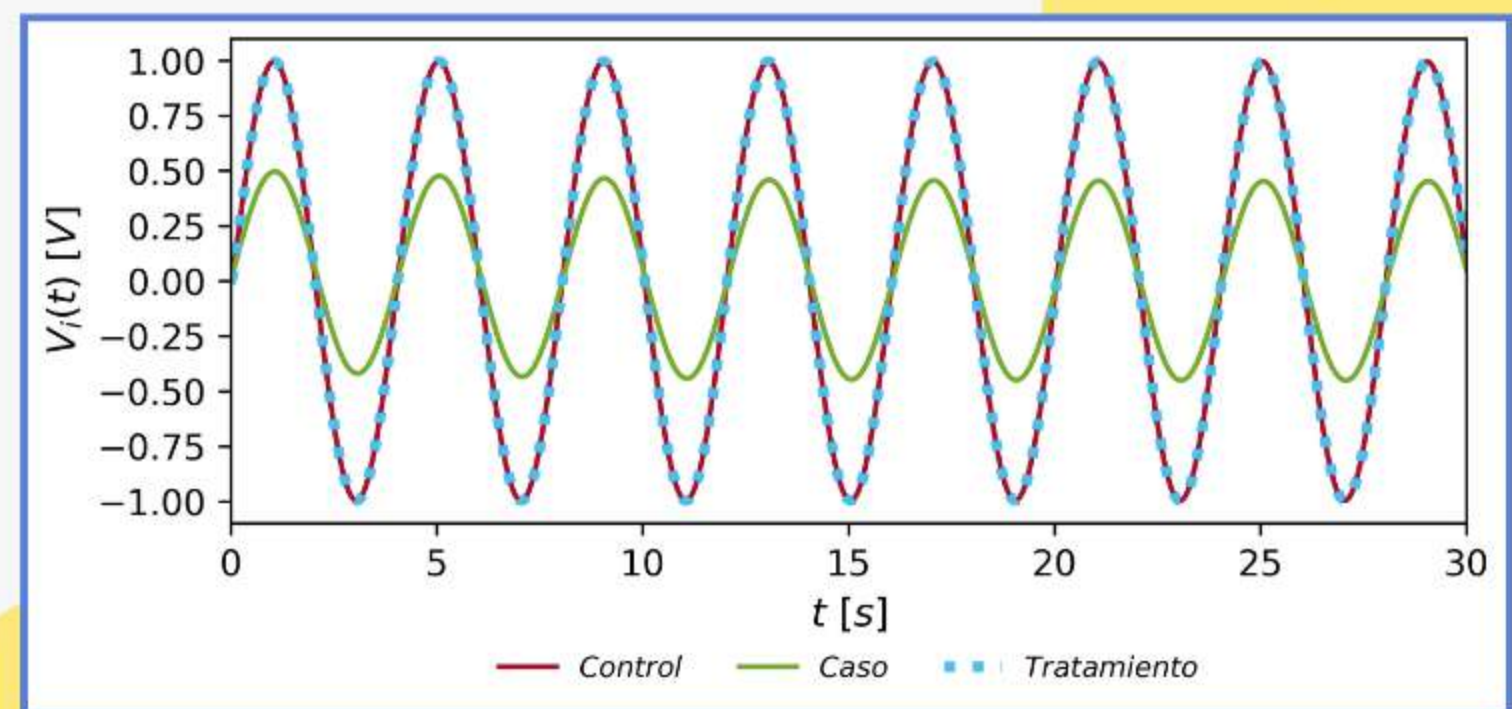


Figura 4. Respuesta del sistema simulado con Python.

- **Control:** Representado por una línea sólida de color rojo. Esta señal oscila con una amplitud y forma regulares durante todo el intervalo de tiempo.
- **Caso:** Representado por una línea sólida de color verde. Pese a tener una forma de onda similar al control, la amplitud de la respuesta del sistema disminuye significativamente.
- **Tratamiento:** Representado por una línea punteada azul. Esta línea coincide con el trazo de la respuesta del control, lo que indica que el tratamiento aplicado sobre el caso permite obtener una respuesta significativamente similar al control.

Conclusión

La hiperplasia prostática benigna es una condición que afecta el sistema urinario; al provocar un aumento en el tamaño de la próstata, comprime la uretra y altera el flujo urinario. El controlador PI diseñado permitió obtener una respuesta del sistema que corresponde con el valor de referencia impuesto por la señal de entrada y que equivale a la respuesta del control. Esto destaca la capacidad del controlador para compensar alteraciones y mantener el sistema dentro de parámetros óptimos. El uso de un controlador PI permitió no solo estabilizar el sistema sino también mejorar la precisión y rapidez de la respuesta, factores críticos en aplicaciones donde se requiere una regulación precisa de variables fisiológicas.

Referencias

- [1] H. Bushnell, "Modeling Neural Circuit of Lower Urinary Tract", International Midwest Symposium on Circuits and Systems (MWSCAS), vol. 52, num. 4, pp. 122-126, 2024.
- [2] S. Zheng et al., "Fluid mechanical modeling of the upper urinary tract", WIREs Mech. Dis., vol. 13, núm. 6, 2021.
- [3] A. S. Paya, D. R. Fernández, D. Gil, J. M. García Chamizo, y F. M. Perez, "Mathematical modelling of the lower urinary tract", Comput. Methods Programs Biomed., vol. 109, núm. 3, pp. 323-338, 2013.



Delgado Soto José Sebastián
C20212281
Ingeniería Biomédica



Escalante Esquivel Diana Ivana
21212151
Modelado de Sistemas Fisiológicos



Gil Garate Carlos Andrés
21212743
Dr. Paul Antonio Valle Trujillo