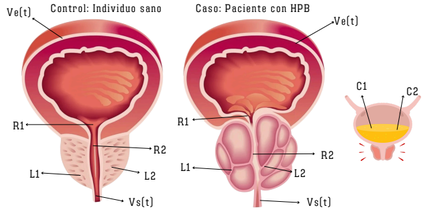
Modelado de sistema urinario

Hiperplasia prostática benigna

El proyecto tiene como objetivo diseñar y analizar un modelo eléctrico que simule el comportamiento del sistema urinario inferior frente a una obstrucción uretral provocada por la Hipertrofia Prostática Benigna (HPB). Mediante este modelo, se busca representar las alteraciones en el flujo urinario y la presión vesical, utilizando analogías eléctricas para facilitar el estudio de la dinámica del sistema bajo dicha condición patológica.

Diagrama

FISIOLÓGICO



Desarrollo matemático

FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA

$$\frac{Vs(t)}{Ve(t)} = \frac{L_2C_1S^2 + \frac{C_1}{C_2}}{(L_1C_1L_2C_2)S^4(R_1C_1L_2(C_2+R_2)C_2L_1C_1)S^3 + L_1(C_1+L_2)(C_2+R_1)C_1R_2C_2)S^2 + (R_1C_1+R_2C_2)S + 1}$$

La función de transferencia presentada modela matemáticamente el comportamiento del sistema urinario afectado por hiperplasia prostática benigna (HPB), estableciendo una relación cuantitativa entre la presión vesical como entrada y el flujo urinario como salida. Esta ecuación diferencial de cuarto orden incorpora términos que representan: la inercia del flujo (a través de componentes con S^2 y S^4), la resistencia al paso originada por la obstrucción prostática (mediante términos con R_1 y R_2), y la elasticidad del sistema (a través de términos constantes). El modelo permite explicar clínicamente los síntomas característicos de la HPB, como el incremento del esfuerzo miccional, la reducción del calibre del chorro y la presencia de intermitencia, mediante parámetros físicos cuantificables. La representación matemática proporciona así un marco teórico que relaciona las alteraciones fisiopatológicas con las manifestaciones clínicas de la enfermedad

[1] Paul. A. Valle, Syllabus para la asignatura de Modelado de Sistemas Fisiológicos, Tecnológico Nacional de México/IT Tijuana, Tijuana, B.C., México, 2025. Permalink: https://www.dropbox.com/scl/fi/4gl55ccrjm8yulvziikxs/Modelado-de-Sistemas-Fisiologicos.pdf

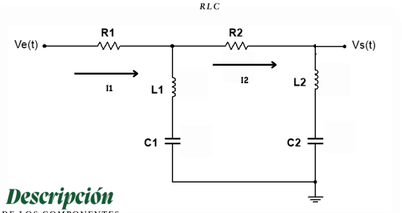
[2] Cheng, A., Calhoun, A., & Reedy, G. (2025). Artificial intelligence-assisted academic writing: Recommendations for ethical use. Advances in Simulation, 10(22), 1-9. https://doi.org/10.1186/s41077-025-00350-6

El sistema urinario puede representarse mediante un modelo de circuito eléctrico análogo, donde:

1. La presión vesical corresponde a una fuente de voltaje en el circuito.
2. La resistencia uretral se asimila a una resistencia eléctrica, cuyo valor aumenta significativamente en casos de hiperplasia prostática benigna (HPB).
3. La capacidad de almacenamiento de la vejiga se comporta como un capacitor en el modelo,
4. La inercia del flujo urinario se representa mediante inductores eléctricos.

Circuito

RLC



Descripción

DE LOS COMPONENTES

Resistencias:

- **R_1:** Resistencia en la uretra (conductos que llevan la orina desde los riñones a la vejiga).
- **R_2:** Resistencia en la uretra (conducto por donde sale la orina al exterior).

Capacitores:

- **C_1:** Capacidad de almacenamiento de la vejiga
- **C_2:** Capacidad de almacenamiento de la vejiga

Inductores:

- **L_1:** Inercia del flujo urinario (acumulación y contracción para expulsar la orina).
- **L_2:** Inercia en la vejiga (acumulación y contracción para expulsar la orina).

Entrada y Salida:

- **Ve(t):** Representa la presión generada por los riñones.
- **Vs(t):** Representa el flujo de orina al exterior.

Valores

DE LOS COMPONENTES

Parametro	Control	Caso	Unidades
R	5Ω	20Ω	[$cmH_2O \cdot s/mL$]
L	0.1μH	0.15μH	[$cmH_2O \cdot s^2/mL$]
C	0.02μF	0.01μF	[mL/cmH_2O]

Tratamiento

Un urólogo puede mejorar el flujo urinario y reducir la obstrucción en pacientes con hiperplasia prostática benigna (HPB) mediante diferentes opciones terapéuticas:

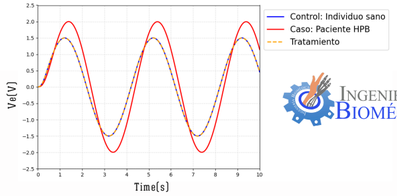
1. Fármacos: Estos agentes actúan relajando la musculatura prostática, lo que reduce la resistencia uretral (representada como R en el modelo hidrodinámico).

2. Inhibidores de la 5-alfa-reductasa: Disminuyen el tamaño de la próstata al bloquear la producción de dihidrotestosterona, mejorando así la distensibilidad vesical (C en el modelo).

3. Resección transuretral de la próstata (RTU): Esta intervención quirúrgica elimina el tejido prostático obstructivo, normalizando tanto la resistencia uretral (R) como la inercia del flujo (L).

Controlador

SINTONIZACIÓN DE GANANCIAS(TRATAMIENTO)



Parametros del controlador	Valores
kP	37.5678
kD	1936.8002
kI	1936.8002

Mediante Simulink se sintonizaron las ganancias del controlador utilizando la herramienta Tune, obteniéndose un tiempo de establecimiento de 0.0536 segundos. Como resultado, para el modelo implementado se logró configurar un controlador PID óptimo.

Resultados

El análisis gráfico demostró cómo las curvas patológicas de presión (caracterizadas por picos elevados) y flujo (de patrón intermitente) se modifican tras la intervención terapéutica, aproximándose progresivamente a las curvas suaves y fisiológicas del grupo control sano. Estas simulaciones validaron el modelo eléctrico como una herramienta útil para predecir la eficacia de distintas estrategias terapéuticas en la hiperplasia prostática benigna (HPB), proporcionando una base cuantitativa que facilita la toma de decisiones clínicas basadas en evidencia.

Para mas información

SCAN ME

ENLACE A REPOSITORIO DEGITHUB

MODELADO DE SISTEMAS FISIOLÓGICOS
DR. PAUL ANTONIO VALLE TRUJILLO

Conclusión

El modelado matemático del sistema urinario con Hiperplasia Prostática Benigna (HPB) mediante funciones de transferencia permitió analizar su dinámica, identificando cómo los parámetros físicos (inercia del flujo, resistencia prostática y elasticidad vesical) influyen en síntomas como el chorro urinario débil. La implementación en Simulink de diagramas en lazo abierto y cerrado, junto con el uso de controladores y simulaciones en Python basadas en las ganancias obtenidas, demostró que estrategias de control automático pueden optimizar la respuesta del sistema, reduciendo el error estacionario y mejorando su comportamiento temporal.

Integrantes

ACOSTA BERRELLEZA KENIA CELESTE

NO.CONTROL: 22210407

PEREZ CASTILLO NATALIE JAQUELINE

NO.CONTROL: 22210425

Vs(t)