

## CUANTIFICACIÓN DE LAS PRESIONES Y VOLÚMENES DE VEJIGA MEDIANTE BIOIMPEDANCIA ELÉCTRICA

Murillo Arredondo Roberto<sup>1</sup>, Serrato Fuentes Julia Paula<sup>1</sup>, Azpeitia Jauregui Xania Arlett<sup>1</sup>, Argüelles Espinoza Cesia Eunice<sup>1</sup>, Banda García Daniela<sup>1</sup>, Kashina Svetlana<sup>2</sup>, Balleza Ordaz José Marco<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Programa educativo de licenciatura en Ingeniería Biomédica, División de Ciencias e Ingenierías-Campus León,<sup>2</sup>Departamento de Ingeniería Física, División de Ciencias e Ingenierías-Campus León.  
r.murilloarredondo@ugto.mx<sup>1</sup>, jp.serratofuentes@ugto.mx<sup>1</sup>, xa.azpeitiajauregui@ugto.mx<sup>1</sup>, ce.arguellesespinoza@ugto.mx<sup>1</sup>, k.svetlana@ugto.mx<sup>2</sup>, jm.balleza@ugto.mx<sup>2</sup>

### Resumen

Actualmente, en el campo de la urología, no existe equipo o técnica que pueda monitorizar el volumen vesical de manera continua y durante largos períodos de tiempo. El estándar de oro es la urodinamia. Sin embargo, esta técnica es sumamente invasiva por el uso imprescindible de catéteres colocados por vía uretral y anal. Por ello, nuestro grupo propone el uso de la bioimpedancia eléctrica para monitorizar el llenado vesical. En este estudio se analizó un grupo de 6 participantes mujeres. Se les midió el llenado vesical con un sistema de bioimpedancia EBI100C BIOPAC®. Durante el monitoreo, se les midió cada 10 minutos el volumen vesical con un sistema de ultrasonido SONOSITE EDGE II. De los resultados obtenidos, se evidenció que los cambios de impedancia siguen un comportamiento no lineal que asemeja a la carga de un capacitor. Con base en ello, las determinaciones de impedancia se analizaron con una ecuación exponencial compuesta por tres parámetros que fueron estimados mediante una regresión no lineal. Dos de los tres parámetros evidenciaron una distribución menor al 15%. En cambio, la variable de interés del exponente de la función exponencial ( $e$ ) correlacionó con el tiempo de llenado vesical. Esta variable podría ser usada para la estimación de la presión vesical. Sin embargo, es necesario incrementar la muestra para comprobar su significación estadística con dicho parámetro de interés.

**Palabras clave:** vejiga, bioimpedancia eléctrica, modelo matemático, monitoreo.

### Introducción

La disfunción vesical es uno de los problemas más comunes que deben enfrentar las personas que han sufrido un daño o lesión en la medula espinal, ya que se ven afectadas las diferentes funciones corporales y fisiológicas en la parte inferior del nivel donde se produjo dicha lesión; estas afecciones incluyen la locomoción, regulación de ciertos órganos, problemas sensitivos, etc. [1] Parte importante del tratamiento para la disfunción vesical provocada por una lesión medular incluye el cálculo de los volúmenes y presiones que sufre la vejiga al momento de realizar su función fisiológica, debido que ayuda a detectar el cuadro clínico en el que se encuentra la afección del paciente.

Actualmente, una de las técnicas para el cálculo de dichos volúmenes y presiones vesicales es la urodinamia, que consiste en la evaluación de la función de la vejiga y uretra, sin embargo, resulta ser una técnica sumamente invasiva y dolorosa para los pacientes que se someten a ella, además de que requiere equipos médicos de alta especialidad muy costosos que deben ser manipulados por personal altamente capacitado. [2] En este proyecto de investigación, en su primera fase, se propone una alternativa para cuantificar los volúmenes y presiones vesicales de manera no invasiva a través del análisis de la bioimpedancia eléctrica de la vejiga. El principio de este análisis tiene su base física en la resistencia que posee un tejido al paso de una corriente eléctrica, estimando parámetros bioeléctricos como la resistencia eléctrica, reactancia inductiva, que dependen en agua y la conducción iónica en el organismo [3]

La bioimpedancia eléctrica se puede utilizar para procesos biológicos, como el estudio de la urodinamia, y con esto monitorear volúmenes de la vejiga mediante la impedancia global (GI) y las mediciones de impedancia enfocada (FIM). En un estudio donde se emuló una vejiga humana, se hicieron estas mediciones GI y FIM, y se observó que las mediciones FIM son adecuadas para la estimación del volumen vesical debido

a que esta medición es más estable al momento de medir la conductividad [2]. En otro estudio, connota otro uso de la bioimpedancia en estudios referentes a la urodinamia, como son en mediciones y evaluaciones de señales analógicas de alta precisión, cabe destacar que en dicho artículo mencionan la importancia de la fase en dichas señales, lo que proponen utilizar un circuito simplificado de medición de diferencia de fase. Con esto se puede inferir los cambios de volumen en la vejiga midiendo la bioimpedancia y la diferencia de fase de la vejiga, y de esta manera se logra uno de los propósitos que es evitar que un estudio como el volumen vesical sea invasivo con el método que se propone. [4] En cuanto a trastornos como el síndrome de vejiga hiperactiva, se han hecho estudios para proponer un método de detección del deseo de orina no invasivo, lo cual nuevamente propone utilizar un análisis del espectro de bioimpedancia; el cual consistió en proporcionar una corriente alterna a una cierta frecuencia, los resultados arrojaron que la potencia espectral más alta disminuyó y la relación de frecuencia baja a alta aumentó significativamente, todo esto durante el llenado vesical; este método se podría usar para verificar la necesidad de micción y evaluar la regulación neural durante el llenado vesical [5].

Para esta primera etapa, un grupo de seis participantes sanos sin afecciones fue monitorizado para analizar la función vesical durante largos periodos de tiempo haciendo uso de una bioimpedancia tetrapolar que consistió en la colocación de cuatro electrodos con el propósito de realizar una detección de volúmenes y presiones vesicales no invasiva.

## Metodología

### Participantes.

El estudio se realizó en seis participantes de sexo femenino que no presentaban patologías vesicales. Todas ellas aceptaron en participar de manera voluntaria en el proyecto.

### Equipo de Bioimpedancia Eléctrica.

Los cambios de impedancia debidos al llenado vesical se obtuvieron con un amplificador de impedancia BIOPAC EBI100C®. Este sistema inyecta una corriente eléctrica alterna de 400  $\mu$ A a las frecuencias de 12.5 kHz, 25 kHz, 50 kHz y 100 kHz. La frecuencia de la corriente de inyección usada en el presente estudio fue de 50 kHz. El registro de los parámetros del vector de impedancia se realizó con el programa informático BIOPAC AcqKnowledge®. En este estudio se usó una frecuencia de muestreo de 625 muestras por segundo. El equipo se calibra mediante una resistencia de 22.8 ohm colocada en una tablilla de prueba, ver Figura 1.

### Equipo de Electromiografía.

Los cambios eléctricos generados por los músculos pélvicos durante el llenado vesical fueron registrados por un equipo de electromiografía EMG100c BIOPAC®. Al igual que el equipo de bioimpedancia, los trazos electromiográficos fueron registrados por el programa informáticos AcqKnowledge®, a una frecuencia de muestreo de 625 muestras por segundo. De esta manera, es posible comparar de manera simultánea los cambios de bioimpedancia y las variaciones eléctricas que derivan de los músculos pélvicos durante el llenado de la vejiga.

### Equipo de ultrasonido.

El volumen vesical fue estimado mediante un equipo de ultrasonido SONOSITE EDGE II usando un sensor convexo. Las determinaciones de volumen se obtuvieron colocando el sensor en la zona pélvica. Ver Figura 2.

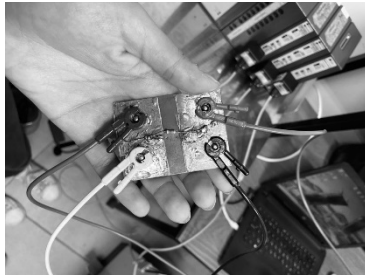


Figura 1. Tablilla de calibración para el sistema de bioimpedancia BIOPAC EBI100C®



Figura 2. Dispositivo de ultrasonido SONOSITE EDGE II.

### Procedimiento.

A cada participante se le explicó el protocolo al que se iba a someter, aceptando de manera voluntaria participar en el estudio. Se le pide al voluntario que pase al baño a orinar. Esta para garantizar el mínimo volumen de almacenamiento vesical.

Posteriormente, se colocaron en el participante 11 electrodos superficiales (AMBIDERM T715). El primer grupo de cuatro fueron colocados por debajo de la cicatriz umbilical (Figura 3) con el objetivo de monitorizar los cambios de impedancia debidos al llenado vesical. El segundo grupo de cuatro electrodos, dos colocados en el de la pierna izquierda y dos en el muslo de la pierna derecha (Figura 4) se destinaron para estimar la resistencia corporal del participante (Figura 4). Finalmente, los últimos tres electrodos se usaron para monitorizar la actividad eléctrica muscular de la zona pélvica. En la zona de cada glúteo medio se colocó un electrodo superficial y el restante se colocó en prominencia ósea del pie izquierdo (referencia).

Una vez colocados los electrodos, inicia el ciclo de medidas con la medición referencial del volumen vesical realizada con el ultrasonido y la puesta en marcha del equipo de bioimpedancia. Este sistema monitoriza al participante de manera continua hasta que este exprese una intensa sensación de micción. Las mediciones de volumen se realizan con el ultrasonido cada 10 minutos. De esta manera se tiene referencia del estándar de oro cada 10 minutos.

El procedimiento general del presente estudio se muestra en el esquema de la Figura 5.



Figura 3. Colocación de los electrodos superficiales para monitorizar mediante el sistema de impedancia el llenado vesical.

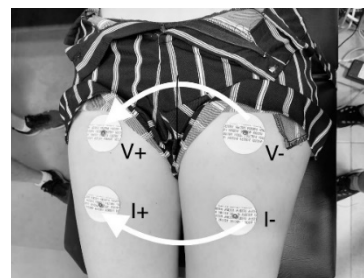


Figura 4. Colocación de electrodos en ambos muslos de las piernas para estimar la resistencia corporal de cada participante.

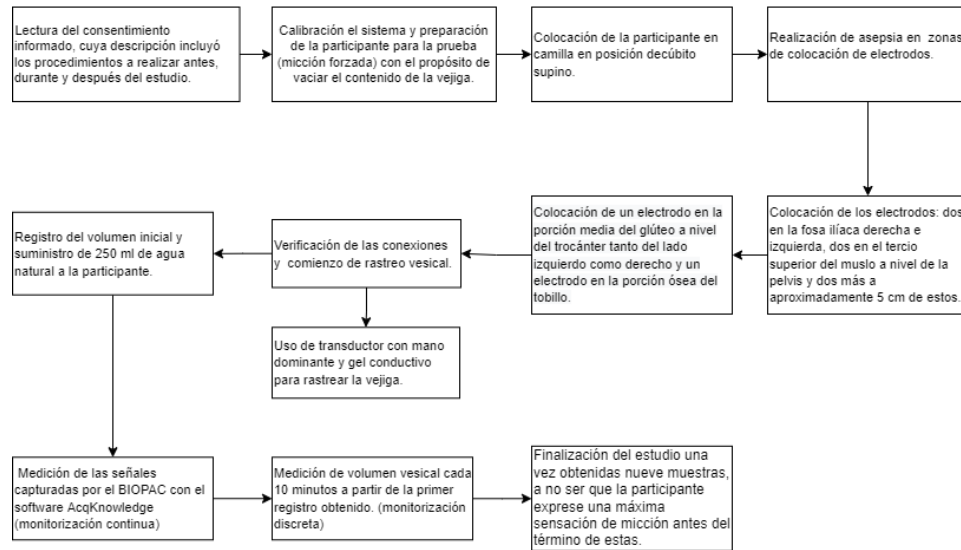


Figura 5. Procedimiento del estudio.

## Análisis de la tendencia de los datos.

Una vez obtenidos los datos de bioimpedancia eléctrica, se requiere ajustar los datos a partir de un modelo matemático con el objetivo de obtener una ecuación de calibración que transforme las variaciones de impedancia en una señal de volumen vesical cuantificable. El ajuste de los datos al modelo matemático se realizará con el programa informático IBM SPSS® Statistics 21.

## Resultados

### Modelo eléctrico RC.

Los datos siguen una tendencia no lineal, como si fuera la carga de un capacitor conectado en paralelo a un resistor. Por ello, se desarrolla el modelo matemático de carga de un sistema eléctrico de tipo capacitor-resistor (RC) paralelo, ver Figura 6.

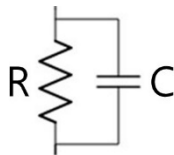


Figura 6. Sistema eléctrico de tipo resistor - condensador en paralelo

Desarrollo matemático:

$$i_C + i_R = 0$$

Donde  $i_C$  e  $i_R$  son la corriente eléctrica del capacitor y de la resistencia. El parámetro común a ambos elementos es el voltaje del capacitor  $v_C$ .

Por lo que, la expresión en términos del voltaje del capacitor queda:

$$\frac{v_C(t)}{R} + C \frac{dv_C(t)}{dt} = 0$$

El valor del capacitor se divide en ambos términos, resultando la siguiente expresión:

$$\frac{dv_c(t)}{dt} + \frac{v_c(t)}{RC} = 0$$

Al resolver la ecuación diferencial para  $v_c(t)$  se obtiene la siguiente expresión:

$$v_c(t) = k \times e^{\left(\frac{t}{RC}\right)} + k_{\text{Offset}} \quad (1)$$

donde,  $k$ ,  $k_{\text{Offset}}$  y  $C$  son las variables incógnitas que será estimadas por una regresión no lineal. Mientras, que  $R$  es el valor del resistor definido con el valor medio de las determinaciones de impedancia obtenidas de los electrodos que se colocaron en los muslos.

### Modelos matemáticos no lineales.

Los cambios de impedancia eléctrica mostraron una tendencia no lineal que asemeja a la carga de un capacitor. Se obtuvieron una serie de modelos matemáticos no lineales. Los parámetros de estos modelos se muestran en la Tabla 1. Los modelos matemáticos presentaron un ajuste superior al 80%. Este ajuste se muestra en la Figura 7.

**Tabla 1.** Parámetros de los modelos matemáticos no lineales.

Participante	Parámetros		
	$k$	$C$ ( $\times 10^9$ )	$k_{\text{Offset}}$
1	30	83	-30
2	32	107	-32
3	36	65	-35
4	27	323	-26
5	24	68	-23
6	29	155	-29

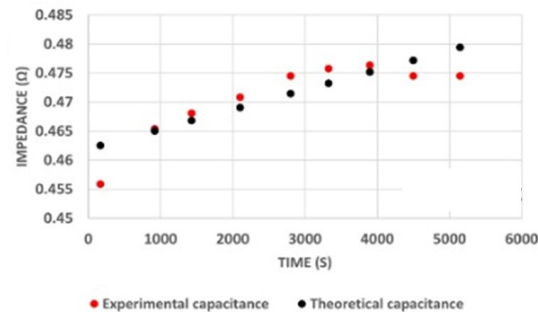


Figura 7. Ajuste no lineal de las determinaciones de impedancia eléctrica debidas al llenado vesical.

## Conclusiones

El objetivo de este estudio fue monitorizar el llenado vesical mediante la técnica de bioimpedancia eléctrica. Para ello, se analizó un grupo de 6 participantes sanos mujeres sin patologías vesicales. Las determinaciones de bioimpedancia evidenciaron una tendencia no lineal que asemeja a la carga de un capacitor. Por tal motivo, estas se analizaron usando el modelo matemático de función de tipo exponencial que caracteriza la carga de un capacitor perteneciente a un sistema eléctrico resistor-capacitor (RC) en configuración paralela. En cada participante se obtuvo una ecuación conformada por tres variables estimadas mediante una regresión no lineal que ajustaba las variaciones temporales de impedancia. Las variables de ajuste  $k$  y  $k_{\text{Offset}}$  evidenciaron tener una distribución aproximadamente del 14% y 15%, respectivamente. Esto puede ser debido a que todas las participantes evidenciaron tener un índice de masa aproximado. Sin embargo, el parámetro  $C$  fue acorde con el tiempo de almacenamiento vesical. Este parámetro podría ser usado para estimar la presión vesical y la del músculo detrusor. Sin embargo, para ello es necesario de aumentar la muestra para obtener un resultado estadísticamente significativo y comparable con los parámetros de estudios estándar de oro como la urodinamia.

## Referencias

- S. Arlandis Guzmán, J.L. Ruiz Cerdá, E. Martínez Agulló. (2005). "Las pruebas funcionales urodinámicas en el diagnóstico de la vejiga neurógena" Volume 39, Issue 6, Pages 343-357, recuperado de: [https://doi.org/10.1016/S0048-7120\(05\)74368-1](https://doi.org/10.1016/S0048-7120(05)74368-1).
- Einstein, A., B. Podolsky, and N. Rosen, 1935, "Can quantum-mechanical description of physical reality be considered complete?", *Phys. Rev.* 47, 777-780.
- Quesada, L., León, R., Cira, C., Betancourt, B., Pestana, J., Elizabeth. (2016). Elementos teóricos y prácticos sobre la bioimpedancia eléctrica en salud. *Revista Archivo Médico de Camagüey*, 20(5), 565-578. Recuperado de [http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1025-02552016000500014&lng=es&tIng=es](http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1025-02552016000500014&lng=es&tIng=es)
- Noguchi, T., Fukai, S., Ishikawa, Y., Shimizu, A., Kimoto, A., & Toyoda, I. (2018). A urinary bladder volume measurement circuit using a simplified very small phase difference measurement circuit. *Electrical Engineering in Japan*, 203(1), 28-36.
- Wang, Q., Wang, H. B., Xu, H., Zhou, W., & Liu, G. Z. (2016). Noninvasive urination-desire sensing method based on bladder bioimpedance spectrum analysis. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 36(2), 191-196.