

Efecto del Flujo Sanguíneo y el Movimiento Corporal en la Variabilidad de las Mediciones de Bioimpedancia

D. Campo^{1*}, C. A. Romero-Beltrán^{1,2}, J. J. Cabrera-López¹, A. Rodríguez Lopez³, F. E. Mercader-Trejo³, R. Antaño López⁴, E. R. Larios-Durán⁵

¹Universidad Autónoma de Occidente, Cali, Colombia.

²Institución Universitaria Antonio José Camacho, Cali, Colombia.

³Universidad Politécnica Santa Rosa Jauregui, Querétaro, México.

⁴Centro de Investigación y Desarrollo Tecnológico en Electroquímica, Querétaro, México

⁵Universidad de Guadalajara CUCEI, Guadalajara, México

**daniela.campo@uao.edu.co*

Abstract— Electrical bioimpedance is a technique commonly used to analyze the electrical properties of biological tissues. For this purpose, an alternating electric current signal of controlled magnitude and variable frequency must be applied to the tissue; the measured response corresponds to an electric potential. Several factors can affect the variability of the measurements, in this case, we seek to analyze the effect of blood flow and body movement on this variability, for which measurements were performed in a test subject with the Gamry reference 3000 Potentiostat/Galvanostat, following a 2^k experimental design and a standardized measurement protocol. An equivalent circuit was proposed from the data obtained, whose parameters in each case of the study were estimated through an adjustment performed in the Zview software. Average values, standard deviation, and coefficient of variation were obtained for the mentioned parameters. However, the conditions established during the experimental process are insufficient to record the physiological effects of interest.

Palabras clave—Bioimpedancia, coeficiente de variación, espectroscopía, flujo sanguíneo, movimiento corporal.

I. INTRODUCCIÓN

La espectroscopía de impedancia eléctrica (EIE) es una técnica no invasiva y de bajo costo que permite analizar las propiedades eléctricas de los materiales, esto mediante la aplicación de una señal sinusoidal de magnitud controlada a diversas frecuencias, midiendo la respuesta generada por el objeto de estudio. Dicha señal puede ser corriente eléctrica, donde la respuesta medida es el potencial eléctrico generado tras su paso por el material, este modo de operación se conoce como galvanostático. Las mediciones pueden ser realizadas con diversas configuraciones de electrodos, siendo las más conocidas bipolar, tripolar y tetrapolar. En el primer caso se emplean dos electrodos para realizar todo el proceso de medición, por lo que los resultados incluyen la contribución de la interfaz electrodo piel. En la configuración tetrapolar se utilizan dos electrodos para inyectar la señal y otros dos para medir la respuesta, reduciendo la polarización de los electrodos y por ende su contribución a la medición [1].

La EIE es una técnica ampliamente utilizada en diversos campos de aplicación como la caracterización de materiales, el análisis microbiológico, la evaluación de calidad de los alimentos, el control de calidad de revestimientos, control de corrosión, análisis de composición corporal, métodos para la realización de cardiografía y tomografía, entre muchas otras aplicaciones [1], [2]. En el caso específico de la bioimpedancia eléctrica (BIE) se hace referencia a la oposición de los tejidos biológicos al paso de la corriente eléctrica [3], basándose en las propiedades eléctricas (conductividad y permitividad) de los tejidos a diferentes valores de frecuencias [4].

En [1], [4]–[8] se han reportado diferentes factores que pueden afectar las mediciones de BIE, entre éstas se destacan las condiciones ambientales; aspectos relacionados con los electrodos como material, tamaño, posición, cantidad y calidad del contacto; factores asociados al sujeto de prueba como género, edad, índice de masa corporal (IMC), grupo étnico, presencia de patologías de base, consumo de alcohol, medicamentos y/o actividades físicas previas a la medición, temperatura y humedad de la piel, al igual que el flujo sanguíneo a través del segmento corporal al que se le realiza la medición de BIE.

El presente trabajo fue realizado con el objetivo de identificar el efecto en las mediciones de BIE en función al flujo sanguíneo y el movimiento corporal, utilizando el Potenciostato/Galvanostato *Gamry reference 3000* en modo galvanostático y una configuración tripolar de electrodos, siguiendo un diseño experimental 2^k con 3 réplicas.

II. METODOLOGÍA

A. Diseño experimental

Se planteó un diseño factorial 2^k, donde k representa los factores a analizar de 2 niveles cada uno, siendo necesarias 2^k observaciones para identificar su efecto en la medición de BIE; cada combinación o tratamiento requiere definir un nivel para cada factor [9]. En este caso, los factores corresponden al movimiento (A) y a la oclusión de la

Arteria braquial (B), estableciendo un nivel bajo (-) y un nivel alto (+) del siguiente manera:

1) *A (movimiento)*: Nivel alto (+) = Movimientos de abducción y aducción del brazo. Nivel bajo (-) = Brazo estático en posición inicial.

2) *B (oclusión de la Arteria braquial)*: Nivel alto (+) = Arteria braquial ocluida a una presión de 200 mmHg. Nivel bajo (-) = Arteria braquial sin ocluir.

Lo anterior establece 4 observaciones o tratamientos, estos se muestran en la matriz de planeación (Tabla 1). El experimento planteado tuvo 3 réplicas, siendo necesario aleatorizar el orden de los tratamientos propuestos en cada corrida; adicionalmente, cada tratamiento fue ejecutado 2 veces consecutivas en cada réplica.

B. Voluntaria

Para el llevar a cabo el experimento se seleccionó a una mujer de 30 años. Los criterios de exclusión del estudio fueron enfermedades crónico-degenerativas, pulmonares, gastrointestinales o que produzcan acumulación local de líquidos y edema; enfermedades estacionales como fiebre, resfriados o alergia; cardiopatías; cáncer; embarazo; consumo de diuréticos; tener prótesis, implantes mamarios o marcapasos; estar en los cinco días anteriores o posteriores al período menstrual.

La voluntaria no había consumido alcohol, medicamentos, ni había realizado actividad física intensa durante las 24 horas previas al experimento. Se le solicitó asistir en ayunas, con ropa cómoda, sin elementos metálicos y evitar el uso de fragancias o cremas corporales.

C. Instrumento de medición

Para las mediciones de BIE se utilizó un Potenciostato/Galvanostato *Gamry Reference 3000*. Este equipo posee diversas funciones que permiten la realización de mediciones de potencial de circuito abierto, voltamperometría lineal y espectroscopía de impedancia eléctrica en modo potencióstático y galvanostático, con configuraciones bipolares, tripolares o tetrapolares de electrodos. Dispone de cuatro sondas: *Working* (verde) y *Counter* (roja), empleadas para aplicar la corriente eléctrica al tejido, *Working Sense* (azul) y *Reference* (blanca), que miden el potencial eléctrico generado [10].

D. Mediciones de BIE

Todas las mediciones fueron llevadas a cabo en horas de la mañana en condiciones definidas, en base a los protocolos propuestos por [4], [5], [11].

Al momento de realizar el experimento se le pidió a la voluntaria evacuar el colon y la vejiga, posteriormente se registraron las variables antropométricas de peso y altura. A continuación, la voluntaria se ubicó en posición de cubito supino sobre una superficie no conductora, con miembros superiores e inferiores en abducción y palmas de las manos

en pronación. La voluntaria debió permanecer en esa posición por 40 minutos hasta alcanzar el equilibrio térmico de la piel [11].

Así, se procedió a conectar la voluntaria al Potenciostato/Galvanostato a través de electrodos superficiales en configuración tripolar. El electrodo *Counter*, fue ubicado en la prominencia ósea en la cara posterior de la muñeca (proceso estiloides de la ulna), distanciado 20.5 cm del respectivo electrodo de trabajo. El electrodo de referencia para la medición de potencial eléctrico se ubicó a 14.5 cm del *Counter*, garantizando 6 cm de distancia con respecto al electrodo de trabajo. Los electrodos se ubicaron en el brazo derecho de la voluntaria, limpiando previamente con alcohol las zonas antes descritas, ver Fig. 1.

Para dar comienzo a las mediciones, se realizó una prueba de potencial de circuito abierto durante 180 segundos, seguida de las pruebas de voltamperometría lineal en sentido anódico y catódico. Una vez culminadas estas mediciones, se configuró el equipo para realizar EIE en modo galvanostático, generando una señal de 5 uA rms y un ancho de banda de 1 Hz a 20 KHz. Finalmente, bajo las condiciones antes mencionadas se llevó a cabo la matriz de planeación del diseño experimental (Tabla 1).

Cabe resaltar que, para las pruebas que requerían la oclusión de la Arteria braquial, se utilizó un esfigmomanómetro *aneroide Hergom* a una presión de 200 mmHg al inicio de la medición de espectroscopía, se conservó dicha presión hasta alcanzar el valor de 20 Hz en el barrido de frecuencias.

TABLA 1
MATRIZ DE PLANEACIÓN DEL DISEÑO EXPERIMENTAL

| Factor | | Combinación de tratamientos |
|----------------|-------------------------------------|-----------------------------|
| A (movimiento) | B (oclusión de la Arteria braquial) | |
| + | - | A, b |
| - | + | a, B |
| + | + | A, B |
| - | - | a, b |



Fig. 1. Ubicación de los electrodos en configuración tripolar en el brazo derecho de la voluntaria.

III. RESULTADOS

Tras realizar un análisis de causa y efecto, se establecieron los principales factores que debían tenerse en cuenta en el estudio, estos se muestran en la Fig. 2. El protocolo para el experimento permitió controlar las demás variables que afectan las medidas de BIE.

Las condiciones de temperatura y humedad relativa del ambiente fueron estables durante el desarrollo de los experimentos, con valores de 20°C y 72% respectivamente. Las características de la voluntaria se muestran en la Tabla 2.

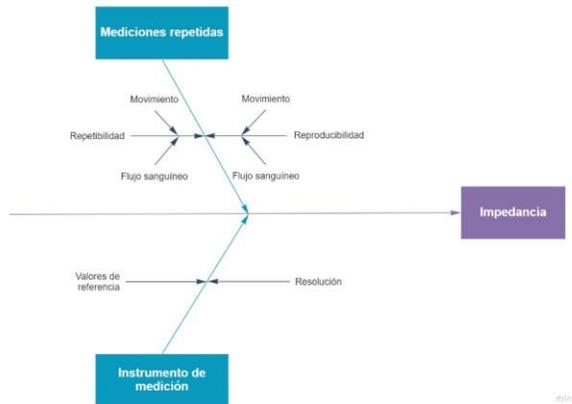


Fig. 2. Factores que influyen en la medición realizada.

TABLA 2
CARACTERÍSTICAS DE LA VOLUNTARIA

| Característica | Valor |
|--------------------------|-------|
| Edad (años) | 30 |
| Estatura (m) | 1.645 |
| Peso (Kg) | 50.3 |
| IMC (Kg/m ²) | 18.6 |

Un espectro típico obtenido en el experimento se muestra en la Fig. 3, este grafico corresponde al diagrama de Nyquist para cada tratamiento planteado. Se definió el modelo eléctrico que representa la impedancia del tejido biológico (ver Fig. 4), el cual está compuesto por dos resistencias (R1 y R2) y un elemento de fase constante (CPE1). Los valores nominales de estos componentes fueron establecidos por el software Zview a partir de los datos experimentales, obteniendo χ^2 menores a 0.022752. Con base a la información asociada al CPE1, se calculó la capacitancia efectiva mediante (1), propuesta por [12], valor que en lo sucesivo se denomina C1.

$$C_{eff} = Q^{1/\alpha} \left(\frac{R_1 * R_2}{R_1 + R_2} \right)^{(1-\alpha)/\alpha} \quad (1)$$

En la Fig. 5a,b,c se muestra la media y desviación estándar de R1, C1 y R2 para los tratamientos realizados, considerando como valor de referencia (blanco) al tratamiento en el que ambos factores se encontraban en nivel bajo. La Fig. 5d muestra el coeficiente de variación asociado a los parámetros antes mencionados.

Es posible observar que el parámetro C1 tiene mayor variación en su valor medio, siendo afectado principalmente por el movimiento, caso en el cual el valor medio difiere del valor blanco un 24.844%. El parámetro R2 tiene menos variaciones que C1, estas están relacionadas con la oclusión de la Arteria braquial, que limita el paso de la sangre a través del segmento corporal analizado. Por otro lado, los

valores de R1 presentan la menor variación, aspecto que también se observa en los diagramas de Nyquist, en este caso la mayor variación está relacionada con el movimiento del segmento corporal, cuyo valor medio difiere del blanco un 2.396%.

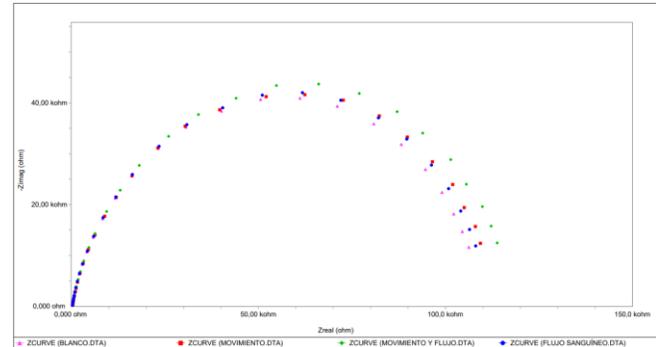


Fig. 3. Diagramas de Nyquist para los tratamientos ejecutados.

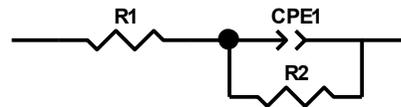


Fig. 4. Circuito equivalente para el segmento corporal estudiado.

IV. DISCUSIÓN

El modelo eléctrico de la Fig. 4 corresponde al modelo Cole, cuyos componentes R1, C1 y R2 están asociados a la resistencia del líquido extracelular, la capacitancia de la membrana y la resistencia del líquido intracelular respectivamente [1]. En el caso de la baja variación de R1, se obtuvo un comportamiento esperado, ya que corresponde a la resistencia en altas frecuencias, donde el componente capacitivo resulta despreciable.

Los resultados obtenidos en el experimento son propios de un sistema biológico, sin embargo, las condiciones establecidas durante la prueba experimental no permiten realizar una correlación directa entre los datos y los efectos fisiológicos de interés. Por un lado, los electrodos fueron ubicados en el lado opuesto a la Arteria radial, esto sumado a la baja amplitud de la corriente aplicada dificultan la observación de cualquier efecto producto de la oclusión de la Arteria braquial. Por otra parte, el movimiento realizado no garantiza que se conserven las mismas condiciones en cada una de las mediciones, pues a pesar de que este fuera repetitivo, no se podía asegurar que en un instante de tiempo determinado se tuviera siempre la misma posición del brazo, lo que impide realizar una comparación apropiada.

V. CONCLUSIONES

Se obtuvieron valores promedio, desviación estándar y coeficiente de variación para los parámetros del modelo eléctrico en cada uno de los casos de estudio. Sin embargo, las condiciones de la prueba experimental son insuficientes

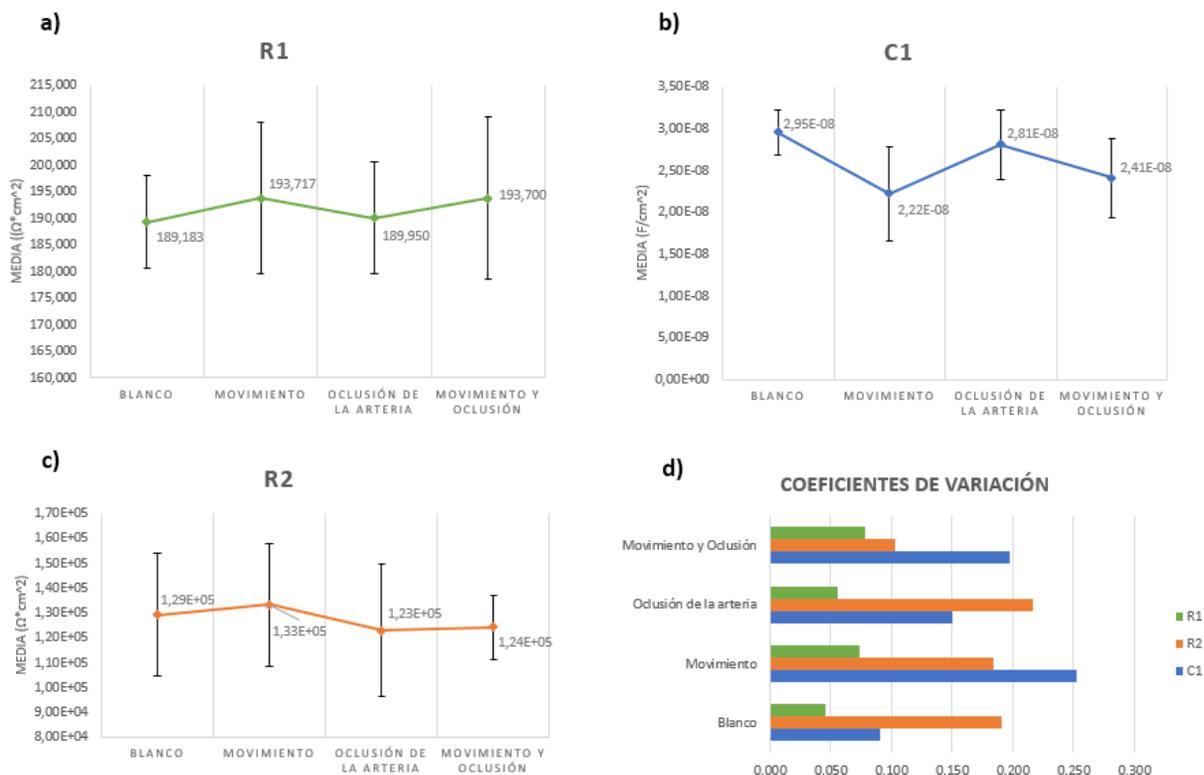


Fig. 5. Media y desviación estándar de los datos obtenidos en los 4 tratamientos para los parámetros a) R1, b) C1 y c) R2. d) Coeficientes de variación de cada parámetro para los 4 tratamientos ejecutados.

para registrar los efectos fisiológicos de interés, por lo que se propone realizar simulaciones con elementos finitos que permitan determinar una mejor ubicación de los electrodos y la magnitud de corriente apropiada para mejorar la sensibilidad de los efectos antes mencionados. Sumado a lo anterior, es necesario realizar más pruebas. Se espera que este trabajo evolucione a trazabilidad y estimación de incertidumbres en las mediciones de BIE.

RECONOCIMIENTO

El autor D. C. agradece a Estefanía Espinoza Márquez por su disposición para ser parte del proceso experimental, al igual que a la Universidad Autónoma de Occidente por apoyar la estancia de investigación para realizar este proyecto.

REFERENCIAS

[1] M. Grossi and B. Riccò, "Electrical impedance spectroscopy (EIS) for biological analysis and food characterization: a review," *J. Sensors Sens. Syst.*, vol. 6, no. 2, pp. 303–325, Aug. 2017, doi: 10.5194/jsss-6-303-2017.

[2] T. K. Bera, "Bioelectrical Impedance Methods for Noninvasive Health Monitoring: A Review," *J. Med. Eng.*, vol. 2014, pp. 1–28, Jun. 2014, doi: 10.1155/2014/381251.

[3] J. C. Columbié Regüíferos, E. del Campo Mulet, A. I. Núñez Bouron, M. Planas Rodríguez, and M. Cuba García, "Clinical and bioelectric characteristics determined by bioimpedance in patients with chronic obstructive pulmonary disease," *MEDISAN*, vol. 21,

no. 6, pp. 703–709, 2017, Accessed: Jun. 17, 2021. [Online]. Available: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1029-30192017000600009&lng=en&tlng=en.

[4] M. Dittmar, "Reliability and variability of bioimpedance measures in normal adults: Effects of age, gender, and body mass," *Am. J. Phys. Anthropol.*, vol. 122, no. 4, pp. 361–370, Dec. 2003, doi: 10.1002/ajpa.10301.

[5] J. Aristizábal and A. Giraldo, "Comparación de la composición corporal de mujeres jóvenes obtenida por hidrodensitometría y tres técnicas de bioimpedancia," *IATREIA*, vol. 30, no. 2, pp. 255–264, Aug. 2017, doi: 10.17533/udea.iatreia.v30n3a01.

[6] L. W. Organ, G. B. Bradham, D. T. Gore, and S. L. Lozier, "Segmental bioelectrical impedance analysis: theory and application of a new technique," *J. Appl. Physiol.*, vol. 77, no. 1, pp. 98–112, Jul. 1994, doi: 10.1152/jappl.1994.77.1.98.

[7] D. Miklavčič, N. Pavšelj, and F. X. Hart, "Electric Properties of Tissues," in *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*, Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc., 2006.

[8] B. H. Cornish, B. J. Thomas, and L. C. Ward, "Effect of temperature and sweating on bioimpedance measurements," *Appl. Radiat. Isot.*, vol. 49, no. 5–6, pp. 475–476, May 1998, doi: 10.1016/S0969-8043(97)00057-2.

[9] M. F. Rodríguez Huerta, "Diseño Robusto en Sistemas de Control," M.S. thesis, Centro de Investigación en Matemáticas AC, Gto, 2012.

[10] Reference 3000™ Potentiostat/Galvanostat/ZRA Operator's Manual, 6.3 ed., Gamry Instruments Inc., Warminster, Pennsylvania, USA, 2019.

[11] K. J. Ramos Gomez, "Análisis de bioimpedancia como variable para estudios de confort termico," M.S. thesis, Universidad de Colima, Col, 2019.

[12] B. Hirschorn, M. E. Orazem, B. Tribollet, V. Vivier, I. Frateur, and M. Musiani, "Determination of effective capacitance and film thickness from constant-phase-element parameters," *Electrochim. Acta*, vol. 55, no. 21, pp. 6218–6227, Aug. 2010, doi: 10.1016/j.electacta.2009.10.065.