

Incertidumbre en los parámetros del vector de impedancia obtenido con el C.I. AFE4300 a partir de la selección de las frecuencias de muestreo e inyección de corriente

G. Moreno González-Terán^{1*}, F.M. Vargas-Luna¹, M.C. Jiménez-Mares¹, J.M. Balleza-Ordaz¹

¹Departamento de Ingeniería Física, Universidad de Guanajuato, León, Gto., México

* gustavo.moreno.gt@gmail.com

Resumen— Los equipos de impedancia usados en el ámbito médico son costosos y complejos en su diseño. Actualmente, en el mercado existen alternativas que permiten construir equipos de impedancia de bajo costo y de uso en el campo clínico, como el CI AFE4300®. En el presente trabajo de investigación se analiza una serie de medidas de impedancia obtenidas con AFE4300 usando cuatro frecuencias de la corriente de inyección y ocho frecuencias de muestreo. Esto con el objetivo de identificar las frecuencias óptimas de muestreo y de inyección de corriente para tener los mínimos errores en la medida de impedancia eléctrica. Para ello, se analizó un circuito resistencia-capacitor conectados en serie. De los resultados obtenidos, se evidenció para el caso de la magnitud de impedancia, que a partir de los 16 kHz de frecuencia de inyección el error en las determinaciones de la impedancia es menor al 1%. Y su mejor desempeño en el rango de 32 a 128 muestras por segundo.

Palabras clave—Calibración, AFE4300, frecuencia de muestreo, impedancia eléctrica.

I. INTRODUCCIÓN

La bioimpedancia eléctrica (BE) es una técnica no invasiva que ha sido evaluada en el ámbito de la medicina. Esta se define como la aplicación de una corriente eléctrica de baja amplitud (valor máximo 5 mA) y la detección de biopotenciales (o viceversa). Entre las aplicaciones de la BE se encuentran: 1) análisis y caracterización celular a partir de su comportamiento estático y dinámico [1], 2) medición de la composición corporal [2], 3) monitorización del volumen-minuto cardíaco [3], 4) obtención de imágenes pulmonares mediante tomografía por impedancia eléctrica [4] y su aplicación en el campo de la neumología [5]. Recientemente, se han publicado estudios en donde se aplican las medidas de bioimpedancia en la evaluación del grado de rechazo del injerto cardíaco en pacientes post-transplantados [6]; y la medición de volumen del fluido corporal en pacientes con problemas cardíacos y renales [7].

Los equipos BE usados en campo clínico son costosos y complejos en su diseño. Estos se clasifican en base a su modo de adquisición de medidas: 1) en sistemas de monitoreo o medición a una sola frecuencia, usualmente a

50 kHz, y 2) en sistemas de medición simultánea a distintas frecuencias (espectroscopía).

En la actualidad diversas compañías comercializan circuitos integrados (CI) de impedancia para crear módulos de medición BE experimentales. Los CI de impedancia ofrecen diversas bondades tales como costo, facilidad de operación del sistema, rango dinámico, etc. Por ejemplo, la compañía Texas Instruments (TI) comercializa una tarjeta de evaluación AFE4300EVM para la medición de impedancia eléctrica, basada en el CI AFE4300; el cual es de bajo costo y fue diseñado para estimar el peso y la composición corporal en básculas electrónicas. El AFE4300 ha sido analizado para su uso en aplicaciones clínicas por Sanchez *et al.* Los autores describen que la excitación de la señal del AFE4300 es generada internamente mediante un sintetizador digital directo (DDS, de sus siglas en inglés) y que su frecuencia puede ser modificada desde los registros del circuito mediante programación [8]. Posteriormente, el mismo grupo de investigación comparó las determinaciones del sistema AFE4300 y los parámetros teóricos obtenidos con modelos matemáticos que describen la composición corporal. De los resultados obtenidos, se han evidenciado correlaciones superiores a 0.95 ($p < 0.05$) entre los parámetros teóricos y estimados [9].

Otra aplicación del AFE4300 es la que realizó Weyer *et al.* Los autores diseñaron un sistema mínimo para monitorizar la perfusión cardíaca. De la comparación de los cambios de impedancia obtenidos con su sistema experimental y de los obtenidos con un sistema ECG (estándar de oro) se evidenciaron correlaciones superiores a 0.95 ($p < 0.05$) [10].

En los estudios anteriores, se compararon los cambios de impedancia obtenidas con el AFE4300 y aquellas medidas obtenidas con un estándar de oro. Sin embargo, en los estudios anteriores no se consideró la calibración del C.I., imposibilitando el hecho de obtener medidas reales de los fenómenos biológicos sometidos a estudio o el garantizar lecturas reales de los fenómenos biológicos. Por tal motivo, nuestro grupo de investigación analiza los parámetros del vector de impedancia obtenido con el CI AFE4300 a partir de la selección de las cuatro frecuencias de la corriente de inyección y ocho frecuencias de muestreo disponibles en el CI. Esto con el objetivo de determinar la incertidumbre de

las medidas de impedancia y caracterizar el funcionamiento del CI para su uso en diversas aplicaciones médicas.

II. METODOLOGÍA

A. Sistema AFE4300EVM® Texas Instruments

En este estudio se usó el sistema de adquisición de impedancia AFE4300EVM, utilizando la modalidad a una sola frecuencia (full wave rectifier, FWR) de la corriente de inyección, usándose las frecuencias 8kHz, 16kHz, 32kHz y 64kHz, que a su vez fueron muestreadas a las velocidades de 8, 16, 32, 64, 128, 250, 475 y 860 muestras por segundo (SPS). El valor pico-pico de la corriente de inyección suministrada por el circuito se encuentra en un rango de los 375µA a los 500µA. Las características del C.I. lo hacen adecuado para diseñar e implementar sistemas de BE portátiles para su uso en el ámbito médico.

Para la obtención de las medidas de impedancia se programaron los registros del CI: ADC_CONTROL_REGISTER1, IQ-MODE_ENABLE, BCM_DAC_FREQ. La calibración se realiza a partir de la estimación de una pendiente y una constante de compensación para la obtención del valor de la magnitud de impedancia para cada frecuencia seleccionada. Una vez que se han configurado los registros del CI para fijar la frecuencia de la corriente de inyección y de muestreo, se continúa con el procedimiento de calibración, el cual se basa en la medición de dos resistencias internas de referencia (Rx y Ry de 99.63 y 999.2 Ω respectivamente), que determinan los límites superior e inferior del rango de calibración para cada frecuencia de la corriente de inyección [11].

B. Circuito eléctrico de prueba RC

En este estudio se usó un sistema resistencia-capacitor (RC) conectados en serie para la adquisición de las medidas de impedancia mediante el CI AFE4300. El valor medido de la resistencia fue de 220.28 Ω (valor nominal 220 Ω). El valor medido del capacitor fue de 91.42 nF (valor nominal 100 nF).

C. Descripción del modelo matemático teórico

Los datos medidos fueron comparados con los obtenidos mediante el modelo matemático propuesto en Moreno González-Terán et al [13]. Este consiste en una resistencia equivalente de Thévenin de la etapa de inyección de corriente y de medición de voltaje de la tarjeta AFE4300EVM, la cual se expresa de la siguiente manera:

$$Z_{eq} = \frac{z_x}{z_a} \quad (1)$$

donde, Z_a contiene principalmente los términos capacitivos y resistivos de la tarjeta y de la parte real de Z_x , al igual que la parte imaginaria, lo que afecta a la impedancia resultante Z_{eq} , en particular al ángulo de fase de ésta.

D. Procedimiento

Las determinaciones de impedancia para el arreglo RC se realizaron mediante la selección de las ocho frecuencias de muestreo y las cuatro correspondientes a la de inyección de corriente. Estas medidas se compararon con las estimaciones obtenidas mediante el modelo matemático teórico, observando el efecto de la frecuencia de muestreo sobre la frecuencia de inyección de corriente en el modo FWR (o viceversa).

E. Análisis estadístico

Todos los datos son expresados en términos de medias y desviaciones estándar. La evaluación de la distribución de normalidad de los datos se hizo mediante la prueba de Kolmogorov-Smirnov. El análisis de las diferencias de los valores medios de las determinaciones de la magnitud del vector de impedancia se realizaron mediante una prueba T para datos pareados. La distribución de las mejores determinaciones de magnitud se analizaron mediante una gráfica de Bland-Altman [12]. El valor de p de las pruebas estadísticas fue establecido en 0.05.

III. RESULTADOS

Los datos obtenidos en el presente estudio evidenciaron seguir una distribución normal (Kolmogorov-Smirnov; $p > 0.05$). Por tanto, los datos se analizarán con pruebas paramétricas.

El valor de la magnitud del vector de impedancia obtenido mediante el modelo matemático teórico a la frecuencia de la corriente de inyección de 8 kHz, 16 kHz, 32 kHz y 64 kHz fue de 310 Ω, 246 Ω, 227 Ω y 222 Ω, respectivamente.

El valor medio de la magnitud de vector de impedancia medido con el CI AFE4300 a una frecuencia de la corriente de inyección 8 kHz, 16 kHz, 32 kHz y 64 kHz, variando la velocidad de muestreo, fue de 320 Ω ± 0.61 Ω, 251 Ω ± 0.06 Ω, 229 Ω ± 0.03 Ω y 223 Ω ± 0.03 Ω, respectivamente. Estos datos se encuentran en la tabla 1.

El valor medio (±DE) de las diferencias de las magnitudes del vector de impedancia obtenidos mediante el modelo matemático teórico y el sistema AFE4300 usando las frecuencias de la corriente de inyección de 8 kHz, 16 kHz, 32 kHz y 64 kHz, y variando la velocidad de muestreo, fue de 11.11 Ω ± 0.61 Ω ($p < 0.01$), 5.61 Ω ± 0.061 Ω ($p <$

0.01), $1.92 \Omega \pm 0.033 \Omega$ ($p < 0.01$) y $0.762 \Omega \pm 0.032 \Omega$ ($p < 0.01$), respectivamente.

TABLA I

DETERMINACIONES DE IMPEDANCIA A CUATRO FRECUENCIAS DE INYECCIÓN DE CORRIENTE Y OCHO FRECUENCIAS DE MUESTREO. ADEMÁS, ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LAS MEDIAS Y VARIANZAS DE LAS DETERMINACIONES DE IMPEDANCIA

Velocidad de Muestreo (SPS)	Frecuencia de Inyección de corriente (KHz)			
	8	16	32	64
8	319.575	251.231	228.797	222.745
16	319.998	251.219	228.797	222.745
32	321.030	251.291	228.797	222.745
64	321.011	251.291	228.797	222.745
128	321.103	251.291	228.869	222.681
250	321.067	251.291	228.859	222.681
475	321.103	251.411	228.807	222.681
860	321.123	251.351	228.859	222.701
Promedio	320.751	251.297	228.823	222.715
Desv. Stdr.	0.607	0.062	0.033	0.032

El valor medio de los porcentajes de error de las estimaciones obtenidas con el modelo teórico (estándar de oro) y las determinaciones medidas con el CI AFE4300 usando una frecuencia de la corriente de inyección 8 kHz, 16 kHz, 32 kHz y 64 kHz, variando la velocidad de muestreo, fue de $3.59 \% \pm 0.19\%$, $2.28\% \pm 0.025 \%$, $0.85 \% \pm 0.014\%$ y $0.34 \% \pm 0.015 \%$, respectivamente.

La tendencia de las medias de impedancia obtenidas mediante el sistema AFE4300 determinadas por la selección de la frecuencia de inyección y la de muestreo se muestran en la Fig. 1.

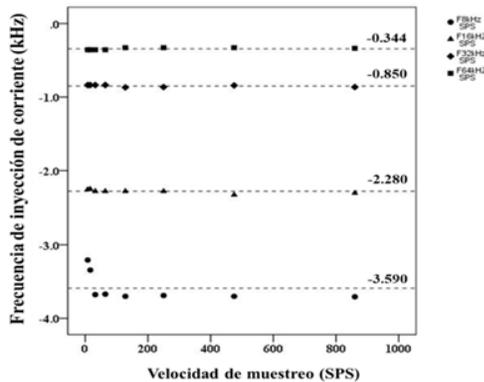


Fig. 1. Tendencia de las medidas de impedancia eléctrica obtenidas mediante el AFE4300 seleccionando frecuencia de inyección de corriente (8, 16, 32 y 64 kHz) y velocidad de muestreo (8, 16, 32, 64, 128, 250, 475 y 860 SPS).

El análisis de las diferencias entre las magnitudes del vector de impedancia obtenido con el modelo teórico y con el sistema AFE4300 para cada frecuencia de la corriente de inyección se realizó mediante una gráfica de Bland y Altman, ver Fig. 2.

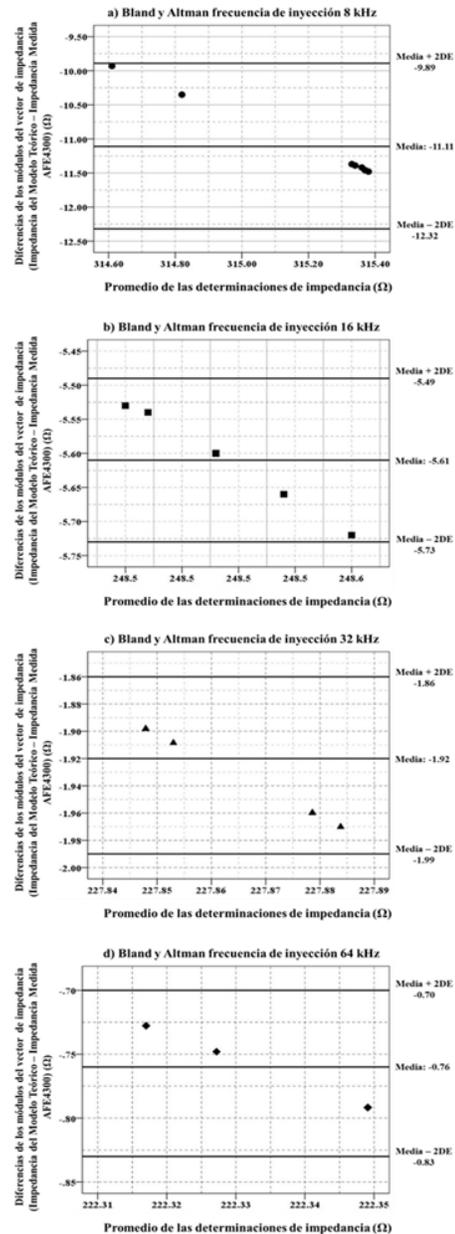


Fig. 2. Gráficas de Bland y Altman. Análisis de las diferencias de las determinaciones de impedancia obtenidas con el CI AFE4300 usando cuatro frecuencias de la corriente de inyección (8, 16, 32 y 64 kHz) y variando la frecuencia de muestreo.

En las gráficas de Bland y Altman se evidencia un empalme de puntos en las gráficas. En la gráfica de la figura 2b se empalman 4 puntos (valor medido: 251.29 Ω , promedio de valores medidos: 248.49 Ω), en la figura 2c se empalman 4 datos en un punto (valor medido: 228.79 Ω , promedio de valores medidos: 227.84 Ω) y 2 datos en otro punto (valor medido: 228.85 Ω , promedio de valores medidos: 227.87 Ω). Finalmente en la Figura 2d se empalman 4 datos en un punto (valor medido: 222.74 Ω , promedio de valores medidos: 222.35 Ω) y tres datos en otro (valor medido: 222.68 Ω , promedio de valores medidos: 222.32 Ω)

IV. DISCUSIÓN

El objetivo del presente trabajo de investigación fue determinar la incertidumbre de las medidas de impedancia obtenidas con el CI AFE4300 en el modo FWR usando la selección entre cuatro frecuencias de la corriente de inyección y ocho velocidades de muestreo. Para ello se realizaron una serie de determinaciones de impedancia en un sistema eléctrico resistencia-capacitor conectados en serie.

El porcentaje de error (%) de las determinaciones de impedancia a la frecuencia de la corriente de inyección de 8 kHz de la velocidad de muestreo de 8 SPS a la de 860 SPS varió aproximadamente un 0.5%. En el caso de la frecuencia de inyección de 16 kHz de la baja a la alta velocidad de muestreo, la variación del porcentaje de error de las determinaciones de impedancia fue de 0.05% aproximadamente. Para el caso de la frecuencia de inyección de 32 kHz, la variación fue aproximadamente de 0.033%. Finalmente, para el caso de 64 kHz, la variación fue de 0.029%.

El porcentaje de error (%) de las determinaciones de impedancia a las ocho velocidades de muestreo de la frecuencia de inyección baja (8 kHz) a la alta frecuencia (64 kHz) varió en una razón de cambio de $1.12\% \pm 0.06\%$, evidenciando errores máximos (frecuencia 8 kHz) y mínimos (frecuencia 64 kHz) de $3.6\% \pm 0.2\%$ y $0.34\% \pm 0.014\%$, respectivamente. De estos datos se puede evidenciar que el error en las mediciones se reduce a partir de los 16 kHz, mostrando que el CI tiene mejor desempeño por arriba de esta frecuencia de inyección.

V. CONCLUSIÓN

El CI AFE4300 en el modo de operación FWR permite obtener mediciones de impedancia con errores menores al 4%, a cualquiera de las frecuencias de inyección de corriente utilizadas, para cualquiera de las 8 posibles frecuencias de muestreo permitidas por el circuito integrado, mostrando

una alta correlación entre los valores medidos mediante el circuito integrado y los calculados mediante el modelo matemático propuesto en Moreno González-Terán et al [13].

El mejor desempeño del CI AFE4300 se logra al seleccionar velocidades de muestreo entre las 32 y los 128 SPS, usando las frecuencias de la corriente de inyección de 32 y 64 kHz.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] I. Giaever and C. R. Keese, "A morphological biosensor for mammalian cells." *Nature*, vol. 366, no. 6455, pp. 591-592, Dec. 1993.
- [2] H. C. Lukaski, "Methods for the assessment of human body composition: traditional and new." *The American journal of clinical nutrition*, vol. 46, no. 4, pp. 537-556, Oct. 1987.
- [3] P. K. Kaupinen, J. A. Hyttinen, and J. A. Malmivuo, "Sensitivity distributions of impedance cardiography using band and spot electrodes analysed by a 3-D computer model." *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 26, no. 4, pp. 694-702, Jul. 1998.
- [4] K. Boone, "Imaging with electricity: report of the European concerted action on impedance tomography." *J. Med. Eng. Tech.*, vol. 21, no. 6, pp. 201-232, Dec. 1997.
- [5] Frerich I. (2000). Electrical impedance tomography (EIT) in applications related to lung and ventilation: a review of experimental and clinical activities. *Physiological Measurements*, vol. 21, no. 2, pp. R1-R21, Jul. 2000.
- [6] J. Cinca, J. Ramos, M. A. García, R. Bragos, A. Bayés-Genis, Y. Salazar, R. Bordes, S. Mirabet, J. M. Padró, J. G. Picart, X. Viñolas, J. Rosell-Ferrer, "Changes in myocardial electrical impedance in human heart graft rejection." *Eur J Heart Fail*, vol. 10, no. 6, pp. 594-600, Jun. 2008.
- [7] A. Piccoli, "Bioelectric impedance measurements for fluid status assessment." *Contributions to Nephrology*, vol. 164, pp.143-152, April 2010.
- [8] B. Sanchez, A. Praveen, E. Bartolome, K. Soundarapandian, and R. Bragos, "Minimal implementation of an AFE4300-based spectrometer for electrical impedance spectroscopy measurements.", in *Journal of Physics: Conference Series* 2013, vol. 434, no. 1, pp. 012014. IOP Publishing.
- [9] B. Sanchez, A.L.P. Aroul, E. Bartolome, K. Soundarapandian, and R. Bragós, "Propagation of measurement errors through body composition equations for body impedance analysis.", *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 63, no. 6, pp. 1535-1544, Dec. 2014.
- [10] S. Weyer, T. Menden, L. Leicht, S. Leonhardt, and T. Wartzek, "Development of a wearable multi-frequency impedance cardiography device.", *Journal of medical engineering & technology*, vol. 39, no. 2, pp. 131-137. Nov. 2015.
- [11] Yang Van, Aroul Praveen, Wen Kevin. Impedance Measurement with the AFE4300: Application Report. SBAA202. Texas Instruments. Oct. 2013.
- [12] J. M. Bland and D. G. Altman, "Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement.", *The Lancet*, vol.327, no. 8476, pp. 307-310, Feb. 1986.
- [13] Moreno González-Terán G., Jiménez-Mares MC y Balleza-Ordaz M. "Caracterización matemática del sistema de calibración de la tarjeta de impedancia eléctrica AFE4300 para su uso en campo clínico" en Memorias del XL Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica, Monterrey, NL, pp. 245-248. DOI: 10.24254/CNIB.17.45