



Caracterización de la impedancia eléctrica corporal en sujetos con padecimientos renales crónicos

Abel Calle Herranz¹, Reniel Carvajal Alfonso², Angel Regueiro-Gómez²

¹ Centro Provincial de Electromedicina (CPE La Habana)

² Departamento de Bioingeniería (CEBIO), ISPJAE

Email: abel.calle@infomed.sld.cu

RESUMEN:

El trabajo aborda el estudio y caracterización de la medición de impedancia eléctrica corporal con ayuda de un canal de medición de un *KIT* de desarrollo (AD5933) y un arreglo de electrodos colocados en las extremidades superiores e inferiores en sujetos voluntarios, sanos y con problemas renales crónicos. Se analizan las características de las mediciones realizadas a un *phantom* desarrollado a nivel de laboratorio, donde se demuestra la correspondencia entre la variabilidad de la impedancia con respecto a la pérdida del volumen de líquido almacenado en el mismo, similar a lo que ocurre durante el proceso de hemodiálisis. Se realizan mediciones a una muestra de 17 sujetos voluntarios (hombres y mujeres comprendidas entre 20 y 85 años), analizándose la variabilidad de la impedancia eléctrica corporal en el intervalo desde 5 kHz hasta 55 kHz. Se observó la relación entre el promedio de la variabilidad diferencial de la impedancia corporal medida y su posible relación con la variable Peso Seco obtenida antes y posterior al proceso de hemodiálisis en los sujetos estudiados.

Palabras claves: Hemodiálisis, medición de impedancia corporal, peso seco.

ABSTRACT: *This work shows the study and characterization of whole-body electric impedance measurement with a channel of development KIT (AD5933) and an arrangement of electrodes placed in the superior and inferior extremities in voluntary healthy peoples and with renal critical problems. The characteristics of measurement are analyzed with the study of a phantom developed at laboratory level, where is demonstrated the correspondence among the variability of the impedance with regard to the loss of the volume of the liquid stored, similar as dialysis process. We are carried out measurements in 17 voluntary people (men and women between 20 and 85 years), being analyzed the variability of the whole-body electric impedance in the interval from 5 up to 55 kHz. We observed the relationship among the differential average of whole-body electrical impedance measurement variability and their relation with the Dry Weight variable obtained before and later to hemodialysis process in different studied peoples.*

Keywords: Hemodialysis, whole electrical impedance measurement, dry weight

Characterization of the whole-body electrical impedance in subjects with renal chronic diseases

INTRODUCCION

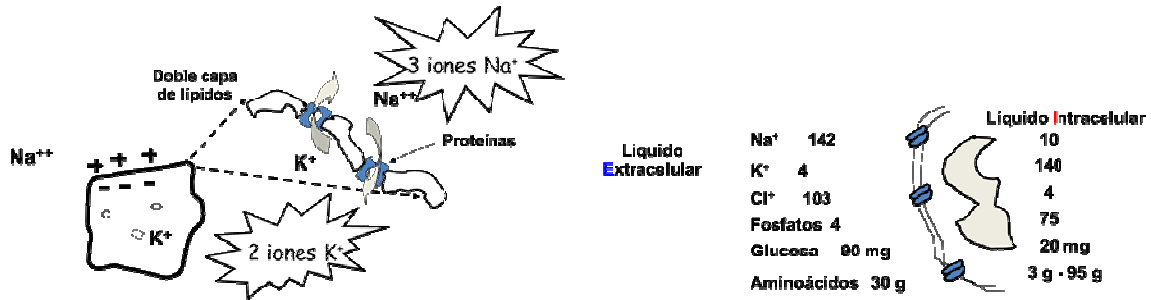
La medición de variables fisiológicas asociadas a la identificación de patologías en diversos sistemas funcionales constituye un reto para el desarrollo de tecnologías y sistemas biomédicos¹. El sistema renal es uno de los más importantes sistemas fisiológicos del organismo, pues a través de este se desarrolla la eliminación de sustancias tóxicas en la sangre eliminándose estas a través de la orina. El funcionamiento de este sistema mantiene el balance del fluido corporal, garantizando el adecuado equilibrio ácido-base, de electrolitos y otros componentes en el cuerpo; así como permite la eliminación de iones desestabilizadores y sales orgánicas perjudiciales al organismo desde el flujo sanguíneo. Aproximadamente 500 millones de personas en el mundo sufren de enfermedades renales, y debido a múltiples factores, estas continúan aumentando internacionalmente. La diabetes y la hipertensión arterial son las causas más comunes de fallas del riñón. Estas ubican la insuficiencia renal crónica entre las 10 primeras causas de muerte en el mundo.

La determinación de la masa corporal se ha convertido en la actualidad en una herramienta indispensable para determinar el estado nutricional y de hidratación (por defecto o exceso) en los humanos. Muchas enfermedades se acompañan del cambio corporal, lo cual se observa con frecuencia en pacientes que padecen de Insuficiencia Renal Crónica, cuyo único tratamiento temporal es la hemodiálisis con el objetivo de lograr posteriormente una sustitución exitosa de los órganos dañados a través de una compleja intervención quirúrgica. Hasta la actualidad se han desarrollado diversas técnicas (invasivas y no invasivas) para la estimación de parámetros clínicos relacionados con el control de los sujetos sometidos a este tipo de tratamiento, entre ellos se pueden mencionar: el control del peso seco, el volumen total de agua en el sujeto, la determinación del peso graso, etc., todas ellas generalmente a un costo elevado².

La variable Peso Seco se debe medir a partir de la determinación del peso del sujeto al inicio y al final del tratamiento, el cual suele durar típicamente unas 4 horas. Durante el tratamiento se hace necesario chequear sistemáticamente esta variable pues está relacionada con la cantidad de líquido corporal (fundamentalmente agua, nutrientes y toxinas a eliminar) que intercambia el paciente (sangre) con el líquido de diálisis, lo cual debe mantenerse balanceado para no producir efectos secundarios en el sujeto ante la pérdida excesiva de líquido³. La rutina clínica en ocasiones se ve afectada por la falta de instrumentos de medición (Medidor de Peso, Talla, etc.) e incluso por la mala operación de los especialistas ante los procedimientos establecidos y la fuerte presión de trabajo en el área de atención a este complejo tipo de pacientes cuando aparecen roturas o fallas de los sistemas de hemodiálisis disponibles. Hoy día, la mayoría de los sistemas comerciales no incluyen la medición continua de la variable peso seco, lo cual sería de gran importancia durante el período de diálisis, pues evitaría la aparición de efectos secundarios en el paciente, como suelen ser: temblores, disminución de la temperatura corporal, malestar general de fatiga o decaimiento, afectación de la presión sanguínea arterial; así como otros efectos de conducta como pueden ser el rechazo al tratamiento y la aparición de una actitud hostil ante la aplicación del mismo por el personal médico especializado.

Una técnica que ha comenzado a ser de interés internacional en su aplicación para este tipo de patologías es la Espectroscopia de Impedancia (EI), denominada también como Medición de Bioimpedancia^{4,5}. Este método consiste en aplicar una corriente alterna al cuerpo humano para obtener la medición de la impedancia Z (módulo y fase entre corriente y tensión eléctrica asociada) con ayuda de un arreglo de transductores (generalmente electrodos de superficie), ya sea a frecuencia fija o a través de un intervalo de frecuencias, considerando además los parámetros morfo-fisiológicos del sujeto bajo estudio (sexo, edad, talla, peso, etc.)^{6,7}. A nivel celular existen diferentes mecanismos (Bomba Sodio-Potasio, Difusión Simple por gradientes, etc.), que aseguran la conducción iónica de los diferentes componentes en el tejido (Fig. 1), garantizando el intercambio de nutrientes, líquidos y desechos a eliminar⁸.

En la figura 1 (Izq.) se aprecia la base del funcionamiento de la bomba Sodio-Potasio, donde se intercambian 3 iones Sodio (Na^+) y dos iones Potasio (K^+) a través de las puertas de la membrana intracelular (proteínas especializadas), lo que provoca un cambio de polaridad entre el líquido intracelular y el líquido extracelular. Adicionalmente, en la figura 1 (Der.) se aprecia el mecanismo de difusión simple basado en el intercambio de sustancias debido a la concentración de estas componentes interna y externa en las células según la ley de Nernst (E_v : diferencia de potencial), todo lo cual refuerza el grado de conducción del volumen del tejido y la variabilidad de su impedancia.



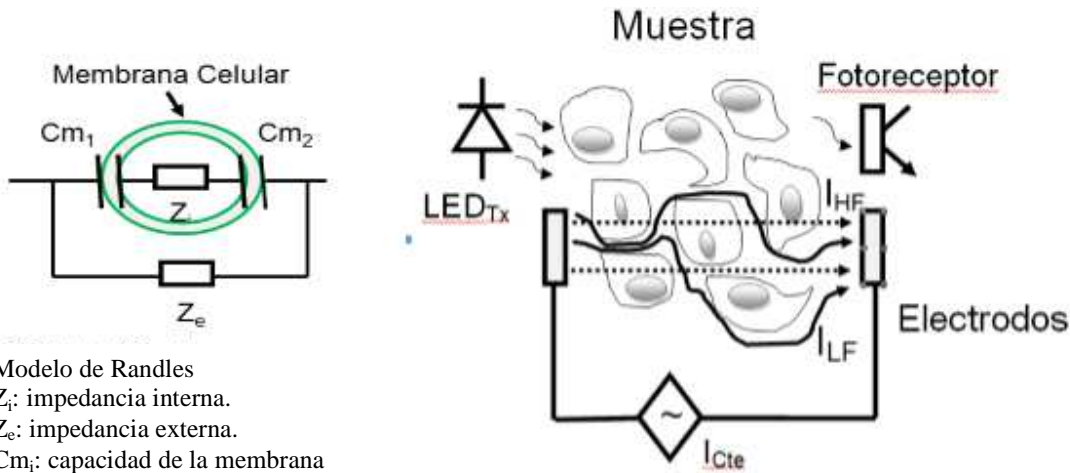
Ecuación de Nersts: $E_v = k \log \frac{[C_i]}{[C_e]}$ donde $k = -\frac{nF}{RT}$ $[C_i] = C_i f_i$, R: Constante de los gases, T: Temperatura absoluta, n: Valencia del ión, F: constante de Faraday, C_i es la concentración del ión y f_i es el coeficiente de actividad del ión.

Figura 1. Representación de los mecanismos de transporte (conducción iónica) a nivel celular (Izq.: Bomba Sodio-Potasio, Der.: Difusión simple de acuerdo a la ecuación de Nerst).

Para un adecuado proceso de hemodiálisis (eliminación de toxinas y líquido corporal) se debe ajustar el suministro de la dosis de dializado (DD) en el paciente, la cual depende de la relación de tres elementos básicos: 'k' que representa la constante de aclaramiento, 't' que representa el tiempo de dializado y 'V' que representa el volumen de líquido corporal del sujeto, como se muestra en la ecuación (1):

$$DD = \frac{kt}{V} \quad (1)$$

Para un volumen de tejido entre un arreglo de dos electrodos (Fig. 2) se logra definir la capacidad asociada a la sección de tejido como:



Interacción de estímulos ópticos y eléctricos en un volumen de muestra celular (I_{HF} corriente de estímulo a alta frecuencia, I_{LF}: corriente de estímulo a baja

Figura 2. Representación del modelo de Randles a parámetros concentrados (Izq.) y del comportamiento de las células ante un estímulo aplicado (Der.).

$$C_t = \frac{A \epsilon}{d} \quad (2)$$

donde: 'A' representa el área de los electrodos, 'd': la distancia de separación de los mismos y 'ε' representa la permitividad del medio (conductividad iónica en el tejido), la cual es compleja debido a los componentes biológicos del tejido (líquido intracelular, líquido extracelular, iones y cationes principalmente Na⁺, K⁺, Ca²⁺, Cl⁻ y otros compuestos, organelos como la mitocondrias, los ribosomas, los lisosomas y otros, la membrana celular, etc.) y puede ser representada en dos componentes como muestra la ecuación (3):

$$\epsilon^*(w) = \epsilon'(w) - j\epsilon''(w) \quad (3)$$

donde el primer término representa la parte real de la permitividad del tejido en función de la frecuencia y el segundo término está asociado a las pérdidas durante el paso de corriente en función de la frecuencia de trabajo⁹.

Del circuito equivalente simplificado de la figura 2(Izq.), y considerando que el cuerpo humano forma un cilindro uniforme de área, longitud y radio conocidos, la impedancia eléctrica corporal se puede determinar como:

$$Z_{eq} = z_e // z' \quad (4)$$

donde

$$z' = z_i + \frac{1}{jw C_m} \quad (5)$$

Desarrollando y sustituyendo los términos en la expresión (4), se puede obtener:

$$Z_{eq} = \frac{z_i z_e^2 + z_e z_i^2 + \frac{z_e}{w^2 C_m^2}}{(z_e + z_i)^2 + \frac{1}{w^2 C_m^2}} - \frac{1}{j} \left(\frac{z_e (z_e - z_i)}{w C_m (z_e + z_i)^2 + \frac{1}{w C_m}} \right) \quad (6)$$

donde se aprecia que ambos términos, el real y el imaginario dependen de la frecuencia de trabajo (w). A medida que la frecuencia aumenta, se puede llegar a anular el término complejo y además se simplifica la impedancia equivalente total, la cual depende principalmente de las componentes reales de las impedancias z_i y z_e según:

$$Z_{eq} = \frac{z_i z_e}{z_i + z_e} \quad (7)$$

A partir del comportamiento capacitivo del volumen de tejido seleccionado (Fig. 2-Der.), se puede asociar la respuesta en las diferentes bandas de frecuencias de trabajo, donde se destaca que a bajas frecuencias (f < 1 kHz), el recorrido de la señal de estimulación bordea las membranas de las células entre los electrodos, mientras que a alta frecuencia, la señal de estímulo atraviesa tanto el líquido extracelular como el líquido intracelular con todos los elementos internos de las células durante la trayectoria del estímulo. Esta característica permite el empleo de la técnica de medición de impedancia corporal para la caracterización del peso seco de un sujeto, si se coloca adecuadamente el arreglo de electrodos entre la zona radial del brazo y el tobillo en la pierna en la misma sección lateral del cuerpo (posición: BIA distal considerada como el estándar para este tipo de investigación)¹⁰.

MATERIALES Y MÉTODOS

Para el estudio y caracterización de la impedancia eléctrica corporal en sujetos voluntarios, se empleó un sistema de medición formado por un arreglo de electrodos reusables de Ag/AgCl con forma rectangular y área de contacto: 3,5 x 3 cm, y un *KIT* de desarrollo: AD5933¹¹ acoplado por puerto USB a un ordenador portátil (HP-550, Procesador: INTEL CoreDuo, reloj: 1.40 GHz, RAM: 2 GB, HD: 280 GB, SO: Windows 7 Professional) como muestra la figura 3.

El *KIT* de medición presenta las siguientes características generales:

- Resolución de los convertidores ADC y DAC internos: 12 b.
- Intervalo de medición (Z_x): 100 Ω - 10 M Ω .
- Exactitud: 0,5%.
- Resolución en frecuencia: 27 b ($\leq 0,1$ Hz).
- Conexión: USB.
- Oscilador interno (16 MHz).
- Control programable de ganancia (x1 y x 5).

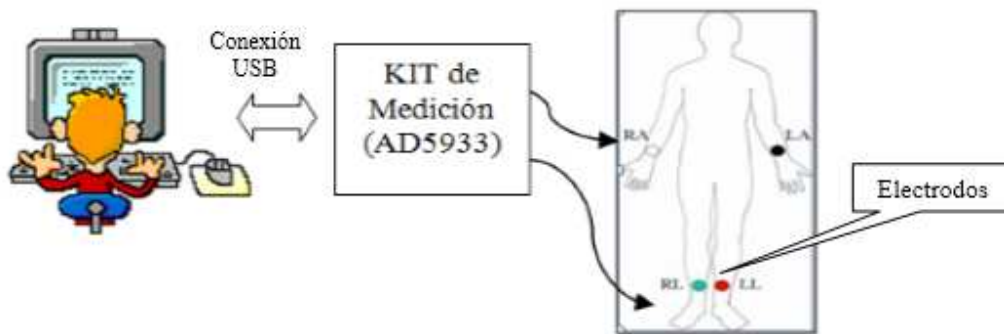


Figura 3. Sistema de medición para la caracterización de la impedancia eléctrica corporal
(R_i y L_i : arreglo de dos electrodos en brazos y piernas derecho o izquierdo).

Con ayuda de cajas decádicas resistivas, se procedió a verificar la linealidad del sistema para valores altos y bajos de impedancia, considerando el intervalo de trabajo ofrecido por el fabricante ($100 \Omega < z < 10 \text{ M}\Omega$); así como el ancho de banda de trabajo típico del sistema ($5 \text{ kHz} < f < 55 \text{ kHz}$).

La figura 4 muestra la curva de calibración obtenida para resistencias bajas ($R_{cal}=475 \Omega$) similares a las reportadas por algunos autores en la adquisición de la impedancia eléctrica corporal¹⁰, donde se puede apreciar la buena linealidad mostrada del sistema: error de cero $e_{offset}=6.8 \Omega$, error de ganancia $e_g=0.02$ y error de no linealidad de ganancia $e_{nlg}= 1.25\%$).

Con ayuda del generador interno del sistema ($f_{osc}= 16 \text{ MHz}$) se pudo verificar que es capaz de generar las frecuencias de trabajo, a partir de colocar adecuadamente los parámetros de la interfaz de control (frecuencia inicial, incremento o delta de frecuencia durante el barrido, fuente de generación: reloj interno o fuente externa).

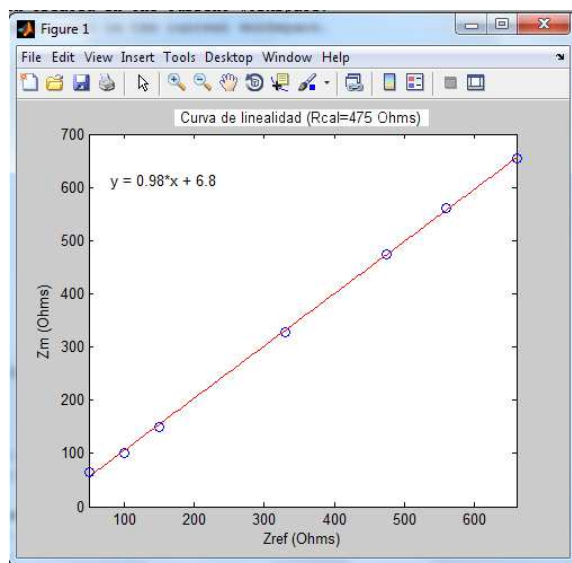


Figura 4. Resultados de la calibración del sistema (KIT AD5933).

Con el sistema propuesto, se procedió previamente a evaluar el comportamiento de un *phantom* (Fig. 5) formado por una esponja con longitud y sección transversal conocida, para simular la caracterización de la variabilidad de la impedancia eléctrica durante el proceso de dializado.



Figura 5. Simulación del sistema de retención/eliminación de líquido durante la hemodiálisis en los pacientes (Izq.: *Phantom*, Centro: *KIT* de medición: AD5933, Der.: Interfaz de medición en estación de trabajo: PC).

Posteriormente se realizaron mediciones en sujetos supuestamente sanos y en sujetos con problemas renales crónicos en edades comprendidas entre 22 y 83 años (Tabla 1). Muchos de los pacientes llevaban entre uno (1) y hasta 9 años de tratamiento hemodialítico, existiendo un caso que a pesar de ser trasplantado, su cuerpo rechazó el riñón, y tuvo nuevamente que someterse a tratamiento terapéutico sistemático hasta una nueva oportunidad de trasplante.

Todos los casos durante el proceso de medición, estaban controlados por parte del personal clínico y los especialistas técnicos. En general los pacientes mostraron gran cooperación en su atención y en la propuesta de participación voluntaria del experimento bajo observación de los especialistas clínicos y profesionales técnicos.

Tabla 1. Caracterización de la muestra de estudio.

Sujetos	Estatura (m)	Edad (años)	Peso Corporal Inicial (kg)	Peso Corporal Final (kg)	Observaciones
SSA-H1	1,83	52	79,5	-	Sujetos voluntarios supuestamente sanos
SSB-H1	1,56	25	53	-	
SSC-H3	1,85	25	79	-	
SSD-M1	1,70	22	52	-	
SSE-M3	1,50	22	50	-	
P1-H1	1,83	76	59	57,5	Fístula Arterio-Venosa
P2-M1	1,56	47	59	57	Fístula Arterio-Venosa
P3-H3	1,50	40	47,5	45	Catéter aórtico
P4-H2	1,63	80	57,5	57	No necesitaba perder peso
P5-H2	1,43	37	79,5	76,5	Trasplantado
P6-M2	1,41	56	71	67	Fístula Inguinal pierna derecha
P7-H1	1,53	55	62	62	No necesitaba perder peso
P8-H3	1,60	61	62	61	Fístula Arterio-Venosa
P9-H2	1,77	73	64	61	Fístula Arterio-Venosa
P10-H1	1,65	83	68	68	Obeso sin necesidad de perder peso
P11-H2	1,70	60	82	81	Fístula Arterio-Venosa

Leyenda: SSx: Sujeto sano, P#: Paciente, H: hombre, M: Mujer, 1: Raza Blanca, 2: Raza Negra, 3: Mestizo

Diseño de experimentos: método de medición

Para la verificación del sistema se empleó inicialmente un *phantom* formado por una sección rectangular de esponja absorbente (12 cm de longitud con área de 1 x 1 cm), la cual fue soportada por sus extremos entre los dos electrodos reusables de ECG (área de contacto 3,5 x 3 mm). Inicialmente, se procedió a medir la impedancia de la esponja seca (Fig. 4). Posteriormente la esponja se llenó de agua saturándose su interior, de modo que simula el comportamiento de un sujeto durante el inicio del proceso de hemodiálisis (elevada retención de orina y sustancias tóxicas con exceso de agua corporal). Posteriormente se procedió a la extracción de líquido de la esponja, de modo que fuera perdiendo unos 15 ml de su contenido de agua con ayuda de un gotero calibrado, hasta lograr que esta estuviera sin contenido de líquido en su interior similar al final del proceso de diálisis en un sujeto, comparándose los resultados obtenidos.

De cada uno de los sujetos que conformaron la muestra de estudio, se adquirieron diversos datos clínicos que complementan la fuente de información en la base de datos desarrollada sobre la variabilidad de la bioimpedancia corporal de los sujetos. Los primeros sujetos relacionados en la Tabla 1, fueron voluntarios aleatorios que participaron en la caracterización preliminar del sistema, y en todos los casos no requerían de un proceso de dializado. Para realizar la medición sobre el resto de los individuos (pacientes), se adquirieron los datos en un primer registro previo al inicio de la aplicación de la hemodiálisis en la sala acondicionada de la instalación hospitalaria (sujeto acostado y relajado), considerándose estos registros de datos como referencia para el análisis final de la investigación. Además, se adquirieron otras variables de interés: presión sanguínea medida por auscultación de sonidos; la talla, el peso y el estado general del sujeto.

Para el registro final de datos, se esperó hasta la conclusión del tiempo del tratamiento clínico (proceso de hemodiálisis), el cual osciló típicamente entre 3 y 4 horas en los pacientes estudiados.

Los parámetros fundamentales programados en la interfaz del *KIT* para la adquisición de la variabilidad de la impedancia fueron:

- Barrido de frecuencia desde 5 kHz hasta 60 kHz.
- Señal sinusoidal aplicada al paciente: 300 μ A.
- Colocación de electrodos: zona BIA distal (mano-pierna) en sector contrario al brazo de conexión del equipo de Hemodiálisis (miembro donde estaba la fístula arterio-venosa o el catéter).
- Salva del registro de datos en fichero habilitado al efecto en el ordenador empleado (Confección de base de datos).

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Análisis de los resultados del comportamiento del *Phantom*

Del análisis del estudio del comportamiento del *phantom* (Fig. 6) se pudo apreciar que ante la pérdida progresiva de líquido interno (proceso similar a lo producido durante la diálisis de los pacientes), la impedancia varía de acuerdo a las variaciones del volumen de líquido en el medio bajo estudio desde el punto de calibración propuesto por el usuario (en este caso se tomó el valor recomendado por el fabricante: 200 k Ω) hasta los 3,5 M Ω a partir de la calidad del agua empleada (en este caso agua natural).

Con ayuda del sistema (*KIT AD5933*) se desarrolló un barrido desde 5 kHz hasta 55 kHz, analizándose las diferentes etapas durante un vaciado de la esponja utilizada como *phantom*. Para la frecuencia de 10 kHz, seleccionada como frecuencia de referencia en este experimento desarrollado, se pudo apreciar la existencia de cierta variación de la impedancia durante el proceso de llenado-secado, lográndose obtener similar valor inicial y final después de la ejecución del llenado-vaciado con agua natural. Este comportamiento asegura que el sistema permite estudiar el comportamiento de un paciente durante el proceso de hemodiálisis, donde se persigue como objetivo principal, el dializado de la sangre para la reducción de desechos tóxicos nocivos y del exceso de líquido corporal en el individuo.

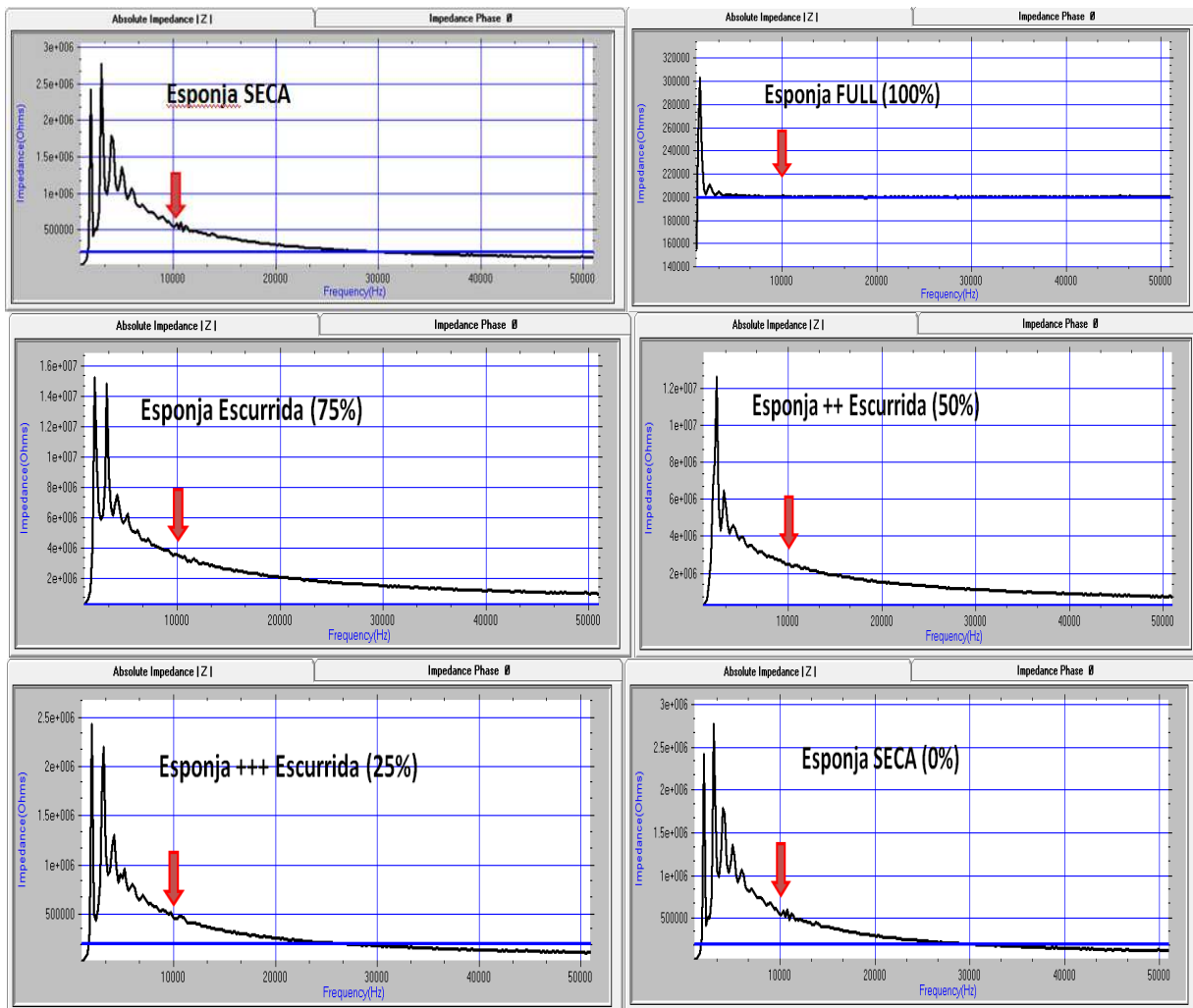


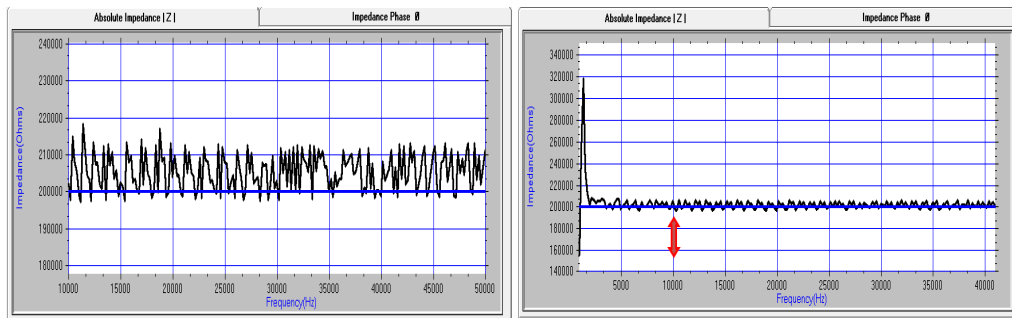
Figura 6. Comportamiento de la variabilidad de la impedancia eléctrica en el *phantom* durante el proceso de extracción del líquido de su interior (simulación del proceso de diálisis en un sujeto).

Análisis del resultado de las mediciones en sujetos voluntarios sanos

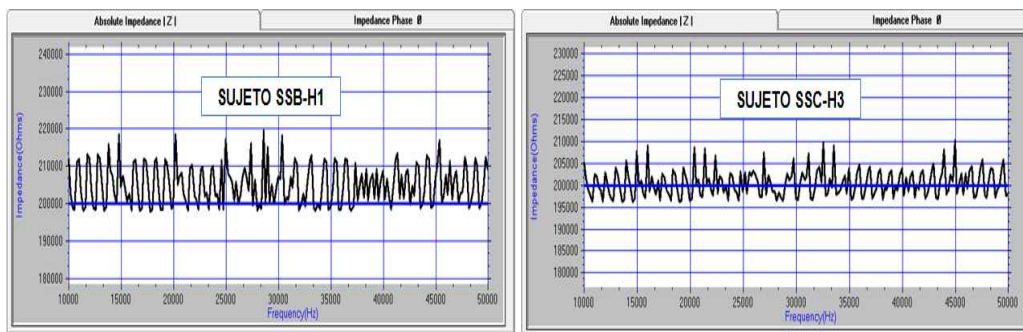
La figura 7 muestra los resultados obtenidos para diferentes sujetos supuestamente sanos vinculados a la investigación y que están relacionados en la Tabla 1.

En las figuras se aprecia que el comportamiento de la variabilidad de la impedancia eléctrica en el intervalo de frecuencias seleccionadas ($1 \text{ kHz} < f < 50 \text{ kHz}$), varía entre los diferentes sujetos de acuerdo a sus características morfo-fisiológicas, siendo ligeramente reconocible el cambio de la variabilidad de la impedancia eléctrica corporal de acuerdo al sexo del individuo (casos: SSA-H1, SSD-M1 y SSE-M3), especialmente si se consideran frecuencias en un intervalo reducido entre 5 kHz y 15 kHz.

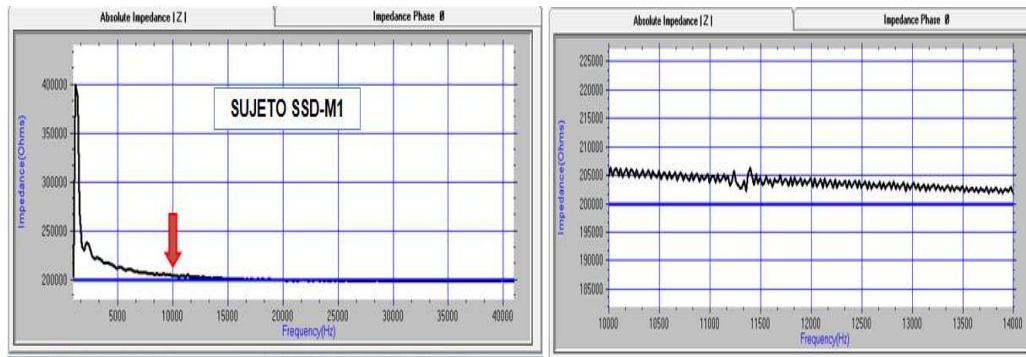
La inestabilidad de la variabilidad de la impedancia representada en las figuras por debajo de 1 kHz se deben fundamentalmente a que a esas frecuencias, el sistema AD5933 trabaja fuera de la zona lineal de generación, por lo que se hace necesario adicionar algunas modificaciones al *KIT* de trabajo^{11,12}, en este caso se debe utilizar una fuente de generación externa (oscilador).



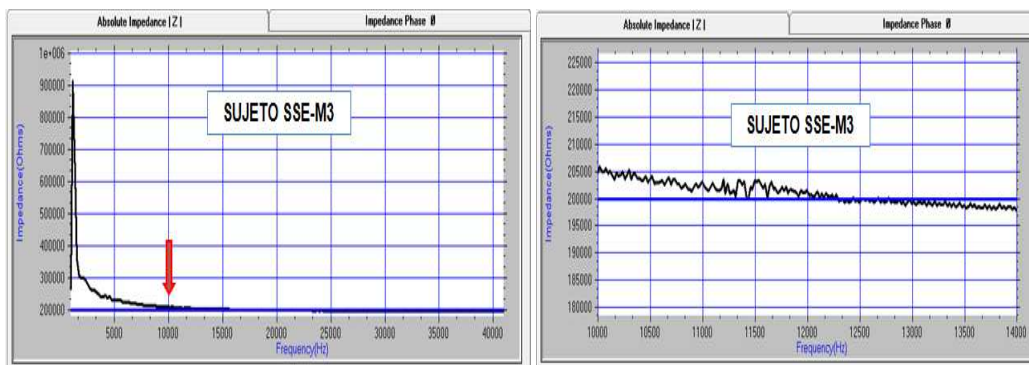
(a) Características de la impedancia del Sujeto SSA-H1 (Izq.: Variabilidad entre 10 kHz y 50 kHz
 Der.: Variabilidad en el intervalo de 1 kHz a 50 kHz).



(b) Características de la impedancia de los Sujetos SSB-H1 y SSC-H3, donde se aprecia desplazamiento respecto a la línea base (línea azul de referencia: valor de calibración).



(c) Características del Sujeto SSD-M1 (Por debajo de la $f=15$ kHz se aprecia una variabilidad positiva).



(d) Características del Sujeto SSE-M3 (Por debajo de 12.5 kHz se aprecia una variabilidad positiva).

Figura 7. Resultados obtenidos en la variabilidad de la impedancia en varios sujetos (posición: sentado).

Análisis del resultado de las mediciones en sujetos con padecimientos renales crónicos

Con la supervisión y colaboración de especialistas médicos en la Sala de Hemodiálisis del Hospital General Docente “Salvador Allende”, se procedió a tomar muestras de los valores de impedancia corporal en varios sujetos bajo consentimiento escrito de participación en el experimento (adquisición de muestras).

Para evitar cualquier posible problema, se decidió sólo en esta fase de la experimentación, adquirir valores de impedancia al inicio y al final del proceso de conexión a la máquina de hemodiálisis. Para ello, se tomaron todas las medidas necesarias para garantizar elevada seguridad (eléctrica, biológica, etc.) de los pacientes, es decir, se garantizó que el sistema de medición estuviese aislado (estación de trabajo con alimentación a baterías), empleo de mínima tensión (5 V) y corriente (300 μ A) que limiten la posible estimulación del paciente durante las mediciones, adecuada esterilización de electrodos, etc., de modo que se cumplieran con las regulaciones nacionales e internacionales existentes para este tipo de medición¹³.

A partir del diseño experimental explicado, se procedió a la adquisición de los registros sobre los pacientes durante la sesión de hemodiálisis. En todos los casos, los resultados fueron con tendencias similares, es decir, en aquellos pacientes estudiados con exceso de líquido corporal, se pudo apreciar cambios entre la impedancia corporal registrada al inicio y la impedancia final obtenida al concluir las horas programadas en diálisis. En algunos sujetos no era necesario eliminar líquido corporal, por lo que se esperaba que se mantuvieran valores más o menos estables con respecto a la referencia inicial.

La figura 8 muestra ejemplos típicos de los registros obtenidos durante la investigación realizada a pacientes: P4-H2 y P9-H2. En el primer caso, el sujeto no tenía que perder peso corporal durante el tratamiento aplicado, sino solamente dializarse para eliminar toxinas e intercambiar nutrientes en la sangre. En el segundo caso, el sujeto necesitaba perder unos 3,5 kg de peso en la sesión de hemodiálisis para estabilizar su calidad de vida.

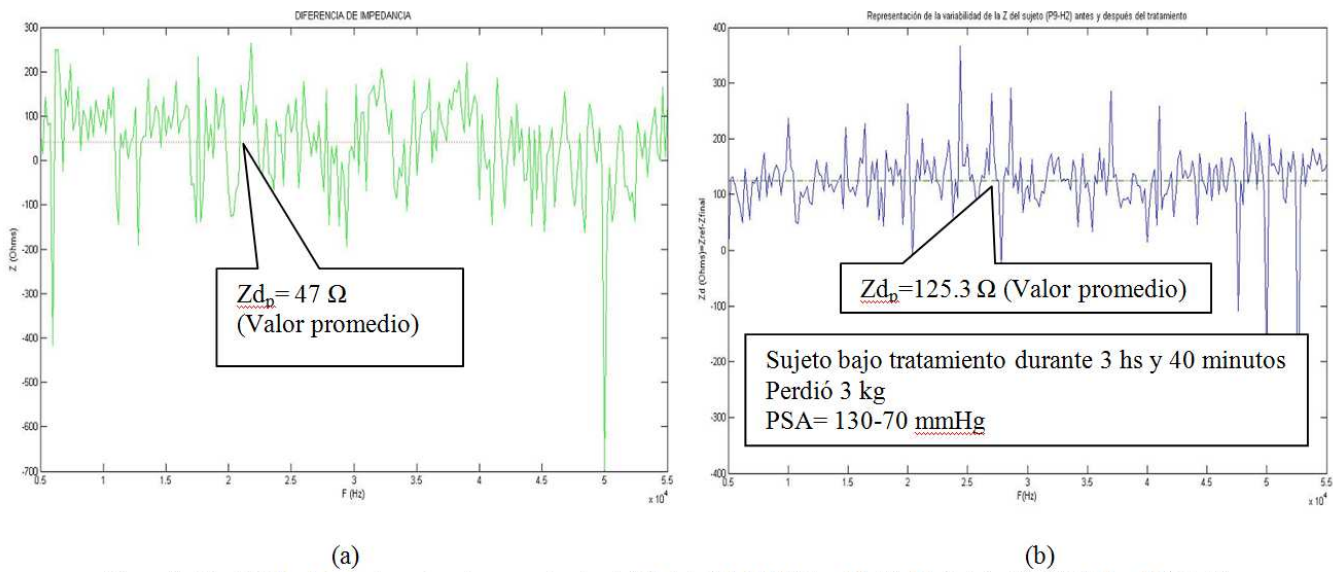


Figura 8. Variabilidad de la impedancia en pacientes (a) Sujeto P4-H2 ($Z_{d_p} = 47 \Omega$) (b) Sujeto P9-H2 ($Z_{d_p} = 125.3 \Omega$).

El resultado de la variabilidad de la impedancia adquirida en ambos casos oscila entre diferentes valores máximos y mínimos; pero con fines de comparación clínica, se ha trabajado con el promedio de esa variabilidad diferencial de la impedancia corporal medida (Z_{d_p}), lo cual ha constituido un indicador temporal para el análisis y procesamiento digital de los registros en todos los sujetos estudiados.

$$Z_{dp} = Z_i - Z_f \quad (8)$$

donde: Z_i representa la variabilidad de la impedancia inicial adquirida al sujeto previo al inicio de la diálisis, y Z_f representa la variabilidad de la impedancia final obtenida al finalizar la sesión de diálisis.

Este tipo de comportamiento obtenido fue similar para el resto de los sujetos estudiados (Fig. 9) cuando ellos necesitan eliminar una cierta cantidad de su peso de referencia inicial a través del tratamiento terapéutico (hemodiálisis).

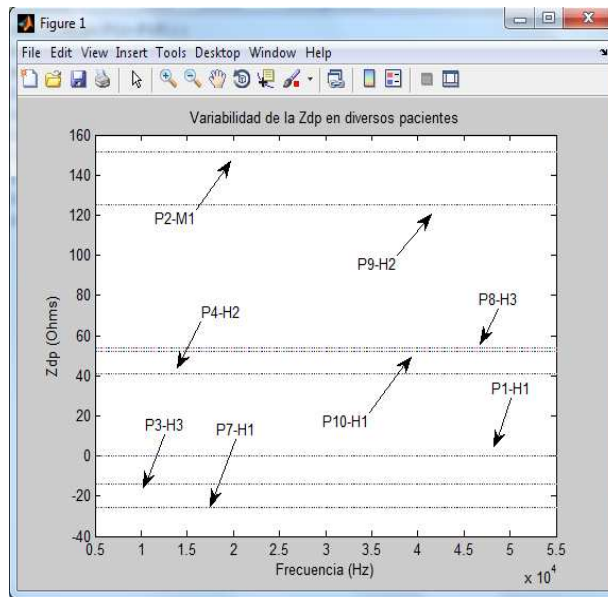


Figura 9. Promedios de la variabilidad de la impedancia diferencial corporal medida en un grupo de pacientes estudiados.

Aunque el número de pacientes estuvo limitado a la disponibilidad de estos en una sala terapéutica y a una determinada sesión de hemodiálisis, se ha podido constatar que es posible detectar el promedio de la variabilidad diferencial de la impedancia corporal de los pacientes estudiados y relacionar este indicador con la variable: Peso Corporal del sujeto (Fig. 10), lo cual coincide con algunos resultados disponibles hoy día realizados sobre otras condiciones, con diferente equipamiento, y considerando otras relaciones con otras variables morfofisiológicas, como son la talla, el sexo, el peso corporal, la edad del sujeto, entre otras¹⁴.

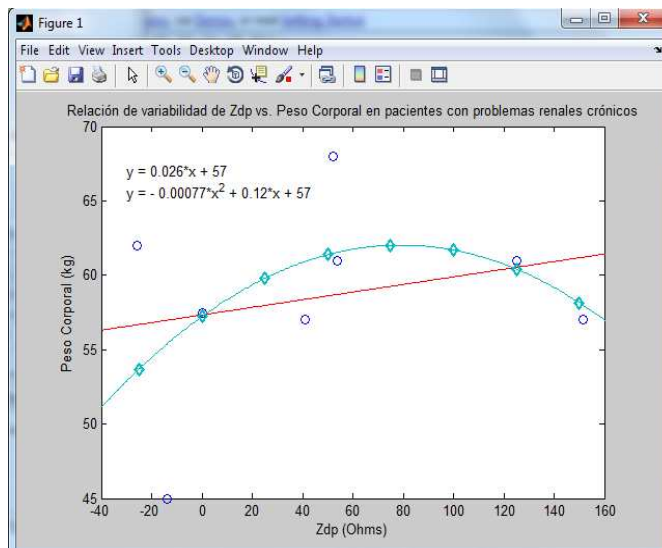


Figura 10. Relación entre la variable Peso Corporal y Z_{dp} en pacientes estudiados.

De la figura se observa que la curva de mejor ajuste no es lineal, sino cuadrática, lo cual se debe a las pocas muestras obtenidas durante el complejo proceso de medición para estos pacientes crónicos voluntarios en el experimento desarrollado. Sin duda

queda mucho por analizar a partir de estos resultados preliminares; pero estos son interesantes, y conducen a profundizar y consolidar una importante línea de investigación futura, para registrar de modo continuo la variable peso seco a través del indicador propuesto durante el proceso de diálisis en pacientes crónicos.

Análisis de las fuentes de errores

Para el sistema empleado (*KIT* de Desarrollo: AD5933), se consideraron los errores introducidos por las secciones analógicas y digitales involucradas en el prototipo de investigación. Cualquiera que sea el equipamiento que se está desarrollando, su diseño consta de una sección analógica de entrada, donde se va a adquirir la variable que se quiere medir y analizar, y posteriormente una sección digital que será el soporte donde se procesa la información digital adquirida (señales muestreadas)¹⁵.

El error total puede determinarse según:

$$E_T = \sqrt{e_a^2 + e_d^2} \quad (9)$$

donde e_a representa el error de la sección analógica y e_d representa el error introducido por la sección digital.

La sección más difícil para la compensación corresponde con la sección de entrada, es decir, la sección analógica. El orden de error de la sección digital debe ser al menos un orden menor que el que introduce la sección analógica, de modo tal que se puedan despreciar el error de cuantización; así como los errores de truncamientos y aproximaciones desarrollados en el procesado digital de los datos adquiridos.

Para el caso particular del empleo del *KIT* de Desarrollo con AD5933, se logra un error inferior al 0,5% pues internamente trabaja con conversores A/D y D/A de 12 bit de resolución ($e_a < 0,0012\%$). La generación de la señal de estímulo (onda sinusoidal) se aplica directamente sobre un arreglo de dos electrodos, por lo que el error es introducido por la síntesis del generador interno en el *KIT* a partir de la fuente interna de reloj ($f = 16$ MHz con resolución de 27 bit). El error de la medición depende del campo de medida seleccionado, donde el sistema realiza una calibración previa basada en una técnica de calibración con base a un punto medio del modelo obtenido a partir de una referencia estable (resistencia interna de precisión) colocada entre los terminales de entrada: V_{in+} y V_{in-} . La adecuada selección de esta resistencia de referencia permite lograr mediciones con errores por debajo del 0,5% del valor medido dentro del intervalo estándar de trabajo ($100 \Omega < Z < 10 M\Omega$), lo cual puede mejorarse si se introducen modificaciones adicionales al *KIT* con el empleo de un reloj externo de elevada frecuencia de trabajo ($16 \text{ MHz} < f_i < 300 \text{ MHz}$) y el acondicionamiento previo al estímulo con un paso adicional de amplificación con circuito operacional para estabilizar el punto de trabajo del sistema en la zona lineal.

Un error adicional se introduce con la selección de la técnica de medición de impedancia eléctrica corporal basada en un arreglo de dos electrodos, lo cual está relacionado con las características constructivas (impedancia) de los electrodos seleccionados (electrodos de Ag/AgCl). Esto puede ser mejorado si se emplea un arreglo de 4 electrodos del mismo material, dos electrodos para estimulación en modo corriente y dos electrodos para la medición de tensión en la zona de interés, en este último caso, la impedancia de los electrodos de medición, no afecta de manera significativa debido a la alta impedancia de la etapa diferencial en la entrada del bloque receptor del *KIT*. Similar a otros autores^{10,12,14}, se ha considerado que el cuerpo humano puede modelarse como un cilindro homogéneo de radio y longitud conocidas, lo cual no es real pues la morfología de los individuos varía con muchos factores (edad, peso, talla, obesidad, etc.) y depende del tipo de patología clínica, por lo que este elemento debe ser considerado en caso de establecer alguna relación directa entre la variabilidad de la impedancia eléctrica corporal y la variable Peso Seco del individuo, lo cual hoy día no está resuelto y continua siendo de interés en la comunidad científica internacional.

CONCLUSIONES

Durante el trabajo desarrollado se pudo comprobar la similitud de los resultados experimentales obtenidos durante el estudio del *phantom* durante el llenado-vaciado de líquido y las mediciones reales obtenidas en los sujetos (sanos y con problemas renales crónicos). La tendencia de la variabilidad de los pacientes hemodializados fue similar, obteniéndose un cambio de la impedancia de acuerdo al nivel de líquido extraído del sujeto, lo cual abre la posibilidad de relacionar este indicador temporal (variabilidad diferencial de impedancia) con la variable peso corporal para una mejor caracterización del proceso terapéutico, si se selecciona adecuadamente la frecuencia de trabajo de la señal excitadora. A pesar de la reducida muestra estudiada debido a lo complejo que resulta este tipo de tratamiento en pacientes con problemas renales crónicos, los resultados obtenidos son satisfactorios y conducen a una ampliación de la muestra poblacional para la obtención de un modelo que permita relacionar la variación de impedancia con la variación del peso corporal en los sujetos, tomado en la práctica clínica como una medida del Peso Seco del sujeto en la aplicación del tratamiento terapéutico (hemodiálisis).

Los errores existentes detectados pueden ser minimizados en la medida en que se realicen mejoras circuitales en el diseño propuesto, lo cual implica la adición de amplificadores operacionales y el cambio de la fuente generadora de las frecuencias en el analizador AD5933, a costa de aumentar ligeramente el costo del sistema.

Dado la relativa simplicidad del sistema de medición, es posible desarrollar un bloque específico para la caracterización de la bioimpedancia corporal, y adicionarlo a los sistemas comerciales actuales disponibles en salas de hemodiálisis en instituciones de salud en el país.

REFERENCIAS

1. Heymsfield W. Z., et al., "Human body composition: Advances in models and methods", *Annu Rev Nutr*, pp. 17:527-528, USA, 1997.
2. NIH, "Bioelectrical impedance analysis in body composition measurement", in *Electronic Journal of Biomedicine*, Ed. New York: National Institutes of Health Technology, Assessment Conference Statement, pp. 1-35, USA, 1994.
3. Bell, Ramón A. y otros, "Estimación del peso seco en el paciente en hemodiálisis: ¿Coincidimos todos?", Disponible en: http://www.revistaseden.org/files/2727_15%20%201579.pdf (Consultado: 10/7/2013).
4. Kouw, O. C., et al., "Assessment of post-dialysis dry weight: An application of the conductivity measurement method", *Kidney International*, Vol. 41, pp. 440-444, USA, 1992.
5. Martinsen, Ørjan G. et al., "Measuring depth depends on frequency in electrical skin impedance measurements", *Skin Research and Technology*, 5: 179-181, UK, 1999.
6. Grimnes, Sverre and Martinsen, Orjan G., "*Bioimpedance and Bioelectricity basics*", 2nd Ed., Ed.: AP-ELSEVIER, UK, 2006 (Available: www.elsevier.com).
7. Okada Kazunari and Sekino Toshimasa, "*The Impedance Measurement Handbook: A Guide to Measurement Technology and Techniques*", AGILENT Technologies Co. Ltd, USA, 2003.
8. A. Guyton and Hall, "Tratado de Fisiología Médica", 10^{ma} Edición, Ed.: McGraw Hill, México, Unidad II, C.4, pp. 47-60.
9. Seoane, Fernando, et al., "An analog front-end enables electrical impedance spectroscopy system on chip for biomedical applications", *Physiol. Meas.* 29. S267-S278, UK, 2008.
10. Nescolade Selva, Lexa, "Segmental and Whole Body electrical impedance measurements in dialysis patients", PhD, CREB, Universitat Politècnica de Catalunya, Barcelona, España, 2006.
11. Analog Devices Inc., "Evaluation Board for the 1 MSPS 12-Bit Impedance Converter Network Analyzer: AD5933", USA, 2005.
12. Hoja, Jerzy and Lentka, Grzegorz, "Portable analyzer for impedance spectroscopy", in *Proc. XIX IMECO World Congress*, pp. 497-502, Lisbon, Portugal, 2009.
13. IEC, Medical electrical equipment – Part 1: General requirements for basic safety and essential performance, IEC 60601-1, USA, 2005.
14. Antonio Piccoli F. D., "Impedance Vector Distribution by Sex, Race, Body Mass Index, and Age in the United States: Standard Reference Intervals as Bivariate Z Scores", Elsevier Science Inc., Vol. 18, pp. 156-170, 2002.
15. Rako Paul, "Error: learn how to handle the effects of both AC and DC errors on analog-signal chains with time and temperature drift and more", *EDN*, 38, USA, 2011.

AUTORES

Abel Calle Herranz, Ingeniero en Telecomunicaciones y Electrónica (1996) y Máster en Bioingeniería (2009) graduado del ISPJAE y trabajador con más de 15 años de experiencia en el Centro Provincial de Electromedicina, La Habana, Cuba. Actualmente es profesor adjunto del Dpto. de Bioingeniería con experiencia docente-metodológica en la impartición de asignaturas relacionadas con la Disciplina de Instrumentación Biomédica. Ha participado en tutorías, oponencias y tribunales de Trabajos de Diploma y de Maestría, y su interés actual de investigación está relacionado con el desarrollo de nuevos métodos de medición de variables clínicas vinculadas con tecnologías biomédicas para el diagnóstico y la terapia clínica. Email: abel.calle@infomed.sld.cu.

Reniel Carvajal Alfonso, Ingeniero en Telecomunicaciones y Electrónica (2007) y Máster en Bioingeniería (2013) graduado del ISPJAE, La Habana, Cuba. Actualmente trabaja en el ISPJAE con más de 8 años de experiencia profesional y es profesor adjunto del Dpto. de Bioingeniería con experiencia docente en la impartición de asignaturas relacionadas en la Disciplina de Instrumentación Biomédica. Ha participado en oponentías y tribunales de Trabajos de Diploma, y su interés actual de investigación está relacionado con el desarrollo de nuevos métodos de medición de variables clínicas vinculadas con tecnologías biomédicas dedicadas a la atención de pacientes con deficiencias renales. Email: renielca@tesla.cujae.edu.cu

Angel Regueiro-Gómez, Ingeniero Electrónico y Doctor en Ciencias Técnicas graduado del ISPJAE (1984) y la Universidad Politécnica de Catalunya (1996), en La Habana y Barcelona, España, respectivamente. Actualmente es docente del Dpto. Bioingeniería (CEBIO) en el ISPJAE, con más de 30 años de experiencia docente-investigativa vinculadas al desarrollo de cursos en pregrado y postgrado relacionados con diversas disciplinas del Plan de Estudio en Ingeniería Biomédica. Ha participado en numerosas tutorías, oponentías y tribunales de Trabajos de Diploma, Maestrías y Doctorado; así como en la elaboración de artículos para diversas revistas, libros, patentes y trabajos para diversos congresos relacionado con la especialidad de Bioingeniería. Su interés actual de investigación está relacionado con el desarrollo de dispositivos biomédicos y nuevos métodos de medición dinámica de bioseñales y variables fisiológicas. Email: regueiro@electronica.cujae.edu.cu