

Diseño de un sistema electrónico para la medición de bioimpedancia

Arturo Gómez Chacón

Instituto Tecnológico de Celaya, Avenida Antonio García Cubas 600 pte. Colonia A. Vázquez Bonfil
Celaya, Gto. México C.P. 38010. Teléfono (461) 6117575.

arcato@live.com.mx

Juan Prado Olivarez

Instituto Tecnológico de Celaya, Avenida Antonio García Cubas 600 pte. Colonia A. Vázquez Bonfil
Celaya, Gto. México C.P. 38010. Teléfono (461) 6117575.

juan.prado@itcelaya.edu.mx

José Javier Díaz Carmona

Instituto Tecnológico de Celaya, Avenida Antonio García Cubas 600 pte. Colonia A. Vázquez Bonfil
Celaya, Gto. México C.P. 38010. Teléfono (461) 6117575.

javier.diaz@itcelaya.edu.mx

Alfredo Padilla Medina

Instituto Tecnológico de Celaya, Avenida Antonio García Cubas 600 pte. Colonia A. Vázquez Bonfil
Celaya, Gto. México C.P. 38010. Teléfono (461) 6117575.

alfredo.padilla@itcelaya.edu.mx

Noé Vela Aguirre

Instituto Tecnológico de Celaya, Avenida Antonio García Cubas 600 pte. Colonia A. Vázquez Bonfil
Celaya, Gto. México C.P. 38010. Teléfono (461) 6117575.

noe.vela@itcelaya.edu.mx

Miriam García Mesita

Instituto Tecnológico de Celaya, Avenida Antonio García Cubas 600 pte. Colonia A. Vázquez Bonfil
Celaya, Gto. México C.P. 38010. Teléfono (461) 6117575.

miriam_ing_e@hotmail.com.

Resumen

El presente artículo describe el diseño, desarrollo y resultados obtenidos de un sistema propuesto de medición de bioimpedancia eléctrica. Para ello el artículo incluye una revisión de las propiedades eléctricas de los tejidos biológicos, así como la definición de bioimpedancia eléctrica. El sistema está basado tanto en un acondicionamiento de las señales así como en un procesamiento digital llevado a cabo mediante un procesador digital de señales, el cálculo del valor de la impedancia compleja se realiza mediante un algoritmo propuesto. Con rango de frecuencias en la medición de la bioimpedancia de 500Hz hasta 10KHz, suficiente para caracterizar el comportamiento eléctrico de algunos tejidos biológicos incluido la piel humana. De acuerdo a los resultados obtenidos el prototipo resultante representa una solución económicamente viable y completamente funcional en aplicaciones portátiles.

Palabras Claves: Bioimpedancia, impedancia compleja, mediciones eléctricas, instrumentación.

1. Introducción

Los métodos para la medición de la impedancia eléctrica en el tejido biológico han sido investigados a través de los años en diversas áreas de medicina y biología aplicada. La mayoría de investigaciones y publicaciones han sido dirigidas principalmente al desarrollo y adecuación de protocolos para la medición, el diseño y uso de electrodos de contacto y principalmente a mejorar la instrumentación e interpretación de los resultados. Algunos métodos de medición de las propiedades eléctricas en bioimpedancia son de bajo costo, rápidos y presentan la aplicación en varias partes del cuerpo. Una de las técnicas más importantes. La técnica que se describe en este documento y una de las más usadas es la medición de bioimpedancia por medio de electrodos no invasivos, aplicación de corrientes inducidas por campos magnéticos y a través de métodos híbridos que combinan ambos procedimientos [1].

Impedancia bioeléctrica suele ser una variable que permite medir la composición corporal, basada en la capacidad del cuerpo para conducir una corriente eléctrica y la técnica basado en ello es una prueba que mide la resistencia que posee un cuerpo cuando se hace fluir una corriente débil, proporcionando la información sobre el cuerpo debido a diferentes niveles de fuerza y masa muscular de los tejidos orgánicos.

Todas las pruebas y la aplicación que se encuentran en desarrollo dentro de este campo hacen de ello un área de formación continua e incluso con zonas aún por explorar e investigar. Nuevos métodos no invasivos, la mejora en características de electrodos, instrumentación y la aplicación de dispositivos digitales son solo algunos factores que permiten fortalecer el diagnóstico en investigaciones y tratamiento para algunas condiciones en distintas partes del cuerpo tejido orgánico, estructuras de materiales y sustancias.

2. Desarrollo

A continuación se describe el diseño y desarrollo de las etapas que componen el sistema propuesto de medición de bioimpedancia eléctrica portátil. El sistema permite estimar la impedancia eléctrica de un tejido biológico en particular, dentro de un rango de frecuencias determinadas, el valor resultante de impedancia se indica en forma polar, es decir su magnitud y fase. La técnica de medición consiste en el método de corriente-voltaje (I-V), a través de cuatro sondas de medición. Mediante un par se suministra una corriente al tejido y con el otro par se mide el voltaje del mismo. El sistema consiste de varias etapas entre las que destacan, etapa de generación digital de señal seno de frecuencia variable aplicada al tejido, etapa de acondicionamiento de señales a procesar y a través de procesamiento digital la estimación de magnitud y diferencia de fase entre señal medida y señal inyectada al tejido. El resultado de la medición se muestra visualmente a través de una pantalla de cristal líquido.

Antes de iniciar con la técnica usada en este documento, se debe conocer acerca del medio sobre el cual se aplicara. La célula es una estructura compleja que consiste de una membrana aislada que exhibe un comportamiento “inteligente” (semipermeable y selectivo) que consiste principalmente de una capa doble de proteína lipídica. Cuando las células se agrupan se forman los tejidos, dejando espacios entre ellas cubiertos de líquido extracelular, cada una de estas estructuras y regiones poseen propiedades eléctricas muy particulares debidas principalmente por su constitución y su estado de comportamiento eléctrico depende de una frecuencia.

Bioimpedancia la oposición a un flujo de corriente de una fuente externa a través del tejido orgánico y además con un comportamiento complejo relacionado directamente con rangos de frecuencia permitidos. Dos parámetros se relacionan directamente con lo anterior “conductividad y permitividad de tejidos biológicos”. Permitividad implica un considerable efecto protector para el campo eléctrico, mientras que conductividad origina la circulación de corrientes inducidas en los tejidos [2].

Los primeros estudios comenzaron con la consideración de que el cuerpo humano es como un único cilindro homogéneo (ver Fig. 1).

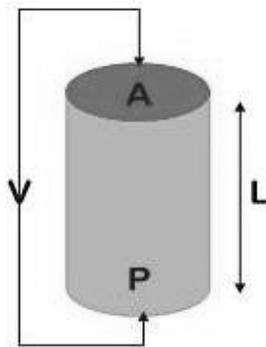


Fig. 1. Circulación de corriente a través de un cilindro.

Considera la posibilidad de un cilindro de longitud L y sección transversal A , que se le aplica una diferencia de potencial entre sus terminales y a través del cual fluye una corriente I . La impedancia ofrecida por el cilindro para el paso de esta corriente se puede describir como:

$$Z = \frac{[\rho L]}{A} \quad (1)$$

Donde ρ representa la resistividad del cilindro, característica natural del material.

La impedancia eléctrica compleja está formada por dos variables resistencia R_y reactancia X_c . La resistencia determina la respuesta al paso de una corriente eléctrica a través de soluciones de electrolitos intracelular y extracelular; mientras que reactancia determina las propiedades dieléctricas de los tejidos o la acumulación temporal de cargas sobre las membranas de las células u otras interfaces inmersas en la solución electrolítica (comportamiento dieléctrico) [2].

Método de medición

Se aplicó el arreglo de 4 electrodos, (ver Fig. 2), basado en el método de I-V, el cual consiste en hacer pasar una corriente (I_0) entre dos electrodos (Z_{e1} y Z_{e4}) y leer el valor de potencial a través de otros dos electrodos diferentes (Z_{e2} y Z_{e3}). Aunque este método es susceptible a un poco de ruido por estar conectado a tierra es muy versátil ya que puede eliminar la impedancia de los electrodos, siempre y cuando los electrodos empleados tengan una impedancia pequeña en comparación con la impedancia de entrada del circuito utilizado para detectar la tensión (V_0) y no provoquen una saturación de los circuitos que inyectan la corriente. En el caso de medidas superficiales, también se reduce la impedancia de la piel ya que queda en serie con cada electrodo [3].

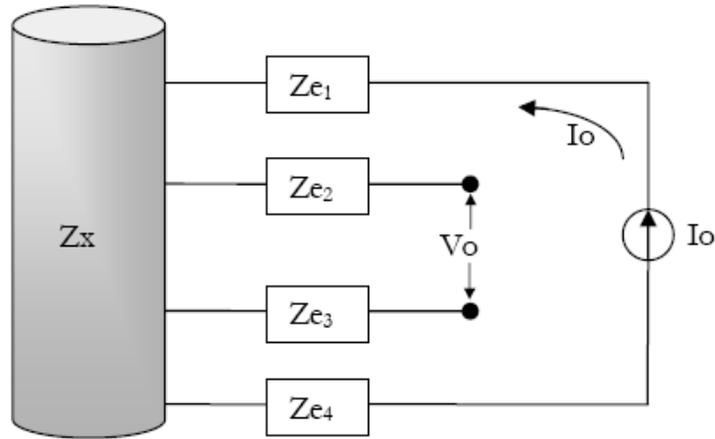


Fig. 2. Configuración del método de 4 electrodos.

La medición y demodulación de señales complejas, requiere de inyectar estímulos de excitación en AC a través de los tejidos bajo observación, las formas de onda pueden ser variadas y el procesamiento de dicha señal puede ser digital o analógico.

Circuito Howland

Una fuente de corriente controlada por voltaje (FCCV), es aquella en la cual convierte un voltaje senoidal V_s en una corriente I_L constante, donde su magnitud no es afectada por la impedancia de la carga R_L (ver Fig. 3) [4].

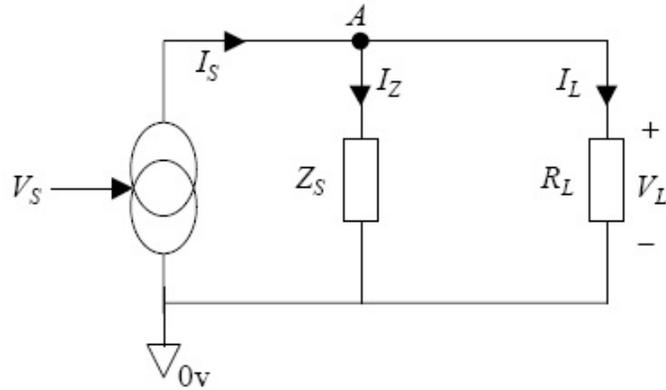


Fig. 3. Modelo ideal de una fuente de corriente.

La configuración de este tipo de fuentes, puede ser implementada con un amplificador operacional con retroalimentación positiva y negativa (ver Fig. 4). La ecuación del circuito propuesto para el trabajo es la siguiente:

$$I_o = \frac{(R_4 * R_2) - (R_1 * (R_5 - R_1 * Z_3))}{(R_i * Z_3 (R_4 + R_5))V_L - \left(\frac{R_2}{R_1 * Z_3}\right)V_i} \quad (2)$$

Donde:

$$Z_3 = \frac{R_3 * c_3}{R_3 + c_3} \quad (3)$$

La fuente de corriente propuesta es implementada usando un amplificador operacional OPA627. Integrado de banda ancha con entrada FET. La corriente que se pretende obtener es de 1 a 1.2mA_{pico-pico}.

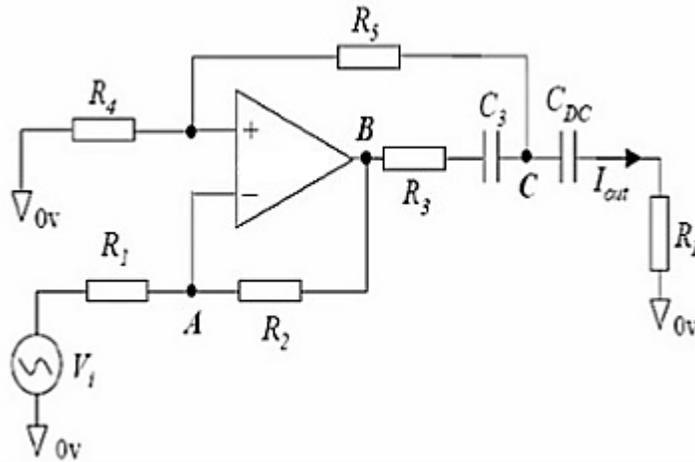


Fig. 4. Generador de corriente Howland.

Para procesar las señales adquiridas durante la medición se optó por usar un procesador digital de señales, el cual dentro de sus principales características físicas debe contar con un módulo convertidor analógico digital (ADC). Las señales previamente son amplificadas y atenuadas según sea el caso para una buena lectura de información.

Generador de señal seno de frecuencia variable

La técnica aplicada para generar la señal senoidal necesaria para trabajar con el circuito howland se llama síntesis digital directa (DDS), esta se implementó basándose en el manejo del módulo PWM de un procesador digital de señales (dsPIC), donde se generan picos de tensión que varían con el tiempo de acuerdo a la frecuencia deseada, para luego aplicar un pequeño filtro pasa bajas que limpia la onda digital generada, con un rango de frecuencias variable óptimas para la aplicación [5]. Poner en práctica el método DDS, a través de software se requiere de 4 componentes. Un acumulador, una tabla que contiene los valores numéricos de un periodo completo de un señal seno almacenados como constantes, un convertidor digital analógico (PWM) y por último un reloj de referencia, temporizador interno del hardware en cuestión (ver Fig. 5).

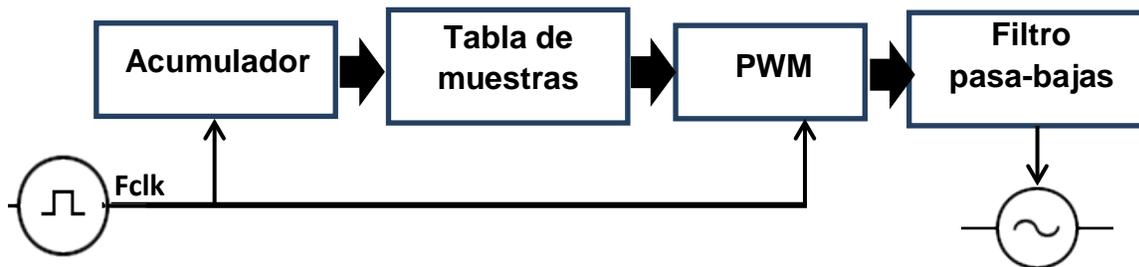


Fig. 5. Diagrama a bloques de la técnica DDS.

Convertidor analógico digital

Puesto que la forma de operar del método de medida, es básicamente un divisor de voltaje (ver Fig. 6).

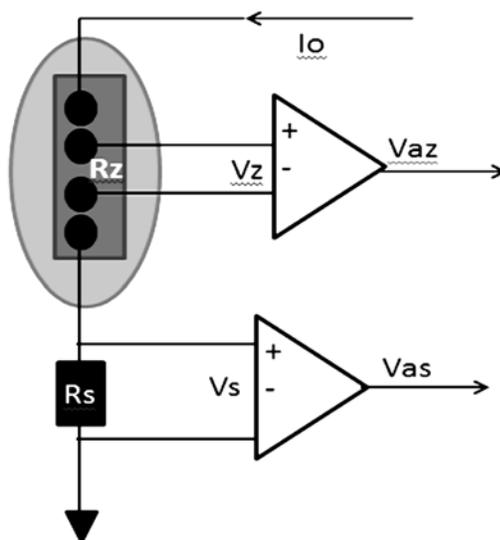


Fig. 6. Diagrama del método utilizado para medir impedancia compleja.

En el circuito (ver Fig. 6), R_z representa la impedancia de la muestra en estudio, R_s es un resistor de referencia de valor conocido conectado en serie con R_z . Si una corriente senoidal fluye a través de ambas impedancias, el voltaje generado en R_z puede ser

medido con un par de electrodos y después amplificado con el amplificador de instrumentación, al igual que el voltaje generado en R_s . Si se asume que los amplificadores son idénticos y que poseen la misma ganancia de amplificación se puede determinar la siguiente ecuación.

$$Z = R_Z = R_S \left(\frac{V_{az}}{V_{as}} \right) (\phi_{az} - \phi_{as}) \quad (4)$$

Donde ϕ_{az} y ϕ_{as} , son las fases correspondientes de cada señal.

Teniendo en cuenta lo anterior se configura el módulo ADC, de 10 bits del dsPIC, para que obtenga muestras de las señales que provienen de los amplificadores de instrumentación. La resolución de lectura del ADC es de 2^{-n} ($n=10$ bits) es decir 1023 valores, con incrementos de 4.88mV considerando que el máximo valor de 1023 corresponde a 5Volts [5]. Los datos son almacenados en una tabla la cual permite posteriormente determinar el valor pico y desfase de la señal proveniente de la muestra de interés y la señal de referencia.

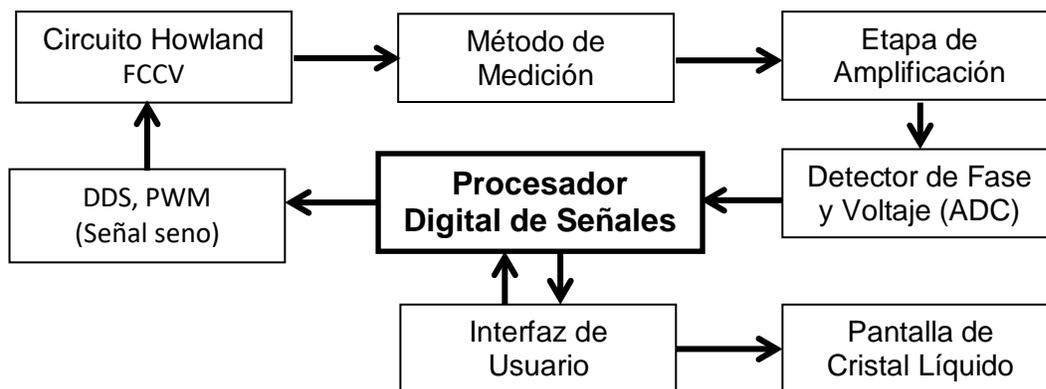


Fig. 7. Diagrama a bloques del sistema propuesto [6 ,7].

3. Resultados

Las pruebas experimentales del prototipo se realizaron considerando el comportamiento de un modelo de impedancia electrodo-tejido (ver Fig. 8), estimando el comportamiento de una muestra real.

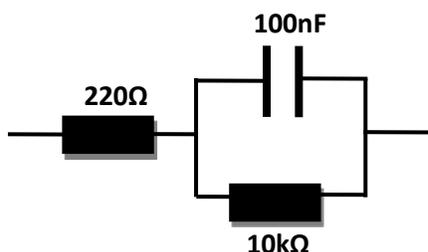


Fig. 8. Modelo de impedancia electrodo-tejido

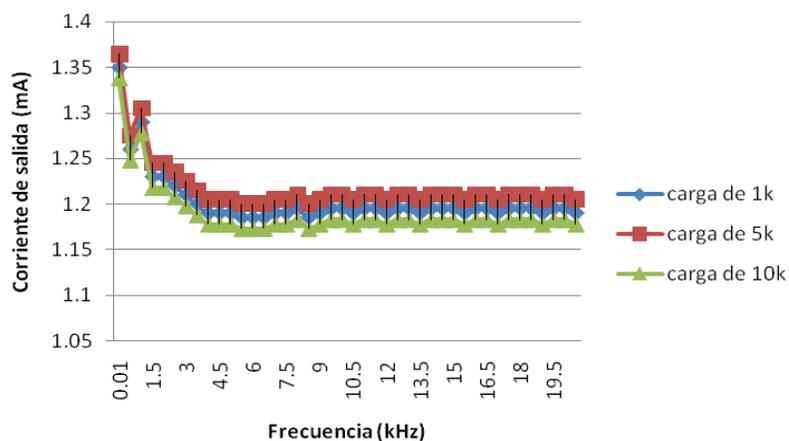


Fig. 9. Respuesta en frecuencia y magnitud de la corriente generada a través del circuito Howland propuesto, cargas en ohms.

El modelo impedancia electrodo-tejido propuesto permite una impedancia en magnitud de 1.5kΩ para una frecuencia de 1kHz y 333Ω para 9kHz, resultados obtenidos a través del equipo HIOKI 3532-50 LCR HI TESTER.

Frecuencia	HIOKI 3532-50 LCR HI TESTER	PROTOTIPO LCD	PROTOTIPO osciloscopio
-------------------	------------------------------------	----------------------	-------------------------------

	$Z\Omega$	θ	$Z\Omega$	θ	$Z\Omega$	θ
1khz	1.5139 k	69.08°	1.6k	72°	1569	70°
2khz	815.12	64°	875	66.0°	822	62.97°
3khz	590.66	57.35°	657	57.8°	615	50°
4khz	483.67	51.10°	500	46°	488	49.15°
5khz	423.86	45.93°	480	40.5°	460	39°
6khz	387.04	41.39°	390	39.2°	400	35°
7khz	363.31	37.57°	345	30.5°	390	27°
8khz	362.34	37.39°	344	29°	389	25°
9khz	332.58	31.27°	325	25°	350	22°

Tabla 1. Resultados preliminares obtenidos del prototipo y los obtenidos del analizador de impedancia HIOKI.

Los datos obtenidos de impedancia Z en medición con osciloscopio se realizaron siguiendo la ecuación 4. Visualizando el valor pico de cada una de las señales (ver Fig.10) y estableciendo la misma ganancia de amplificación, R_s es de valor conocido $1k\Omega$.

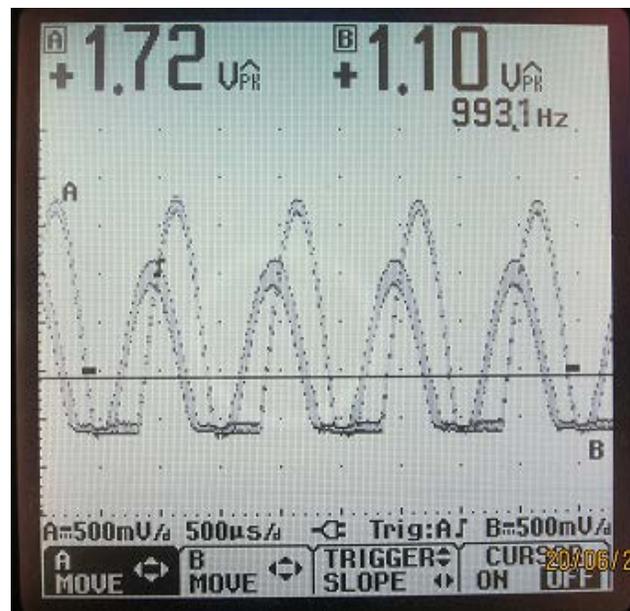


Fig. 10. Captura del osciloscopio FLUKE 124. Voltaje V_z (canal A) y V_s (canal B).

Mientras que los datos contenidos en la columna Prototipo LCD, son los obtenidos mediante el procesamiento del algoritmo propuesto para el dsPIC, muestreo, cálculo y exhibición.

4. Discusión

Se implementó el prototipo del sistema deseado, observando una gran posibilidad de desarrollo y su principal característica su practicidad, considerando dimensiones físicas hasta el momento de aproximadamente 12cmx12cmx4cm. Se realizó una comparación previa entre diversos controladores y procesadores de señales considerando varios parámetros para su elección como lo son: bajo consumo de energía, frecuencia de operación y recursos suficientes para el alcance del trabajo.

Se desarrolló cada una de las etapas previamente descritas observando un funcionamiento prometedor, además de generar un bajo costo monetario en la circuitería implementada, si consideramos costos de algunos equipos como lo es el HIOKI 3532-50 LCR HI TESTER, con un precio aproximado de \$ 64,000 pesos [8]. En cuanto a los resultados obtenidos si bien no son los ideales con un porcentaje de error aproximado de $\pm 11\%$, es correcto decir que tampoco son los finales, esto es debido a ciertos valores no comerciales de algunos elementos pasivos y capacitivos que surgen del cálculo matemático, así como la precisión y tolerancia de los mismos.

Como trabajo futuro está planeado la mejora de algoritmos, en particular la etapa de adquisición ADC, aplicando una metodología minuciosa que no permita descartar (datos o bits) de información útiles así como el reemplazo de componentes físicos de mayor precisión, con la finalidad de mejorar la tolerancia en resultados. Implementar comunicación serial con equipos de cómputo para la representación gráfica de los datos de impedancia obtenidos y el resguardo de los mismos a través de memorias SD.

Para la aplicación en estudios clínicos, se aplicará en pacientes con diabetes mellitus tipo II, midiendo impedancia compleja de la piel, principalmente en el Hallux (dedo gordo del pie derecho), que es donde detecta la patología de neuropatía diabética de las extremidades, que con lo anterior permitirá realizar un pre diagnóstico de lo propenso que es el paciente a desarrollar pie diabético. Esto con la asesoría de personas e instituciones públicas del sector salud.

5. Conclusiones

Los beneficios al realizar mediciones de bioimpedancia son grandes y potencialmente evidentes en ramas como lo es la medicina y biología, el constante desarrollo de nuevas aplicaciones y continua investigación permite generar un enorme interés de la comunidad médica y tecnológica, donde ambas partes trabajan juntas para crear nuevos métodos y herramientas que pueden ayudar a determinar y tratar diversas patologías relacionadas con la piel, composición corporal y el movimiento microscópico de las células.

6. Referencias

- [1] M. E. Moncada, M. del P. Saldarriaga, A. F. Bravo, C.R. Pinedo, "Medición de Impedancia Eléctrica en Tejido Biológico". *Rev. Tecno Lógicas*. Número. 25, Diciembre 2010. 51-76.
- [2] S. Grimnes, O. Martinsen, *Bioimpedance and Bioelectricity Basics*, second edition. Academic Press. March 2008.
- [3] M. Min, T. Parve, A. Ronk, P. Annus, T. Paavle, "Synchronous Sampling and Demodulation in an Instrument for Multifrequency Bioimpedance Measurement", *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on*. Agosto 2007. 1362-1372.
- [4] I. Vallejo Ibarra, *Diseño de un Micro sensor para la Caracterización de Propiedades Eléctricas de los Frutos*. Tesis. Instituto Tecnológico de Celaya. Junio 2011.

- [5] L.A. Bulus, J.M. Juárez, Hugo E, “Lorente.Sintetizador de frecuencia PLL controlado por DDS”. Reunión de trabajo en Procesamiento de la Información y control. Universidad Nacional de Plata Argentina, 2007. 1-6.
- [6] Manual dsPIC30f High-Performance, 16-bit Digital Signal Controllers, Microchip Technology Incorporated. USA, 2010.
- [7] Manual Precision, Low Power Instrumentation Amplifiers, Burr-Brown Products from Texas Instruments. USA, 2005.
- [8] Test Equipment Depot. <http://www.testequipmentdepot.com/hioki/pricelist.htm>. Agosto 2014.

7. Autores

Ing. Arturo Gómez Chacón, Ingeniero en Electrónica por el Instituto Tecnológico de Celaya.

Dr. Juan Prado Olivarez, obtuvo su título de Ingeniero en Electrónica en el Instituto Tecnológico de Celaya, posteriormente su título de Maestro en Ingeniería en Electrónica en la Universidad de Guanajuato, y su título de Doctor en Instrumentación y microelectrónica en la université Henri Poincaré, Nancy I, en Francia, actualmente se desempeña como docente e investigador en el Departamento de Eléctrica y Electrónica en el Instituto Tecnológico de Celaya.

Dr. José Javier Díaz Carmona, obtuvo su título de Ingeniero en Electrónica en el Instituto Tecnológico de Celaya, posteriormente los títulos de Maestro y Doctor en Ciencias en Electrónica en el Instituto Nacional de Astrofísica Óptica y Electrónica, actualmente se desempeña como docente e investigador en la Maestría en Electrónica en el Instituto Tecnológico de Celaya.

Dr. José Alfredo Padilla Medina, obtuvo su título de Ingeniero en Electrónica en el Instituto Tecnológico de Celaya, posteriormente su título de Maestro en Ciencias en Electrónica en la Universidad de Guanajuato, y su título de Doctor en Ciencias en Óptica en el Centro de Investigación en Óptica en León Gto, actualmente se desempeña como docente e investigador en la Maestría en Electrónica en el Instituto Tecnológico de Celaya.

Dr. Noé de Jesús Vela Aguirre, obtuvo su título de Ingeniero en Comunicaciones y Electrónica en la facultad de Ingeniería Eléctrica y Electrónica en la Universidad de

Guanajuato, posteriormente su título de Maestro en Ciencias en Eléctrica en la Universidad de Guanajuato, y su título de Doctor en Ciencias la Universidad de Valencia, España, actualmente se desempeña como docente e investigador en el Instituto Tecnológico de Celaya.

M.C. Miriam Garcia Mesita, obtuvo sus títulos de Ingeniero Industrial y de Maestra en Ingeniería Industrial en el Instituto Tecnológico de Celaya. Docente en el Instituto Tecnológico de Celaya.