

Electrodo Capacitivo de Alta Sensibilidad para la Detección de Biopotenciales Eléctricos

J.L. Varela-Benítez, J.O. Rivera-Delgado, J.H. Espina-Hernández, J.M. de la Rosa-Vázquez
Laboratorio de Electromagnetismo Aplicado ESIME-SEPI, Zacatenco. Instituto Politécnico Nacional.

RESUMEN

En este trabajo se presenta el diseño e implementación de un electrodo capacitivo de no contacto para la detección de biopotenciales en el cuerpo humano. Se presentan los circuitos eléctricos, el criterio de selección del amplificador operacional en base al análisis de la resistencia óptima de ruido, se describe el montaje físico, se presentan las señales obtenidas con este y la evaluación de su desempeño en base a la relación señal a ruido S/N . Se muestra el desempeño de diversos amplificadores operacionales y se demuestra la versatilidad del electrodo para detectar diversos biopotenciales realizando ajustes en los valores de dos componentes eléctricos del electrodo.

Palabras clave: electrodos capacitivos, biopotenciales, ECG, EMG.

ABSTRACT

In this work the design and implementation of a capacitive non-contact electrode for detecting biopotentials in the human body is presented. Electrical circuits, the selection criteria of the operational amplifier based on the analysis of the optimal noise resistance are presented, the physical assembly is described and the signals obtained and evaluation of its performance are presented based on the signal-to-noise ratio S/N . We show the performance of several operational amplifiers and it is shown the versatility of the electrode to detect several biopotentials making adjustments to the values of two electrical components of the electrode.

Keywords: capacitive electrodes, biopotentials, ECG, EMG.

Correspondencia:

J.L. Varela-Benítez
Av. Luis Enrique Erro S/N, Unidad Profesional Adolfo López
Mateos, Zacatenco, Delegación Gustavo A. Madero, C.P. 07738,
México, D.F. IPN, ESIME-SEPI, Zacatenco, Edif. Z-4
Correo electrónico: jlvarel@hotmail.com; jbvarela@esimez.mx

Fecha de recepción:

25 de marzo de 2015

Fecha de aceptación:

13 de mayo de 2015

INTRODUCCIÓN

El análisis de las señales bioeléctricas en el cuerpo humano es de gran importancia para el diagnóstico médico, el monitoreo de signos vitales durante ciertas actividades físicas y en aplicaciones biónicas, entre otras. Estas señales proporcionan información del funcionamiento de los órganos del cuerpo humano, que interpretadas por un especialista se convierten en una poderosa fuente de información del estado de salud de un individuo. Estas señales deben captarse por medios no invasivos para no provocar molestias o daños, así como para simplificar el proceso de adquisición, lo cual se refleja en sistemas más simples y económicos y por lo tanto accesibles a un mayor número de personas. Los clásicos electrodos húmedos (pregelados) de Ag/AgCl proporcionan señales de muy buena calidad pero presentan algunos inconvenientes para ciertas aplicaciones de monitoreo de larga duración. Esto se debe principalmente a que se adhieren a la piel, la cual debe prepararse y mantenerse libre de sudor durante el proceso de medición de biopotenciales. El uso prolongado de estos electrodos puede provocar irritación ya que existe una corriente eléctrica entre la piel y el electrodo, además tienden a despegarse, por lo que se requiere asistencia de personal calificado para recolocarlos y vigilar el proceso de detección de biopotenciales. Por otro lado, los electrodos capacitivos pueden colocarse sobre la vestimenta o separados por una delgada película aislante sobre la piel, sin que sea necesaria la preparación previa de esta. En estos electrodos capacitivos no existe corriente galvánica sino cargas inducidas, por lo tanto no dañan la piel y son considerados no invasivos, son de rápida

colocación y tienen larga vida útil, por lo que son adecuados para un uso prolongado [1]. Sin embargo, estos electrodos proporcionan señales débiles (del orden de los μV) y ruidosas [2] por lo que los requerimientos del circuito electrónico, para procesar la señal captada, son más exigentes. Uno de los más importantes es que el amplificador utilizado debe ser de tipo electrométrico [3]. El problema principal en las señales obtenidas con los electrodos capacitivos es que ciertos componentes de las señales bioeléctricas detectadas no se definen claramente. Por ejemplo, en el electrocardiograma (ECG), el cual es el registro eléctrico de la actividad del corazón, se dificulta obtener los componentes P, T y U [4]. Otro problema es que son más sensibles al movimiento entre el individuo y el electrodo, por lo que en las señales captadas aparece el artefacto de la respiración, lo que ha hecho que el uso de los electrodos capacitivos sea aún limitado. Sin embargo, se ha demostrado las capacidades de este tipo de electrodos para detectar señales ECG y EEG [1,5,6].

En un trabajo previo se presentó el desarrollo de un electrodo capacitivo [2,4], al cual llamaremos electrodo 1, y se demostró que es posible la detección de diversos biopotenciales como son: el electrocardiograma (ECG), el electromiograma (EMG), y el electroencefalograma (EEG), al ajustar los parámetros de ganancia y respuesta en frecuencia de los electrodos. El circuito electrónico del electrodo 1 contiene pocos componentes y en apariencia su diseño es simple, pero este debe amplificar señales muy débiles y lograr bajos niveles de ruido en las señales amplificadas. Además se debe preservar la ultra alta impedancia de entrada del amplificador ya que el sensor

tiene muy baja capacitancia (pF), por lo que su impedancia es muy alta (ver Tabla 1) y de degradarse la impedancia de entrada del amplificador, se perdería el biopotencial por efecto de desacople de impedancias. Lo anterior se logra utilizando la configuración del amplificador como seguidor de voltaje y la técnica de guarda activa [3] para disminuir las capacitancias parásitas que se encuentran presentes en la terminal de entrada del amplificador y que tienden a degradar su impedancia de entrada. En el electrodo desarrollado en [3], además de la técnica de guarda activa, se utiliza la técnica de neutralización para disminuir las capacitancias parásitas a la entrada del amplificador. Otro problema surge al tener que polarizar la entrada del amplificador la cual requiere de una corriente de CD de valor muy pequeño (decenas de fA), típico en amplificadores de tipo electrométrico, la cual se logra conectando entre la terminal de entrada y tierra una resistencia de muy alto valor ($T\Omega$), la cual es difícil de conseguir como dispositivo, pero que se puede obtener por el diseño del circuito impreso (C.I.), en el cual se utiliza la corriente de fuga de aislamiento entre la terminal de entrada del amplificador y el plano de tierra del C.I. [3]. En el desarrollo del electrodo 1 [2,4] se utilizó esta técnica obteniendo resultados favorables. Otro problema surge debido a que el biopotencial detectado se ve afectado por interferencias electromagnéticas de fuentes externas, principalmente las provenientes de la línea de alimentación de 60 Hz, las cuales se minimizan aplicando la técnica de derivación de pierna derecha (DRL, por sus siglas en inglés). Esta técnica consiste en retroalimentar negativamente la señal de modo común, que aparece en la señal de salida de los electrodos, al cuerpo del individuo. En el electrodo 1 [2,4] se implementó un electrodo activo de referencia para minimizar la interferencia de la línea de alimentación. En el electrodo reportado

en [3], además de utilizar esta técnica se le adiciona al electrodo un blindaje conectado a tierra. El desempeño del electrodo, respecto de los problemas mencionados, mejora al aumentar el valor de la capacitancia del sensor, pero esto implica un sensor de mayor tamaño así como un material dieléctrico muy delgado y con alto valor de permitividad eléctrica. El tamaño del electrodo está limitado por el área del cuerpo donde se debe colocar este y la permitividad del dieléctrico por los materiales comerciales existentes, lo cual también tiene limitaciones.

En este trabajo se presenta el diseño y desarrollo de un electrodo capacitivo, al cual llamaremos electrodo 2, que mejora el desempeño del electrodo 1, desarrollado previamente [2,4]. Se discuten las mejoras realizadas al electrodo, se presentan los parámetros de desempeño del mismo y se comparan las señales de biopotenciales obtenidas con los dos electrodos.

Esquema de medición de biopotenciales

Los biopotenciales en el cuerpo humano son generados por los procesos bioquímicos involucrados en el funcionamiento de las células. Esta actividad bioquímica se manifiesta como campos eléctricos que se propagan en todas direcciones dentro del cuerpo hasta manifestarse en la piel. Estos procesos de generación y propagación de los campos eléctricos son muy complejos, pero se pueden utilizar modelos eléctricos simples obteniendo resultados aceptables. El modelo eléctrico de la piel consiste en una fuente de voltaje en serie con un circuito paralelo R-C [1]. La fuente de voltaje representa la señal eléctrica (biopotencial) que se desea medir y el circuito R-C la impedancia de la piel. La figura 1 muestra el modelo eléctrico equivalente de la interfase piel-electrodo, utilizado para el diseño del electrodo capacitivo [4].

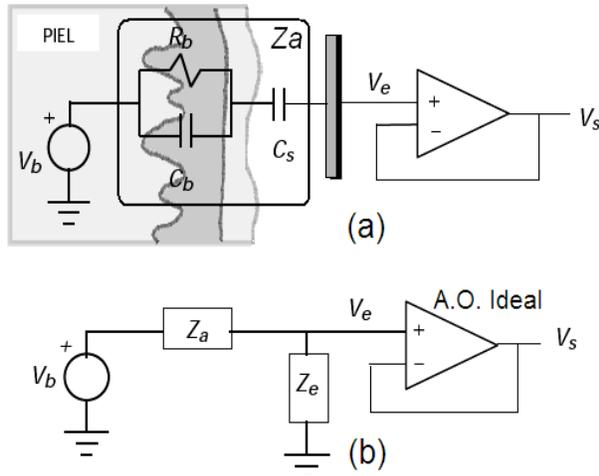


Figura 1. (a) Modelo eléctrico de la interfase piel-electrodo. (b) Modelo eléctrico con la impedancia de entrada del amplificador (Z_e) y la impedancia equivalente (Z_a) del electrodo.

C_s representa la capacitancia formada entre la piel y la placa sensora del electrodo, Z_a la impedancia serie formada por la piel y C_s , y Z_e es la impedancia de entrada del amplificador operacional (A.O. ideal), V_b es el biopotencial que se quiere detectar, V_e es la fracción de V_b que se amplifica y V_s es el biopotencial amplificado. Para el registro de señales ECG en aplicaciones clínicas el ancho de banda utilizado es de 0.05-100 Hz, mientras que para aplicaciones de monitoreo ambulatorio el ancho de banda se restringe a 0.5-50 Hz [7]. En el intervalo de frecuencias de 0.1-100 Hz, la impedancia del sensor C_s es mucho mayor que la impedancia de la piel (R_b , C_b), por lo que la impedancia del sensor C_s predomina en Z_a . Se desprecia la impedancia de la piel por lo que $Z_a \approx 1/(j\omega C_s)$, siendo este parámetro el que se utiliza en el diseño del electrodo. La tabla 1 muestra los valores de las magnitudes de las impedancias de la piel (R_b , C_b) y del sensor capacitivo (C_s) para 5 frecuencias.

Sensor capacitivo

El sensor capacitivo (C_s) consiste de una placa metálica recubierta por un material aislante, la cual al colocarse sobre la piel

forma un capacitor donde la otra placa es el tejido subcutáneo donde se manifiestan los procesos bioeléctricos, los cuales inducen cargas en la placa metálica del sensor y con esto se genera un biopotencial eléctrico. Este sensor se construye con una tarjeta comercial para fabricación de circuito impreso (PCB) de doble cara. El material aislante es un polímero tipo barniz que es utilizado comúnmente como máscara antisoldante en los circuitos impresos. En la cara frontal se tiene la placa sensora y un anillo de guarda, y la cara posterior se tiene completamente metalizada para garantizar la preservación de la impedancia de entrada del amplificador [4], dejando tan solo el espacio para la terminal de conexión de C_s al circuito amplificador (ver Figura 1 del Anexo).

Circuito electrónico

La señal captada por el sensor es de magnitud muy pequeña, en el orden de los μV [1], por lo que debe ser amplificada para su análisis. Debido al valor de la capacitancia del sensor (1 nF en el mejor de los casos) [1,4] y al rango de frecuencias de operación (0.1 Hz a 100 Hz) para las señales ECG [7,8], la impedancia del sensor tiene valores entre $1.59 G\Omega$ y $1.59 M\Omega$ (ver Tabla 1), por lo que el amplificador a utilizar debe ser de tipo electrométrico, (ultra alta impedancia de entrada $Z_i \geq 1 P\Omega$) para garantizar la mayor transferencia de potencia y evitar la atenuación del biopotencial eléctrico detectado.

En el electrodo 1 [2,4] se utilizó un amplificador operacional LMP7721 en configuración de seguidor de voltaje con el objetivo de mantener la ultra alta impedancia de entrada propia del dispositivo y evitar la atenuación de la señal captada por efecto de carga. Este amplificador operacional se seleccionó por tener una impedancia de entrada $\geq 1 P\Omega$ en paralelo con $0.2 pF$, densidades de ruido bajas de $6.5 nV/\sqrt{Hz}$ y $10 fA/\sqrt{Hz}$, además una ultra baja corriente de polarización de entrada de $3 fA$.

Tabla 1. Magnitudes de las impedancias de la piel (1) y del sensor capacitivo (2) para 5 valores de frecuencia [4].

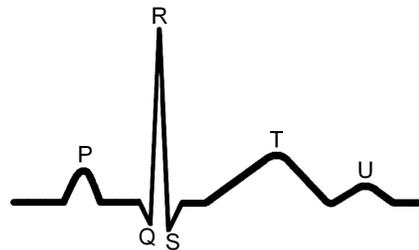
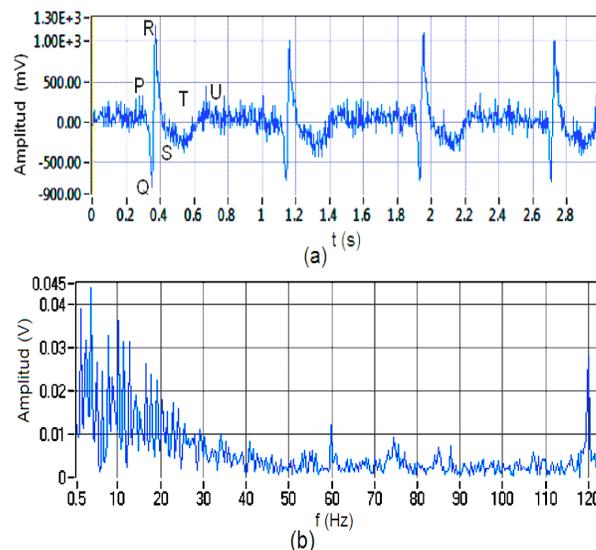
$\omega = 2\pi f$	f (Hz)				
	0.1	1	10	100	1000
$\left \frac{Rb}{j\omega RbCb+1} \right ^1$	0.9999 M Ω	0.9980 M Ω	0.8467 M Ω	0.1571 M Ω	0.15718 M Ω
$\left \frac{1}{j\omega Cs} \right ^2$	1591.5 M Ω	159.1 M Ω	15.91 M Ω	1.59 M Ω	0.1591 M Ω

Detección de señales ECG

El electrocardiograma (ECG) es el registro eléctrico de la actividad del corazón detectado en la superficie de la piel como una señal de voltaje en función del tiempo. Este registro se estudia por la forma, el valor pico y la duración de cada uno de sus componentes. La figura 2 muestra una señal ECG ideal (sujeto sano) con sus componentes PQRSTU. Esta señal se toma como patrón de referencia para comparar las señales obtenidas con el electrodo diseñado y evaluar el desempeño del mismo, ya que a diferencia de otros biopotenciales (EMG, EEG, etc.), esta tiene características temporales bien definidas.

Con el electrodo 1 [2,4] se detectaron señales ECG en el pecho en los puntos precordiales V2 y V4. La mejor señal ECG obtenida en modo diferencial con este electrodo, así como su espectro de amplitud se muestran en la figura 3 [2,4].

Como se puede apreciar en la figura 3 (a), los componentes P, S, T y U de la señal ECG no se logran apreciar y el ruido existente en la señal es elevado, se obtiene una $S/N = 43.6$. Esto indica que el electrodo 1 aún no cumple con las especificaciones necesarias para la detección de las señales ECG. Con la señal ECG mostrada en la figura 3 (a), tan solo se podría medir la frecuencia cardíaca. Se puede apreciar en la figura 3 (b) que en el espectro de amplitud existe ruido de 60 Hz y de su armónico de 120 Hz, originados por la interferencia electromagnética de la línea de alimentación.

**Figura 2.** Señal ideal ECG con sus componentes PQRSTU.**Figura 3.** Señal ideal ECG con sus componentes PQRSTU.

METODOLOGÍA

Diseño del electrodo 2

Análisis de la resistencia óptima de ruido del amplificador

Investigando el origen del ruido en el conjunto sensor amplificador [9], se calcula la

resistencia óptima de ruido (R_o) del primer amplificador (LMP7721). Según [9], para obtener la mayor relación señal a ruido a la salida de un amplificador, la R_o de este debe ser igual a la magnitud de la impedancia del sensor. Con esta condición el amplificador contribuye con la menor cantidad de ruido equivalente a la entrada del mismo.

La R_o de un amplificador se obtiene dividiendo la densidad de voltaje de ruido por la densidad de corriente de ruido a la entrada del amplificador [9]:

$$R_o = \frac{E_n}{I_n} \quad (1)$$

Para el LMP7721 tenemos que $E_n = 6.5 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ e $I_n = 10 \text{ fA}/\sqrt{\text{Hz}}$, por lo que la resistencia óptima de ruido tiene un valor de:

$$R_o = \frac{6.5 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}}{10 \text{ fA}/\sqrt{\text{Hz}}} = 650 \text{ k}\Omega \quad (2)$$

Y según la tabla 1, la magnitud de la impedancia del sensor a la frecuencia de 10 Hz, que es la frecuencia de la banda media del intervalo de frecuencias de interés, es:

$$\left| \frac{1}{j\omega C_s} \right| = 15.9 \text{ M}\Omega \quad (3)$$

Por lo que para el caso del LMP7721 utilizado en el electrodo 1 se cumple que:

$$\left| \frac{1}{j\omega C_s} \right| \gg R_o \quad (4)$$

Los valores obtenidos para la R_o del LMP7721 (2) y para la magnitud de la impedancia del sensor (3) en la banda media del rango de frecuencias de operación están muy desbalanceados. La magnitud de la impedancia del sensor es más de 20 veces la R_o del LMP7721, por lo que no se tendrá la menor contribución de ruido por parte de este amplificador.

Una posibilidad para igualar la magnitud de la impedancia del sensor con la R_o de amplificador operacional, y con esto

lograr la mayor relación señal a ruido, es ajustar el tamaño del sensor capacitivo y con esto su capacitancia y su impedancia, pero el diámetro resultante es muy grande (aproximadamente 10 cm), por lo que no es adecuado para fines prácticos. La otra opción es utilizar un amplificador operacional con mayor densidad de voltaje de ruido y menor densidad de corriente de ruido para lograr un valor mayor de R_o . Bajo este criterio, se diseñó el electrodo 2 utilizando el circuito integrado LMP7704, el cual contiene 4 amplificadores operacionales de tipo electrométrico, con impedancia de entrada $\geq 1 \text{ P}\Omega$, y características de ruido que proporcionan una R_o más cercana a la reactancia del sensor, $E_n = 9 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ e $I_n = 1 \text{ fA}/\sqrt{\text{Hz}}$, por lo que la R_o para este amplificador es:

$$R_o = \frac{9 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}}{1 \text{ fA}/\sqrt{\text{Hz}}} = 9 \text{ M}\Omega \quad (5)$$

Este valor es más cercano a la magnitud de la impedancia del sensor (15.9 M Ω), en la banda media de operación, por lo que según [9], con este amplificador operacional se debe tener una señal de salida menos ruidosa y por consiguiente de mejor calidad.

Diseño del electrodo de medición

Este nuevo diseño consideró varias mejoras, siendo la más importante la sustitución del amplificador operacional LMP7721 por el LMP7704 para mejorar el valor de R_o como se mostró anteriormente. Se mejoró el diseño del C.I. (layout) evitando las conexiones por alambres entre las caras de este, para esto se utilizó la conexión por hueco metalizado (Through Hole), se utilizó película antisoldante, se expandió el plano de tierra en la mayor área posible para mejorar el blindaje a la señal captada de interferencias electromagnéticas externas y se adaptó un conector mecánico para montar el C.I. de la placa sensora al C.I. del amplificador y dar estabilidad mecánica al

conjunto, manteniendo las placas lo más paralelas posibles y mejorando la guarda a la terminal de conexión eléctrica entre las dos placas [10].

De los resultados obtenidos en el electrodo 1 [2,4], se definieron los parámetros de diseño para el electrodo 2. Se decidió configurar el primer amplificador como seguidor de voltaje para preservar la ultra alta impedancia de entrada del dispositivo ($\geq 1 \text{ P}\Omega$). Al igual que en el electrodo 1 [2,4], la polarización de la entrada del amplificador se obtuvo por el diseño del C.I., dejando la terminal de entrada del amplificador muy cerca (aproximadamente 0.25 mm) del plano de tierra para tener una corriente de fuga muy pequeña (fA) y lograr la polarización sin tener que utilizar un resistor de muy alto valor (T Ω). Del análisis espectral realizado a la señal de la figura 3 se observó que el mayor contenido espectral de la señal ECG se concentra en frecuencias menores a 30 Hz, por lo que se decidió recortar el ancho de banda de 0.5-100 Hz a 0.72-72 Hz con un filtro activo de 2^o orden y ganancia de 242, con el objeto de disminuir la componente de 60 Hz y su armónico de 120 Hz, originados por interferencia con la línea de alimentación. Por último se conectó la guarda del sensor a tierra, convirtiéndose en un blindaje y no en una guarda activa, ya que por experimentación se observaron mejores resultados con esta conexión.

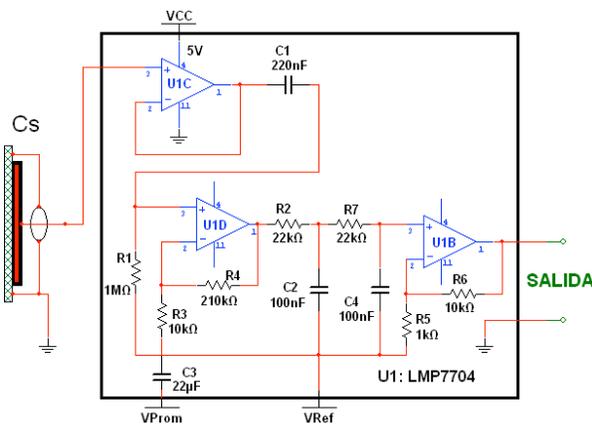


Figura 4. Diagrama eléctrico del electrodo 2 diseñado.

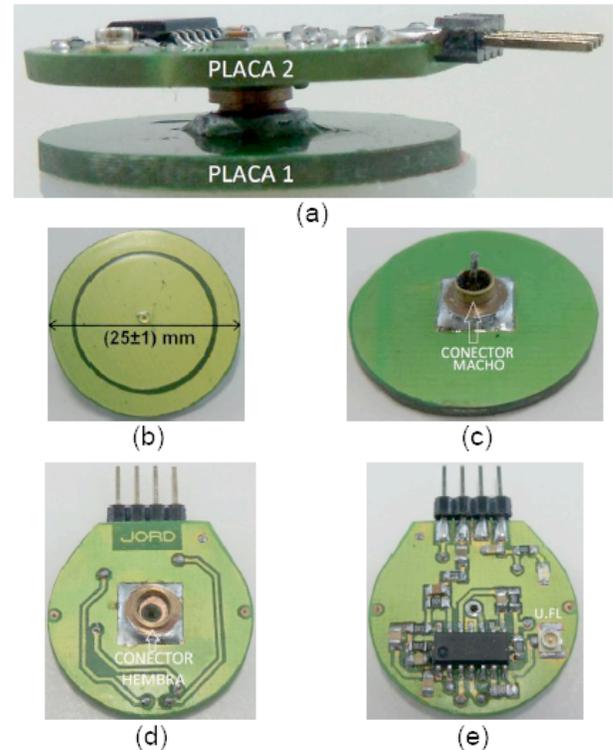


Figura 5. Electrodo de medición de biopotenciales. (a) Vista lateral. Conjunto sensor amplificador. Placa 1 sensor capacitivo y placa 2 amplificador. (b) Placa 1 cara inferior. Sensor y anillo de guarda. (c) Placa 1 cara superior. Plano de guarda y conector mecánico. (d) Placa 2 cara inferior. Conector mecánico y plano de tierra. (e) Placa 2 cara superior con circuito amplificador.

La figura 4 muestra el diagrama eléctrico del electrodo 2 y la figura 5 muestra una fotografía del mismo.

En el diagrama de la figura 4 se muestra a la izquierda el sensor capacitivo C_s , el cual detecta los biopotenciales, su guarda se muestra conectada a tierra formando un blindaje. La salida de este sensor se aplica a la entrada del amplificador LMP7704 U1C, el cual está configurado como seguidor de voltaje, la salida de este amplificador se aplica a dos filtros activos conformados por los amplificadores operacionales LMP7704 U1D y U1B. R1 y C1 ajustan la frecuencia de corte del filtro pasa altas (0.72 Hz) y R2, C2 y R7 C4 ajustan la frecuencia de corte del filtro pasa bajas de 2^o orden (72 Hz). Con R3, R4 y C3 se realiza la

conexión con otros electrodos del sistema para obtener el voltaje promediado de la señal de interferencia de modo común V_{prom} , la cual se retroalimenta al cuerpo por medio del electrodo de referencia activo. La terminal VCC es la alimentación de +5 V y V_{ref} es la terminal del voltaje de referencia de +2.5 V.

Sistema de electrodos para la medición de biopotenciales

Para la detección de biopotenciales en el cuerpo humano se desarrolló un sistema de dos electrodos de medición y un electrodo de referencia activo, conectados en configuración unipolar. El sistema se alimenta con 4 baterías de 1.2 V o con los 5 V del puerto USB de una computadora personal. Se requiere un voltaje de referencia de 2.5 V para obtener las señales de salida sobre este nivel ya que estas son variantes en el tiempo con valores por arriba y por abajo de un nivel de referencia. Este voltaje de referencia se obtiene con un circuito integrado regulador de voltaje LF25 (ver Figura 2 del Anexo). El diseño del electrodo de referencia activo es el mismo utilizado en el sistema desarrollado con el electrodo 1 [2,4]. Este electrodo amplifica la señal de modo común de los electrodos de medición, la cual se obtiene promediada en el punto de conexión marcado como V_{prom} (figura 4), y la aplica al cuerpo humano por contacto galvánico para producir una retroalimentación negativa la cual tiende a neutralizar la señal de interferencia inducida en el cuerpo por fuentes externas, principalmente por la línea de alimentación de 60 Hz. Este electrodo de referencia se diseña con un factor de ganancia de 100 y con un ancho de banda de DC a 100 Hz. El montaje del electrodo de referencia se mejoró rediseñando el C.I. de este al incluir: un plano de tierra, la técnica de hueco metalizado (Through Hole) para realizar las conexiones entre caras, la película antisoldante y un conector mecánico entre la placa del sensor y la placa del circuito amplificador (ver Figuras 3 y 4

del Anexo). El electrodo de referencia no procesa el biopotencial por lo que su diseño no es tan exigente como el del electrodo de medición. La figura 6 muestra el diagrama de bloques del sistema de electrodos utilizado para detectar biopotenciales y la figura 7 una fotografía del mismo.

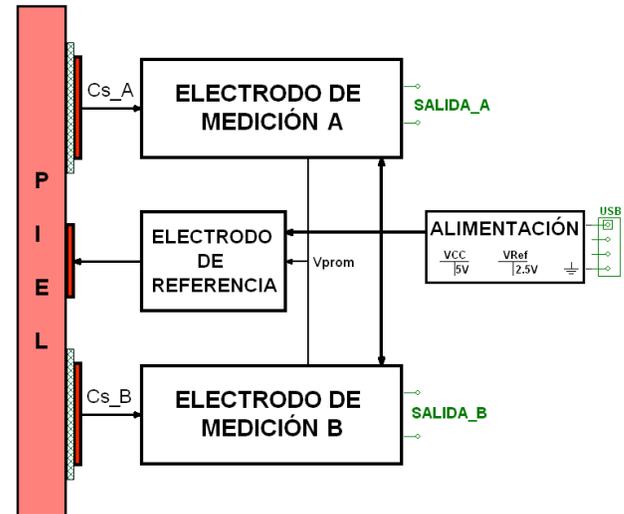


Figura 6. Diagrama de bloques del sistema de electrodos para la medición de biopotenciales.

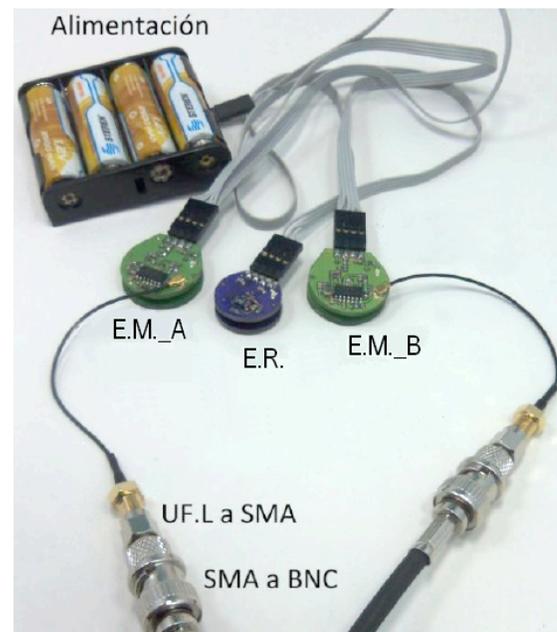


Figura 7. Sistema de electrodos para la medición de biopotenciales, el Electrodo de Medición A (E.M._A), el Electrodo de Medición B (E.M._B) y el Electrodo de Referencia (E.R.).

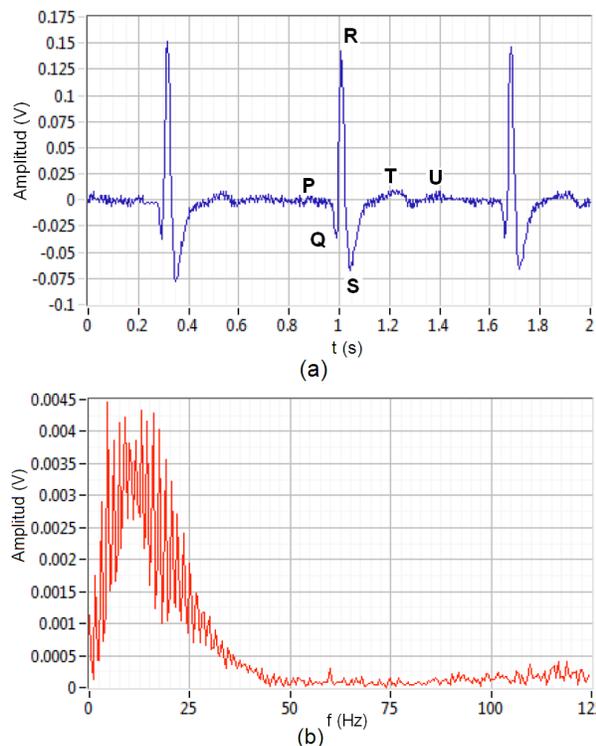


Figura 8. (a) Señal ECG obtenida con el sistema de electrodos desarrollado, los electrodos de medición están colocados sobre la piel y aislados por la máscara antisoldante de 0.2 mm de espesor. (b) Espectro de amplitud de la señal ECG mostrada en (a).

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Medición de biopotenciales ECG

Con el sistema de electrodos desarrollado en este trabajo se midieron diversos biopotenciales. Para poder comparar el desempeño del electrodo 2 con el electrodo 1 [2,4], se midieron señales ECG en las mismas condiciones a las obtenidas con el electrodo 1 [2,4]. Los electrodos de medición se colocaron sobre la piel, en los puntos precordiales V2 y V4 [10]. La figura 8 muestra la señal ECG (diferencial) obtenida con el sistema de electrodos desarrollado, así como su espectro de amplitud. En la figura 8 (a) se aprecian claramente las componentes Q, R y S de la señal ECG, la componente T se aprecia con ruido, y las componentes P y U no se aprecian.

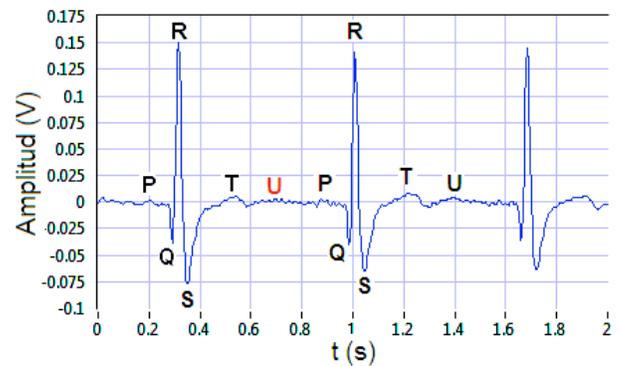


Figura 9. Señal ECG de la figura 8(a) filtrada con un filtro digital Butterworth pasa bajas de 4° orden.

A simple vista la señal de la figura 8 (a) es de mejor calidad que la señal de la figura 3 (a).

En el espectro de amplitud, figura 8 (b), se observa que el ruido de interferencia de 60 Hz y su armónico de 120 Hz están suficientemente atenuados, a diferencia del espectro de amplitud de la señal de la figura 3 (b), donde estas señales de interferencia se observan con amplitud considerable. Con el electrodo 2 se logró una $S/N = 56.3$ mientras que con el electrodo 1 se obtuvo una $S/N = 43.6$, lo cual es congruente con las gráficas de las figuras 3 (a) y 8 (a).

Para minimizar el ruido presente en la señal ECG de la figura 8 (a) y observar si los componentes P y U logran apreciarse, esta señal se procesó con un filtro digital Butterworth pasa bajas de 4° orden, con una frecuencia de corte de 40 Hz, ya que como puede apreciarse en la figura 8 (b), los componentes de la señal ECG se concentran desde DC hasta 40 Hz. La señal filtrada se muestra en la figura 9, donde se puede apreciar la disminución del ruido en la señal ECG y la componente P con amplitud muy pequeña, la componente U (de color rojo) en el primer registro no se logra apreciar, pero en el segundo registro se puede apreciar con una amplitud muy pequeña.

Medición de biopotenciales EMG

Para demostrar la versatilidad del electrodo en la detección de otros biopotenciales

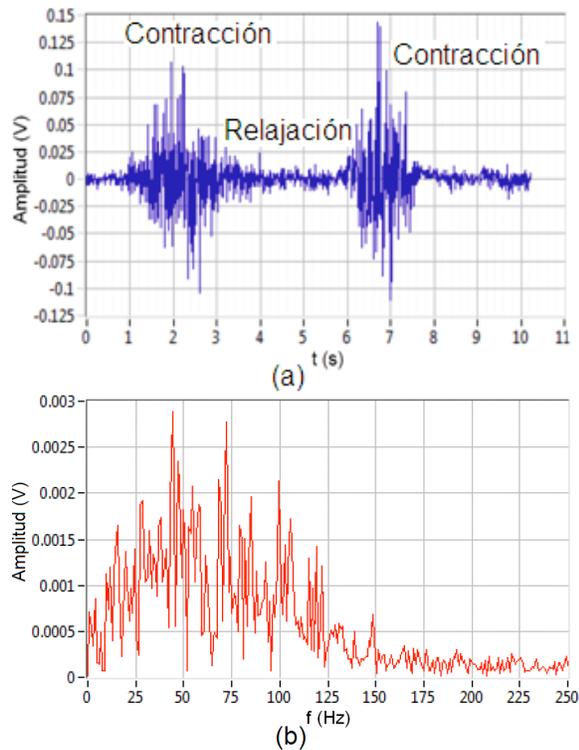


Figura 10. (a) Señal EMG medida en los bíceps del brazo derecho con los electrodos con ancho de banda de 580 Hz. (b) Espectro de amplitud de la señal mostrada en (a).

con el sistema desarrollado también se midieron biopotenciales electromiográficos (EMG), realizando el cambio de los valores de R_2 y R_7 a $2.7 \text{ k}\Omega$ para así elevar la frecuencia de corte superior del filtro Pasa-Banda a 580 Hz. La señal EMG se obtuvo colocando los electrodos en los bíceps del brazo derecho y realizando la secuencia contracción-relajación-contracción. La figura 10 muestra la señal EMG obtenida (a) y su espectro de amplitud (b), lo que demuestra la versatilidad de este tipo de electrodo para la detección de cualquier tipo de biopotencial eléctrico con solo cambiar dos elementos pasivos del filtro pasa bajas.

CONCLUSIONES

Se presentó el diseño y desarrollo de un electrodo capacitivo para la detección de biopotenciales en el cuerpo humano. Se demostró que la resistencia óptima de ruido

del amplificador operacional utilizado influye notoriamente en la calidad del biopotencial detectado, ya que al tratar de igualar la reactancia del sensor con la resistencia óptima de ruido del amplificador, se obtienen señales menos ruidosas. Utilizando el amplificador operacional LMP7704 se logra una resistencia óptima de ruido de $9 \text{ M}\Omega$ que es un valor más cercano a la reactancia del sensor capacitivo ($15.9 \text{ M}\Omega$) en la banda media de operación de las señales ECG, en comparación con la obtenida con el LMP7721 de $650 \text{ k}\Omega$. Se demostró que utilizando la guarda conectada a tierra y un filtrado pasa bajas de 2º orden se obtienen señales con menos ruido de 60 Hz. Se mostraron señales ECG y su espectro de amplitud obtenidas con el electrodo desarrollado y se compararon con las obtenidas con el electrodo 1, diseñado en un trabajo previo, donde se observa la mejoría en la calidad de estas, logrando un aumento en la S/N de 43.6 a 56.3. Se demostró que realizando cambios en los valores de resistencias en el electrodo desarrollado, este se puede utilizar para obtener señales EMG, lo cual indica que el electrodo tiene la versatilidad de adaptarse para medir diferentes biopotenciales. Se presentaron las mejoras realizadas al electrodo desarrollado, respecto del electrodo 1, desarrollado previamente, en el montaje y diseño del circuito impreso, donde la utilización del hueco metalizado (Through Hole), la película antisoldante y el plano de tierra mejoran el rechazo a interferencias electromagnéticas externas, principalmente las producidas por la línea de alimentación de 60 Hz. De las pruebas experimentales se observó que se logra un mejor rechazo a interferencias electromagnéticas externas utilizando la guarda del sensor como blindaje más que como guarda activa. Por último se demostró que se logra la polarización de entrada del amplificador operacional sin necesidad de utilizar el resistor de polarización de muy alto valor ($\text{T}\Omega$), logrando la corriente de polarización con la corriente de fuga que

se produce en la terminal de entrada del amplificador y el plano de tierra del circuito impreso.

El diseño del electrodo aún debe mejorarse para lograr una señal ECG de mejor calidad, menos ruidosa y con sus componentes P y U mejor definidos y con mayor amplitud. Además, desarrollar el sistema de estos electrodos a 12 derivaciones para hacer la comparación con sistemas comerciales de medición de biopotenciales eléctricos con vistas a definir la aplicación real de los mismos.

Agradecimientos

J.L V-B y J.O. R-D agradecen al CONACYT por las becas otorgadas y al Instituto Politécnico Nacional por financiar este trabajo.

REFERENCIAS

1. Yu Mike-Chi, "Dry-Contact and Noncontact Biopotential Electrodes: Methodological Review," *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 3, 2010.
2. E. Moreno-García, S. Mújica-Ascencio, J.M. de la Rosa-Vázquez, S. Stolik-Isakina, "A Capacitive Bioelectrode for Recording Electrophysiological Signals," *Revista Cubana de Física*, vol. 30, no. 2, 2013.
3. E. Spinelli, M. Haberman, "Insulating Electrodes: a Review on Biopotential Front Ends for Dielectric Skin-Electrode Interfaces," *IOP Publishing, Physiol. Meas.*, vol. 31, pp. S183-S198, 2010.
4. S. Mújica-Ascencio, "Adquisición de Señales EEG con Electrodo No-Invasivos de Alta Sensibilidad," Tesis de Maestría, SEPI ESIME Zacatenco, 2011.
5. T. Sullivan, S. Deiss, T.-P. Jung, and G. Cauwenberghs, "A Brain-Machine Interface using Dry-Contact, Low-Noise

EEG Sensors," in *Proc. IEEE Int. Symp. Circuits Systems ISCAS*, pp. 1986-1989, 2008.

6. R. Matthews, N. J. McDonald, H. Anumula, J. Woodward, P. J. Turner, M. A. Steindorf, K. Chang, and J. M. Pendleton, "Novel Hybrid Bioelectrodes for Ambulatory Zero-Prep EEG Measurements Using Multi-Channel Wireless EEG System," in *Proc. 3rd Int. Conf. Foundations Augmented Cognition*, Berlin, Germany, pp. 137-146, 2007.
7. W. J. Tompkins, Ed., "Biomedical Digital Signal Processing: C-Language Examples and Laboratory Experiments for the IBM PC," Englewood Cliffs, NJ., Prentice-Hall, 1993.
8. L. Cromwell, "Instrumentación y Medidas Biomédicas," Boixareu Editores, Barcelona, España, 2007.
9. C.D. Motchenbacher, J.A. Connelly, "Low-Noise Electronic System Design," 1993, USA.
10. J.O. Rivera-Delgado, "Sistema Modular Utilizando Electrodo No Invasivos de Alta Sensibilidad para la Adquisición de Señales Bioeléctricas," Tesis de Maestría, SEPI ESIME Zacatenco, 2014.

ANEXO

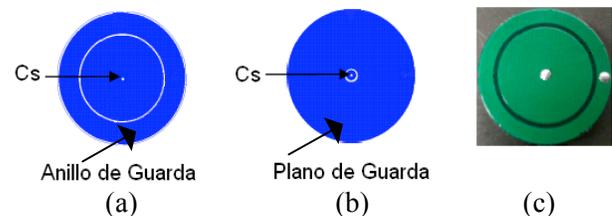


Figura 1. (a) Cara frontal del sensor. (b) Cara posterior del sensor. (c) Sensor construido con tarjeta de circuito impreso y cubierto con máscara antisoldante.

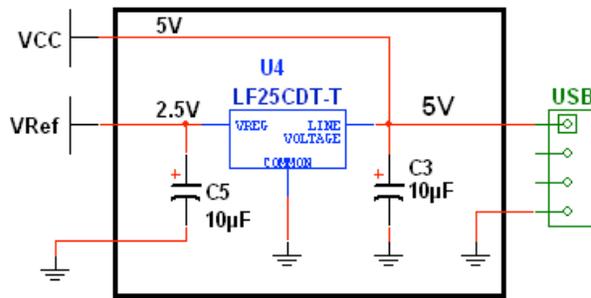


Figura 2. Sistema de alimentación para el sistema de electrodos.

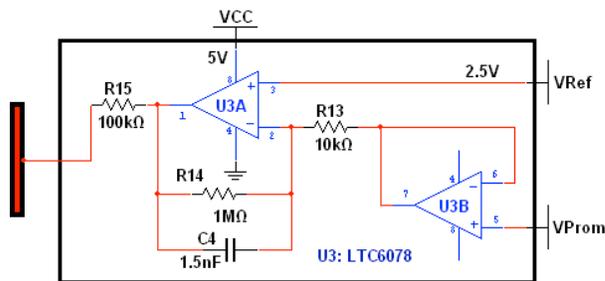


Figura 3. Diagrama eléctrico del electrodo activo de referencia.

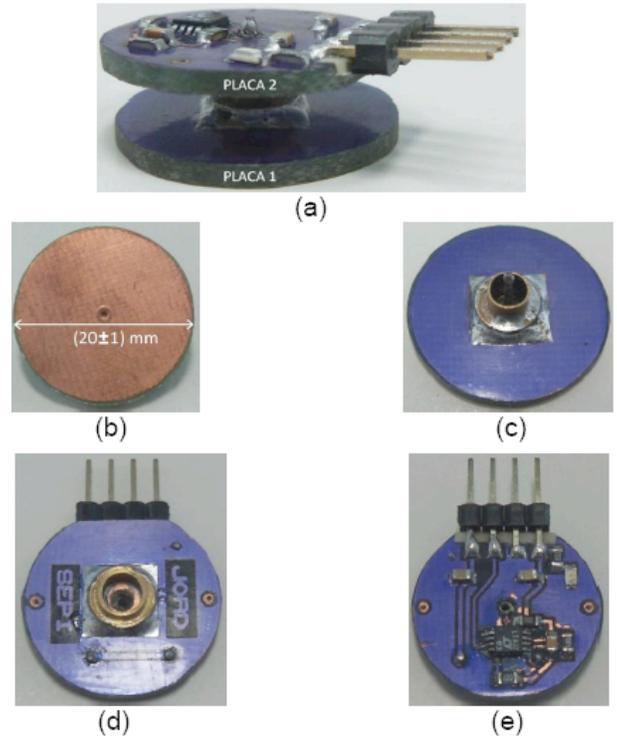


Figura 4. Electrodo activo de referencia [4]. (a) Vista lateral. Placa 1 electrodo bajo. Placa 2 amplificador arriba. (b) Placa 1 cara inferior sin aislamiento. (c) Placa 1 cara superior con conector mecánico. (d) Placa 2 cara inferior con conector mecánico. (e) Placa 2 cara superior con circuito amplificador.

