

# Sistema de Monitoreo de Señales Fisiológicas de Origen Cardiovascular en Personas Sentadas

V. Barros-Mendoza<sup>1</sup>, P. S. Luna-Lozano<sup>1</sup>, C. Alvarado-Serrano<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Facultad de Instrumentación Electrónica, Programa Educativo de Ingeniería en Instrumentación Electrónica, Universidad Veracruzana, Xalapa, Ver., México

<sup>2</sup>Sección Bioelectrónica, Departamento de Ingeniería Eléctrica, CINVESTAV-IPN, México D.F., México

**Resumen**— Se presenta un sistema de registro del ECG, el BCG en dos direcciones y el PPG en personas sentadas. El sistema registra las señales sin necesidad de que otra persona coloque los sensores en el cuerpo, lo cual podría mejorar la gestión de recursos en los centros o consultorios médicos. El ECG se mide con electrodos de alta impedancia en los antebrazos. El BCG se mide en el respaldo y el asiento de la silla y el PPG en el dedo de una mano.

**Palabras clave**— ECG con electrodos de alta impedancia, PPG, BCG

## I. INTRODUCCIÓN

El cuidado de la salud es importante para mejorar la calidad de vida de las personas. Para lograrlo se recomienda llevar a cabo diversas acciones; como incentivar actividades saludables, evitar llevar una vida sedentaria y fomentar el monitoreo constante del estado de salud. El control de los parámetros que indican el estado de salud de una persona puede llevarse a cabo en el propio domicilio, en un consultorio médico o en un centro de salud. En estos dos últimos, un personal de enfermería lleva a cabo la medición del peso, la temperatura corporal, la presión sanguínea, la frecuencia cardíaca y el ritmo respiratorio. Estas mediciones implican un tiempo de espera para ser atendido y cierto grado de complejidad en la gestión de los recursos humanos y materiales.

Si las mediciones se hicieran de forma automática, podrían realizarse de forma simultánea a distintos pacientes con un mínimo de recursos humanos. Podría contarse, por ejemplo, con un sistema para medir automáticamente algunos o todos los parámetros antes mencionados mientras los pacientes esperan sentados a ser atendidos. Esto facilitaría la gestión de recursos dentro del centro de salud y el manejo de la información, puesto que podría llevarse un sistema informático para almacenar los datos de los parámetros medidos, además de que se podría priorizar la atención a aquellos pacientes que más lo necesiten.

Para que las mediciones fueran más confiables, sería deseable que se realizaran sin que el paciente fuera consciente de ello, ya que es sabido que algunos parámetros fisiológicos se alteran con la simple presencia del personal médico o de enfermería [1], [2].

El uso de distintos equipos médicos durante el proceso de valoración médica de un paciente, implica mantenimiento y gestión de recursos humanos y materiales, los cuales se

verían reducidos si todos los parámetros pudieran medirse con un solo instrumento.

En este trabajo se propone un sistema para medir las señales fisiológicas básicas que permitan conocer el estado de salud de una persona. Específicamente se propone medir la actividad mecánica del sistema cardiovascular, la cual es conocida como balistocardiograma (BCG) y a partir de la cual se puede obtener la actividad cardíaca y respiratoria, el fotoplethismograma (PPG) y el electrocardiograma (ECG).

Todas las medidas se realizan sin la intervención del paciente o de ninguna otra persona en el proceso de medida, y se tomarán mientras el paciente se encuentre en posición sentado. Para que no haya intervención en el proceso de medida, es necesario disponer los sensores de forma que al sentarse el paciente se comience con la medida. En este sentido, el ECG se medirá con electrodos de alta impedancia para evitar la necesidad de preparar la zona de medición. El BCG se medirá con electrodos piezoeléctricos colocados en el asiento y el respaldo de la silla y el PPG se medirá en el dedo de una mano. Las señales medidas se visualizan en una interfaz gráfica programada en LabVIEW®.

## II. SISTEMA DE MEDIDA

### A. Electrocardiograma

El ECG es el registro gráfico de la actividad eléctrica cardíaca. Habitualmente se mide colocando electrodos en el tórax descubierto del paciente. Estos electrodos utilizan normalmente un gel electrolito que funciona como transductor para las corrientes iónicas convirtiéndolas a corriente eléctrica. Este proceso de medida no es muy conveniente cuando se busca realizar una medida rápida o cuando se pretende que ninguna otra persona intervenga en el proceso de medida, como es el caso de este trabajo. Por ello, se propone medir el ECG sin ninguna preparación de la zona del cuerpo donde se realizará la medida, utilizando electrodos sin material electrolito, lo cual aumenta la impedancia de salida de los electrodos haciéndolos más susceptibles a las interferencias de la línea eléctrica.

La Fig. 1 muestra el esquema de medida del ECG con electrodos de alta impedancia y las diferentes vías en que puede acoplarse la interferencia al registro.  $R_a$ ,  $R_b$  y  $R_c$  son las resistencias internas del cuerpo entre los electrodos.  $Z_{e1}$  y  $Z_{e2}$  son las impedancias de electrodos de registro y  $Z_{e3}$  la del electrodo de referencia.  $Z_{C1}$  y  $Z_{C2}$  son las impedancias en modo común de los amplificadores seguidores conectados a cada electrodo de alta impedancia.  $Z_D$  es la impedancia (en

modo diferencial) que existe entre las entradas de los seguidores.

Las corrientes,  $i_{e1}$ ,  $i_{e2}$  e  $i_{e3}$ , acopladas a los electrodos a través de las capacidades parásitas  $C_{e1}$ ,  $C_{e2}$  y  $C_{e3}$ , provocarán una caída de tensión en cada electrodo y su diferencia llevará a una interferencia en modo diferencial que se amplificaría por la misma ganancia que el ECG.

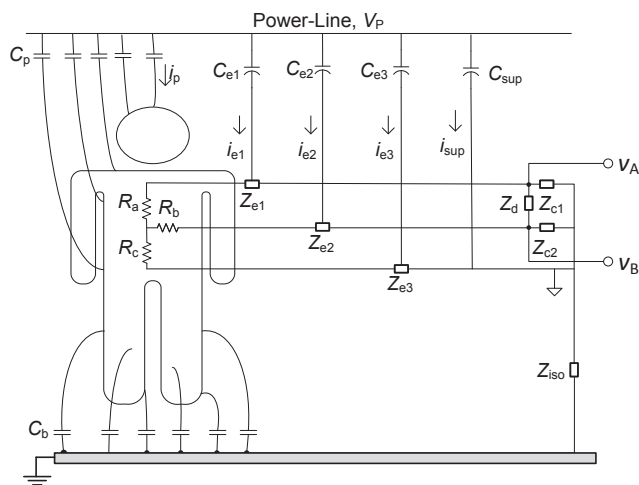


Fig. 1. Sistema de medida de biopotenciales y las distintas formas en que puede acoplarse la interferencia a éste.

La corriente de interferencia acoplada a los cables de los electrodos circularían a tierra a través del cuerpo y el acoplamiento capacitivo de este a tierra,  $C_b$ , lo cual ocasionaría también una interferencia en modo diferencial. Esta interferencia se evita normalmente utilizando cables blindados o con seguidores de tensión conectados a cada electrodo de registro, por lo que no se muestra esta fuente de interferencia en la Fig. 1.

La corriente  $i_p$  acoplada al cuerpo a través de las capacidades parásitas  $C_p$  (las cuales, al igual que  $C_b$  se han representado en la Fig. 1 como un conjunto de capacidades para indicar que en realidad se acoplan a todas las partes del cuerpo y no a un solo punto, como normalmente se representa) ocasionarán también una interferencia en modo diferencial al circular a través del cuerpo a tierra. Una forma de reducirla es colocar un electrodo de referencia (conectado a 0 V) junto a cada electrodo de registro [3], así las corrientes de interferencia acopladas a los electrodos de medida circularán a la tensión de referencia a través de los electrodos de referencia y apenas habrá diferencia de tensión en los electrodos de medida [4].

La Fig. 2 muestra el esquema del amplificador de biopotenciales utilizado para medir el ECG con electrodos de alta impedancia (E1 y E2) conectados, respectivamente, a los brazos izquierdo y derecho (BI y BD). La etapa frontal completamente diferencial define la impedancia de entrada del circuito y elimina la tensión de desplazamiento (*offset*) de los electrodos [5]. El amplificador de instrumentación (INA111) amplifica la señal diferencial y su salida se

retroalimenta a su entrada de referencia para formar un filtro pasa altas de primer orden (FPA en Fig. 2). Posteriormente, un filtro pasa bajas de segundo orden (FPB) define el ancho de banda de ruido del sistema antes de realizar la conversión analógica a digital (ADC).

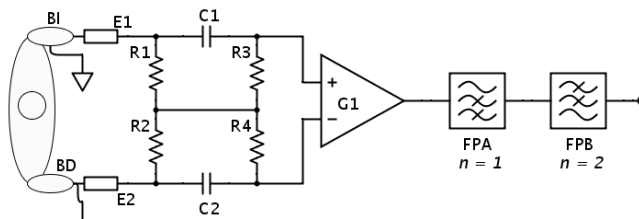


Fig. 2. Esquema general del amplificador de biopotenciales utilizado para medir el ECG con electrodos de alta impedancia.

### B. Balistocardiograma

El balistocardiograma es el registro gráfico de la actividad cardiovascular [6]. Representa el flujo sanguíneo desde el ventrículo izquierdo, principalmente, a través de las principales arterias. Puede medirse registrando los movimientos del cuerpo como respuesta a la acción mecánica del corazón y al flujo sanguíneo. Su amplitud típica es de 7 mg [7].

En este trabajo se propone obtener el BCG midiendo la deformación del asiento y el respaldo de la silla sobre la que se sentará el paciente. Para ello se han colocado sensores piezoeléctricos en la parte inferior del asiento y posterior del respaldo. Los sensores tienen un espesor inferior a 1 mm, lo que les permite pasar desapercibidos una vez que se hayan cubierto con la tapicería de la silla.

Un sensor piezoeléctrico puede modelarse como una fuente de voltaje con una salida capacitiva, por lo que tiene un tipo de respuesta pasa altas y una alta impedancia de salida a baja frecuencia. Para medir las deformaciones de las superficies en contacto con el cuerpo se ha conectado un amplificador de carga a la salida de cada sensor, como se muestra en la Fig. 3, donde ha utilizado el modelo equivalente de Thevenin para representar al sensor piezoeléctrico.

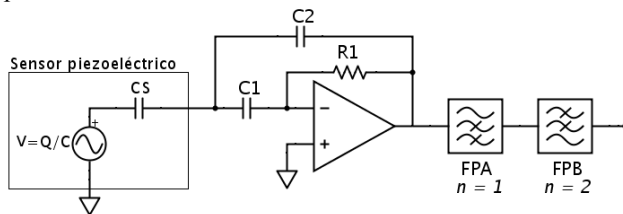


Fig. 3. Circuito para medir la deformación del asiento y respaldo de la silla debidas a las fuerzas de expulsión y circulación de la sangre.

La respuesta del amplificador de carga tiene una forma pasa altas cuya frecuencia de corte está definida por el condensador  $C_2$  y la resistencia  $R_1$ , como se muestra en (1), donde se ha supuesto que  $C_1$  es mucho mayor que  $C_2$  y  $C_s$ .

$$V_0 = -\frac{Q}{C_2 f + \frac{1}{j\omega R_1 C_2}} \quad (1)$$

Como se observa en (1), el condensador  $C_2$  define también la ganancia del circuito. La salida del amplificador de carga se filtra pasa altas con un filtro pasivo de primer orden y posteriormente se define el ancho de banda de ruido con un filtro activo de segundo orden.

### C. Fotopletismograma

La fotopletismografía es una técnica de medición de la variación de volumen de sangre en una arteria distal mediante la absorción de luz. La forma de medida es iluminar una parte del cuerpo, como el lóbulo de la oreja o un dedo, con luz roja o infrarroja de forma que sea absorbida por la sangre; las variaciones del volumen sanguíneo en el sitio de medida hacen que el nivel de absorción varíe en la misma forma y ritmo. Si se mide el cambio de los niveles de luz absorbidos, puede determinarse, el momento en que llega el volumen de sangre a ese punto de la arteria y calcular de ahí, entre otras cosas, el ritmo cardiaco. La señal obtenida con esta técnica se le denomina fotopletismograma (PPG).

Para medir el PPG, se ha construido un circuito emisor de luz roja e infrarroja con diodos LED y un circuito detector de luz con un elemento fotosensible. Ambos circuitos se han adaptado a un receptáculo para el dedo índice. El circuito de medida consiste en un emisor de luz en el espectro rojo e infrarrojo y un circuito foto sensible para detectar la llegada de la onda de flujo a ese dedo. La Fig. 4 muestra el esquema de medida utilizado.

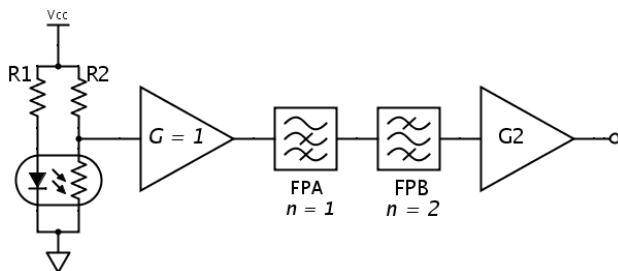


Fig. 4. Circuito de medida para obtener el PPG en el dedo de la mano.

La señal obtenida por la fotorresistencia es ingresada a un amplificador en modo seguidor para acoplar la impedancia de salida. Un filtro pasa altas pasivo de primer orden atenúan las componentes de  $dc$  y la tensión de *offset* que se genera por el movimiento del dedo. Después, un filtro pasa bajas activo de segundo orden limita el ancho de banda de ruido. Finalmente una segunda etapa de ganancia variable ajusta la amplitud de la señal medida.

## III. RESULTADOS EXPERIMENTALES Y DISCUSIÓN

Las señales medidas se registraron simultáneamente en 20 voluntarios sanos con edades entre 20 y 25 años. Durante la medición se solicitaba a los voluntarios permanecer sentados en reposo durante un minuto mientras se realizaba la medida.

El ECG se ha medido con el circuito mostrado en la Fig. 2 ajustando el ancho de banda desde 0.01Hz hasta 150 Hz. La etapa frontal se ajustó para tener una impedancia de entrada, definida por las resistencias, de  $4.7\text{ M}\Omega$  y una frecuencia de corte de 0.01 Hz. La señal medida se amplificaba por 914 y se filtraba desde 0.01 Hz con un filtro pasa altas de primer orden (FPA en Fig. 2), que junto con la etapa frontal proporcionaba una respuesta total de segundo orden. Finalmente, un filtro activo de segundo orden con respuesta Bessel y frecuencia de corte 150 Hz limitaba el ancho de banda de ruido (FPB en Fig. 2).

El BCG se medía con el circuito mostrado en la Fig. 3 ajustando la frecuencia de corte pasa altas a 0.1 Hz (FPA en Fig. 3) y la frecuencia de corte pasa bajas a 40 Hz (FPB en Fig. 3), puesto que es donde tiene las principales componentes el BCG [7].

La baja amplitud de la señal de fuerza hace necesario utilizar una alta ganancia ajustada con un valor de condensador  $C_2 = 1\text{ nF}$ . Este valor tan bajo de condensador y la baja frecuencia de corte necesaria, hacen que el valor de la resistencia de polarización sea muy grande, de  $1.6\text{ G}\Omega$ , el cual se ha conseguido con un arreglo en T de resistencias de valores comerciales de bajo costo. Este valor de resistencia tan grande, puede ocasionar un voltaje de offset muy grande cuando las corrientes de polarización circulan a través de ella, y eventualmente podrían saturar el amplificador. Por ello se ha conectado un filtro pasa altas pasivo de primer orden a la salida del amplificador de carga (FPA en Fig. 3) a la misma frecuencia de corte. Un filtro activo de segundo orden con respuesta Butterworth (FPB en Fig. 3) limitaba el ancho de banda de ruido a 40 Hz.

El PPG se ha medido con el circuito mostrado en la Fig. 4. La señal proveniente de la fotorresistencia se filtraba pasa altas a 0.1 Hz (FPA en Fig. 4), posteriormente se filtraba pasa bajas con un filtro activo de segundo orden con respuesta Butterworth con frecuencia de corte de 30 Hz (FPB en Fig. 4) y se amplificaba con una ganancia máxima de 20 con un amplificador operacional en la configuración de amplificador inversor.

Todas las señales se digitalizaron con una tarjeta de adquisición de datos (DAQ-6009, National Instruments) y se registraron en una computadora personal portátil mediante un algoritmo desarrollado en LabVIEW®. La alimentación de los circuitos ha sido flotante (con baterías) y la computadora también ha sido alimentada con baterías para disminuir el efecto de las interferencias en los registros.

La Fig. 5 muestra un segmento de los registros simultáneos de las señales medidas para un voluntario hombre de 25 años de edad. De arriba abajo se muestra el ECG, el BCG medido en el asiento, el BCG medido en el respaldo y el PPG.

El ECG se ha registrado con muy poca influencia de las interferencias de la red eléctrica. Sin embargo se observa un desplazamiento de la línea base de la señal. Esto puede deberse al movimiento involuntario de los brazos durante el registro. Es importante mencionar también que para algunos

voluntarios ha sido difícil permanecer en reposo, lo cual se ha visto reflejado en el ECG como una interferencia de la actividad mioeléctrica.

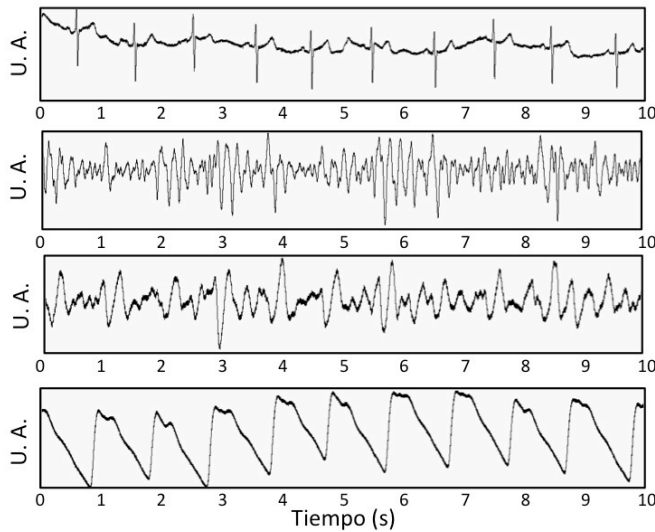


Fig. 5. Resultado de las señales medidas con el sistema desarrollado. De arriba abajo se muestra el ECG, el BCG medido en el asiento, el BCG medido en el respaldo y el PPG todos medidos de forma simultánea.

El BCG medido en el asiento ha sido el más influenciado por los artefactos de movimiento. Dado que tiene que registrar amplitudes de fuerza muy pequeñas, cualquier movimiento corporal voluntario o no, se amplifica por la misma ganancia. Esto ha hecho que el BCG presente formas de onda poco repetitivas, sobre todo en el asiento. El procesamiento automático de esta señal es un tema de investigación actual abordado por distintos grupos de investigación [8], sin embargo, cuando se utiliza alguna otra señal como referencia como el ECG pueden estimarse algunos parámetros cardiovasculares como los intervalos de tiempo sistólicos, el tiempo de llegada de la onda de pulso o la contractilidad cardíaca [9].

El BCG medido en el respaldo parece estar menos influenciado por los artefactos de movimiento, aunque no es una señal tan clara y repetitiva como el ECG o el PPG.

El PPG se registra de manera correcta presentando la forma de onda típica de esta señal; dos picos y un valor mínimo profundo.

A partir de las señales medidas es posible obtener, directamente, la frecuencia cardíaca y el ritmo respiratorio. Este último ya sea utilizando el BCG medido en el respaldo, o aprovechando la modulación en amplitud que presenta el ECG, el PPG y el BCG medido en el asiento. De manera indirecta es posible estimar el tiempo de llegada de la onda de pulso utilizando el ECG y el PPG y a partir de ella estimar los cambios en la presión sanguínea. Con esta última combinación de señales puede estimarse además el periodo de preeyección, la fuerza de contracción del miocardio [10] y el gasto cardíaco.

## V. CONCLUSIÓN

En este trabajo se ha presentado un sistema para registrar distintas señales de origen cardiovascular. El procesamiento de las señales medidas podría facilitar la gestión de recursos en un centro médico o consultorio al medir de forma automática parámetros importantes como la frecuencia cardíaca, el ritmo respiratorio e incluso las variaciones en la presión sanguínea, la fuerza de contracción del miocardio y el gasto cardíaco. Todas las señales se han medido sin que el paciente tenga que hacer nada en especial más que permanecer sentado en reposo y sin la intervención de ninguna otra persona para colocar los sensores.

## RECONOCIMIENTOS

Los autores agradecen la paciencia y colaboración de los voluntarios. V. Barros-Mendoza es estudiante del Programa Educativo de Ingeniería en Instrumentación Electrónica.

## BIBLIOGRAFÍA

- [1] G. Mancia, G. Parati, G. Pomidossi, G. Grassi, R. Casadei and A. Zanchetti, "Alerting reaction and rise in blood pressure during measurement by physician and nurse", *Hypertension*, no. 9, pp. 209-215, 1987.
- [2] P. Owens, N. Atkins and E. O'Brien, "Diagnosis of White Coat Hypertension by Ambulatory Blood Pressure Monitoring", *Hypertension*, no. 34, pp. 267-272, 1999.
- [3] D. Diaz, O. Casas, R. Pallas-Areny, "Interference Reduction in ECG Recordings by Using a Dual Ground Electrode" in *Proc. XIX IMEKO World Congress 2009*, Lisbon, Portugal, pp. 1695-1700.
- [4] J. C. Huhta and J. G. Webster, "60 Hz Interference in Electrocardiography," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-20, No. 2, pp. 91-101, March 1973.
- [5] E. M. Spinelli, R. Pallas-Areny, M. A. Mayosky, "AC-coupled front-end for biopotential measurements," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 50, No. 3, pp. 391-395, March 2003.
- [6] N. T. Smith, "Ballistocardiography" en *Noninvasive Cardiology*, A M Weissler, Ed. Grune & Stratton, 1974, pp. 39-148.
- [7] W. H. Olson, "Basic Concepts of Medical Instrumentation," en *Medical Instrumentation Application and Design*, J. G. Webster, Ed. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons, 2010, ch. 1, pp. 1-44.
- [8] C. Bruser, K. Stadthanner, S. De Waele and S. Leonhardt, "Adaptive Beat-to-Beat Heart Rate Estimation in Ballistocardiograms," *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 15, no. 5, pp. 778-786, Sept. 2011.
- [9] P. S. Luna-Lozano and C. Alvarado-Serrano, "Time and Amplitude Relationships of the Ballistocardiogram in Vertical and Horizontal Direction" in *Proc. 9th International Conference on Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control CCE 2012*, Mexico City, Mexico.
- [10] M. Etemadi, O. T. Inan, L. Giovangrandi and G. T. A. Kovacs, "Rapid Assessment of Cardiac Contractility on a Home Bathroom Scale," *IEEE transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 15, No. 6, pp. 864-869, Nov. 2011