



# Comparación temporal de las ondas características entre el BCG dorsoventral y longitudinal

H. Matla-Valdivia<sup>1</sup>, P. S. Luna-Lozano<sup>1</sup>, C. Alvarado-Serrano<sup>2</sup>

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

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

**Resumen**— El balistocardiograma (BCG) es el registro de la fuerza de reacción del cuerpo ante la acción mecánica del corazón y del flujo de sangre de las principales arterias. Comúnmente el BCG es medido en dirección longitudinal y ha sido propuesto como una herramienta complementaria para estimar los cambios hemodinámicos de manera independiente o simultáneamente usando como referencia una señal cardíaca adicional. Sin embargo, las relaciones entre BCG en distintas direcciones no ha recibido mucha atención. En este trabajo se exploran las relaciones entre el BCG longitudinal y dorsoventral en personas. Se realizan dos análisis: solamente entre señales de BCG y entre ambas señales de BCG en conjunto con una señal de ECG.

Los resultados indican que existe un alto índice de correlación entre las ondas que componen al BCG dorsoventral en relación al BCG longitudinal. Finalmente, ello parece establecer que la nomenclatura del BCG dorsoventral no sigue las mismas características del BCG longitudinal aunque esto amerita un análisis más profundo de las señales de estudio.

**Palabras clave**—Análisis de señales cardiovasculares, Balistocardiograma, Procesamiento de señales.

## I. INTRODUCCIÓN

La electrocardiografía es, quizá, la técnica más ampliamente estudiada para el estudio del funcionamiento cardíaco. La información aportada por el electrocardiograma (ECG) permite realizar diagnósticos sobre el estado de salud del corazón, sin embargo, sólo se obtiene la información de naturaleza eléctrica del mismo, un estudio más completo debería incluir información de otra naturaleza, como de origen mecánico.

El balistocardiograma (BCG) es el registro de los movimientos del cuerpo debidos al latido cardíaco y al flujo de sangre por las principales arterias. Su principio de acción cumple con la tercera de Ley de Newton: a cada fuerza de acción, corresponde una fuerza de la misma magnitud en sentido contrario. El BCG fue descubierto a principios del siglo XX y se propuso como una herramienta para el estudio no invasivo de la actividad cardiovascular [1] pero fue abandonado la década de 1960 debido a que el registro es muy susceptible a artefactos de movimiento, frente a técnicas invasivas como la cateterización, y no invasivas, como la ecocardiografía.

La tecnología actual y el desarrollo de la misma permiten reconsiderar el uso de la balistocardiografía como una herramienta para el estudio no invasivo de parámetros cardiovasculares.

Las ondas presentes en el BCG son nombradas con letras consecutivas desde la H hasta la N [2], siendo la onda H, la primera deflexión positiva después del complejo QRS del ECG. La Fig. 1 muestra una forma de onda típica del BCG medido en el asiento de una silla. La flecha vertical indica la ubicación temporal de la onda R del ECG medido simultáneamente.

Las fuerzas de reacción del cuerpo ocasiona que éste se mueva en tres direcciones: longitudinal o vertical, transversal o dorsoventral y lateral.

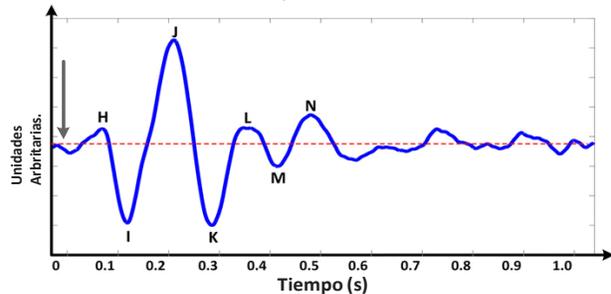


Fig. 1. Forma del BCG longitudinal medido en posición sentada. La flecha de dirección indica la posición del complejo QRS del ECG, a partir del cual se nombran las ondas que componen al BCG.

Recientemente se ha registrado el BCG en una variedad de ambientes, para lo cual se han desarrollado sistemas de medida basados en sillas [3], [4], camas [5], básculas de baño [6] y algunos portables en ropa [7].

Los sistemas basados en sillas habilitan la posibilidad de medir el BCG en la dirección longitudinal y dorsoventral simultáneamente en una posición cómoda para el sujeto en observación. En este trabajo se propone estudiar la forma de onda del BCG dorsoventral comparándola con la del BCG longitudinal medido en personas sentadas en reposo. Se estudian las relaciones en tiempo y amplitud entre las principales ondas de ambos BCG.

## II. MÉTODO DE MEDIDA

### A. Detección del BCG

Los movimientos del cuerpo transfieren unas fuerzas de deformación hacia las superficies en contacto con éste (el respaldo y el asiento, en el caso de la silla), por lo que al registrar estas deformaciones se obtiene el BCG.

Se colocaron sendos sensores piezoeléctricos en la cara posterior del respaldo y en la cara inferior del asiento de una silla y se utilizó un circuito electrónico basado en un amplificador de carga [8]. La Fig. 2 muestra el esquema del sistema de medida utilizado [4].

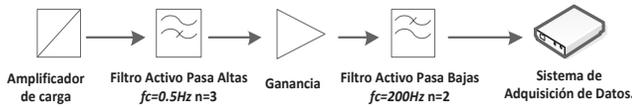


Fig. 2. La salida del amplificador de carga es limitada a un rango entre 0.5 y 200Hz para ambos BCG. Finalmente la salida es registrada por una tarjeta DAQ6009.

La Fig. 3 muestra el modelo eléctrico del sensor y el amplificador utilizado para acondicionar la señal. El sensor piezoeléctrico tiene una salida capacitiva (alta impedancia a bajas frecuencias) y su señal de salida es una variación de carga eléctrica en dependencia de la deformación en el elemento sensible [9].

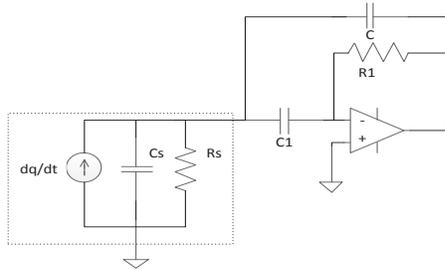


Fig. 3. El sensor piezoeléctrico (dentro de la línea punteada) identifica las deformaciones del movimiento corporal. A la salida del mismo, se conecta un amplificador de carga, en donde si  $C \gg C_s$ , se tiene una ganancia  $1/C$  y es formado un filtro pasa altas con frecuencia de corte  $f_1 = 1/2\pi R_1 C$ .

El amplificador de carga convierte la carga eléctrica a voltaje, su respuesta es la de un filtro de primer orden pasa altas, como se muestra en (1):

$$\frac{V_O}{Q_s} = -\frac{1}{C} \frac{jf}{f_L + jf} \quad (1)$$

donde  $Q_s$  es la carga eléctrica a la salida del sensor y

$$f_L \approx \frac{1}{2\pi R_1 C} \quad (2)$$

En (2) se ha supuesto que  $C$  es mucho mayor que la capacitancia de salida del sensor piezoeléctrico.

Se observa en (1) y en (2) que el condensador  $C$ , además de definir la frecuencia de corte pasa altas, define la ganancia del amplificador de carga.

Debido a que el sensor del respaldo registra, además del BCG, los movimientos del tórax debidos a la respiración, es de esperarse que el circuito requiera una menor ganancia que el del asiento.

El filtro pasa altas a la salida del amplificador de carga elimina la tensión de desplazamiento (*offset*) ocasionado por las corrientes de polarización. Posteriormente, se amplifica la señal nuevamente antes de limitar el ancho de banda de ruido con un filtro pasa bajas con respuesta Butterworth.

### B. Localización temporal de las ondas principales de BCG.

La forma de onda del BCG es muy variable de un latido a otro. Sin embargo, si el sujeto permanece en reposo,

siempre están visibles las ondas H, I, J, K y L, por lo que se les considera como las ondas principales del BCG, y es por ello que en este trabajo se han tomado para hacer el estudio de comparación entre el BCG dorsoventral (BCG<sub>d</sub>) y el BCG longitudinal (BCG<sub>l</sub>).

La misma morfología variable del BCG dificulta la localización temporal de sus ondas principales, por lo que se registró simultáneamente el ECG para utilizarlo como señal de referencia.

Para el BCG<sub>l</sub>, a partir de la ubicación de la onda R del ECG ( $\tau_R$ ), se definió la ubicación de la onda H ( $\tau_{HL}$ ) como el primer cambio positivo de pendiente. La ubicación de la onda I ( $\tau_{IL}$ ) es dada como el pico mínimo entre  $\tau_R$  y la ubicación de la onda T del ECG ( $\tau_T$ ). La onda J ( $\tau_{JL}$ ) se definió como el pico máximo en una ventana de tiempo de 100 ms centrada en  $\tau_T$ . Las ondas K ( $\tau_{KL}$ ) y L ( $\tau_{LL}$ ) son identificadas como el pico mínimo y el máximo, respectivamente, después de la onda J en una ventana de tiempo de 200 ms.

Para el BCG<sub>d</sub> el algoritmo define a la onda K ( $\tau_{KH}$ ) como el pico mínimo después de  $\tau_T$  en una ventana temporal de 125 ms. La onda I ( $\tau_{IH}$ ) se ubica como el pico mínimo entre  $\tau_R$  y  $\tau_T$ , el pico máximo en esta ventana temporal equivale a la onda J ( $\tau_{JH}$ ). Finalmente la onda L es ubicada, en una ventana temporal de 125 ms, como el pico máximo después de  $\tau_{KH}$ .

## III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se midió el BCG<sub>l</sub>, el BCG<sub>d</sub> y el ECG (derivación DI) simultáneamente en una persona sana de 50 kg de masa corporal y que permaneció sentada en reposo durante el registro.

El condensador del amplificador de carga de cada BCG se estableció como  $C = 5.6$  nF para el BCG<sub>l</sub> y  $C = 33$  nF para el BCG<sub>d</sub>. La capacitancia de salida del sensor piezoeléctrico es de 500 pF [10], por lo que son válidas las suposiciones para (1) y (2).

La frecuencia de corte del amplificador de carga se definió en  $f_L = 0.5$  Hz, por lo que fue necesario una resistencia  $R = 56$  M $\Omega$  para BCG<sub>l</sub> y  $R = 9.6$  M $\Omega$  para BCG<sub>d</sub>. Para lograr estos valores se estableció una red en T de resistores de bajo costo.

La frecuencia de corte del filtro pasa altas a la salida del amplificador de carga se estableció en  $f_L = 0.5$  Hz para atenuar la tensión de *offset* y los movimientos mecánicos originados por la respiración del sujeto.

La etapa de ganancia amplificaba la señal por  $G = 25$  y el ancho de banda se limitó a 200 Hz.

El ECG se midió con un amplificador diferencial con una ganancia de 1420 y un ancho de banda  $f_i = 0.16$  Hz ( $n = 2$ ) a  $f_H = 100$  Hz ( $n = 3$ ).

Las tres señales se registraron con una tarjeta de adquisición de datos (DAQ6009, National Instruments®) de 14 bits tomando 500 muestras cada segundo, para ser procesadas posteriormente en Matlab® (Mathworks Inc).

Una vez obtenidas, el ECG y ambos BCG se filtraron con un filtro digital pasa bajas con respuesta Butterworth con  $f_c = 100$  Hz y  $f_c = 90$  Hz, respectivamente, para atenuar las interferencias de alta frecuencia.

Para atenuar la variación en la línea base debido al movimiento corporal y a la respiración, se eliminaron los términos de baja frecuencia en la Transformada de Fourier.

La onda R del ECG se localizó con un algoritmo de detección de cambios de pendiente. A partir de la ubicación de las ondas del ECG y de ambos BCG, se definieron intervalos de tiempo como la diferencia temporal entre dos valores  $\tau$  sucesivos,  $\tau_{R-R}$  para el ECG, y  $\tau_{I-I}$ ,  $\tau_{J-J}$ ,  $\tau_{K-K}$  para ambos BCG. El valor  $\tau_{H-H}$  solo se calcula para el BCG<sub>l</sub>.

Se analizó la separación temporal entre las ondas que componen a cada señal de BCG. En este sentido se mide la distancia entre la onda H del BCG<sub>l</sub> con la onda I del BCG<sub>d</sub> ( $\tau_{HV-IH}$ ), la distancia entre la onda I del BCG<sub>l</sub> y la onda J del BCG<sub>d</sub> ( $\tau_{IV-JH}$ ), la distancia entre la onda J del BCG<sub>l</sub> y la onda K del BCG<sub>d</sub>, ( $\tau_{JV-KH}$ ) y la distancia entre la onda K del BCG<sub>l</sub> y BCG<sub>d</sub> ( $\tau_{KV-KH}$ ). La Fig. 4 muestra estos intervalos de tiempo.

Para cada intervalo de tiempo mostrado en la Fig. 4 se calculó el valor promedio de los registros del voluntario y la desviación estándar. Los resultados se muestran en la Tabla I.

Se puede observar en la Tabla I una separación similar entre las ondas de ambos BCG con  $\tau_R$  (788 ms en promedio), con variaciones significativas en el valor de la desviación estándar (principalmente para  $\tau_{I-I}$  del BCG<sub>d</sub>). Este resultado era de esperarse puesto que la ubicación de las ondas del BCG depende de la ubicación de la onda R del ECG.

La desviación estándar entre la onda  $\tau_{H-H}$  vertical y  $\tau_{I-I}$  horizontal son similares; al igual que entre  $\tau_{I-I}$  vertical con  $\tau_{J-J}$  horizontal y  $\tau_{J-J}$  vertical con  $\tau_{K-K}$  horizontal. Para  $\tau_{J-J}$

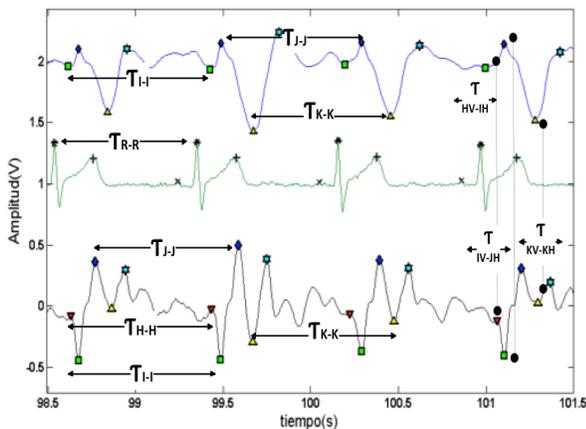


Fig. 4. Definición de los intervalos de tiempo del ECG y BCG longitudinal y dorsoventral. El intervalo de tiempo fue calculado como la diferencia temporal entre dos latidos consecutivos para las principales ondas R, H, I, J y K (asterisco, triangulo invertido, cuadrado, rombo y triangulo no invertido respectivamente) tanto en la misma señal de BCG, como en ambas.

TABLA I

Separación en tiempo latido a latido entre la onda R del ECG y las ondas I, J, K para BCG longitudinal y dorsoventral. La onda H es calculada solo para el BCG longitudinal. Los valores de tiempo se encuentran dados en milisegundos.

BCG Longitudinal

	$\tau_{R-R}$	$\tau_{H-H}$	$\tau_{I-I}$	$\tau_{J-J}$	$\tau_{K-K}$
Promedio	788	788	788	788	788
$\pm$ SD	47	55	47	47	51
Min	650	654	654	640	618
Max	1004	1014	994	998	1120

BCG Dorsoventral.

	$\tau_{R-R}$	$\tau_{I-I}$	$\tau_{J-J}$	$\tau_{K-K}$
Promedio	788	788	788	788
$\pm$ SD	47	57	50	50
Min	650	614	570	644
Max	1004	1026	1004	1014

horizontal y  $\tau_{J-J}$  vertical se obtiene un valor similar, al igual que con  $\tau_{K-K}$  horizontal y  $\tau_{K-K}$  vertical. La posible relación entre valores de desviación estándar semejantes, indica un nivel de correlación que necesita ser estudiado más a fondo, tanto para ondas nombradas de forma igual, como aquellas que tiene un valor similar de desviación estándar.

Por otro lado, la Fig. 5 muestra la diferencia entre distintas ondas de BCG<sub>l</sub> y BCG<sub>d</sub>. Los resultados indican que existe sincronía en tiempo entre ondas nombradas de manera diferente (relación entre IV-JH, HV-IH) que inician en un instante muy cercano, con algunas variaciones menores, al contrario de la relación temporal entre ondas nombradas de la misma forma en BCG distintos. De esta forma, se observa que  $\tau_{IV-JH}$ ,  $\tau_{KV-KH}$  y  $\tau_{HV-IH}$  son inferiores a 50 ms, lo cual se considera dentro del margen de error de la conversión analógica a digital.

El nivel de correlación mostrado en la Tabla I y en la Fig. 5, indica un mayor nivel de correlación entre las ondas nombradas de forma diferente en ambos BCG. Un análisis estadístico entre las ondas etiquetadas de la misma forma en señales de BCG<sub>l</sub> y BCG<sub>d</sub> (I-I, J-J, K-K), además de entre  $\tau_{HV-IH}$ ,  $\tau_{IV-JH}$ ,  $\tau_{JV-KH}$  y  $\tau_{KV-KH}$  como se muestra en Tabla II, indican el grado de similitud entre una onda que precede al BCG<sub>l</sub> y su siguiente en el BCG<sub>d</sub>; siendo los niveles más altos, los obtenidos entre la onda J de BCG<sub>l</sub> y BCG<sub>d</sub>, así como entre la onda I del BCG<sub>l</sub> con la onda J del BCG<sub>d</sub> y la onda J del BCG<sub>l</sub> con la onda K del BCG<sub>d</sub>. Esto parece indicar que la nomenclatura del BCG<sub>d</sub> no sigue las mismas características del BCG<sub>l</sub> aunque esto requiere un análisis más profundo, mismo que se realizará en un trabajo posterior.

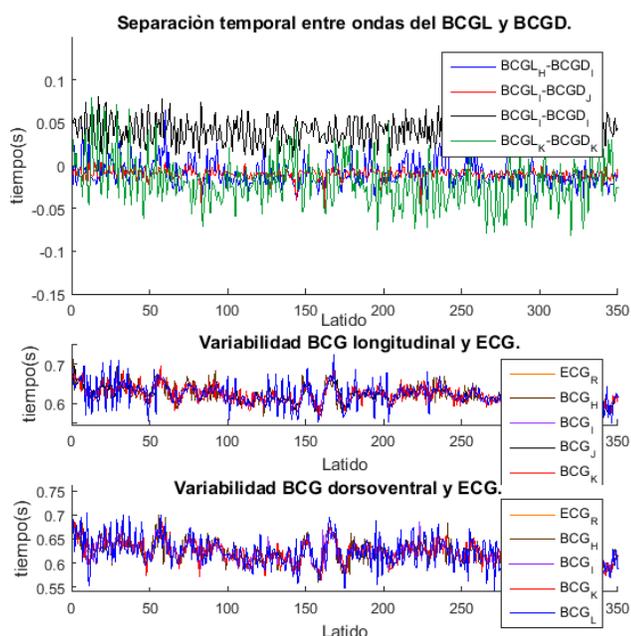


Fig. 5. En la parte superior, se observa la diferencia en tiempo, dado en segundos, entre diferentes ondas de BCG dorsoventral y longitudinal. En la parte central e inferior, se observa gráficamente, el promedio de la separación en tiempo entre ondas de BCG; los cuales siguen en ritmo y forma a la variabilidad cardiaca del sujeto medida con el ECG.

TABLA II

El nivel de correlación entre las diferentes ondas indica un alto índice entre la onda que precede al BCG longitudinal y su siguiente en el BCG dorsoventral.

BCG Longitudinal y Dorsoventral.

	T	T	T	T	T	T
	IV-IH	JV-JH	KV-KH	IV-JH	HV-IH	JV-KH
Nivel de correlación.	0.83	0.95	0.83	0.96	0.73	0.95

#### IV. CONCLUSIÓN

El reciente aumento de atención en la medición del BCG ha incrementado el número de trabajos que intentan identificar el ritmo cardiaco usando sólo el BCG. Muchos de los trabajos analizan la relación entre amplitud y tiempo usando solo el BCG longitudinal, o en conjunto con el ECG para estimar parámetros cardiovasculares. Sin embargo, la medición en posición sentada permite la posibilidad de realizar mediciones por periodos largos y facilita la medición del BCG en las direcciones longitudinal y dorsoventral.

En este trabajo se ha descrito la obtención y el análisis de la relación entre las principales ondas del BCG<sub>l</sub> y el BCG<sub>d</sub> medidos en posición sentada con un sistema de medición de bajo costo e implementado en una silla común de oficina.

El análisis ha mostrado que existen similitudes, entre la ubicación temporal de ondas nombradas de manera diferente

con un alto grado de correlación (Tabla II). Esto parece indicar que la nomenclatura del BCG dorsoventral no corresponde con la del BCG longitudinal.

Lo anterior podría implicar, entre otras cosas, que existe un retraso en la aparición de las ondas principales del BCG medido en dirección dorsoventral. Sin embargo, esto requiere un estudio más profundo y en el cual los autores están trabajando actualmente.

La separación similar entre ondas de BCG<sub>l</sub> y BCG<sub>d</sub>, en conjunto con el ECG, indican el nivel de correlación entre cómo sucede una onda a otra. La información aportada por la Fig. 5 indica la capacidad de usar al BCG como una herramienta complementaria no invasiva para diagnósticos rápidos con base en su capacidad para seguir en tiempo y forma a la variabilidad cardiaca medida con el ECG.

#### RECONOCIMIENTOS

Heriberto Matla Valdivia es estudiante de la carrera de Ingeniería en Instrumentación Electrónica de la Universidad Veracruzana. Los autores agradecen a Aylín Ramírez Treto por su colaboración en la revisión de este trabajo.

#### BIBLIOGRAFÍA

- [1] N.T. Smith, Ballistocardiography, in: A.M. Weissler (Ed.), Noninvasive Cardiol-ogy, Grune & Stratton, New York, 1974, pp. 39–148.
- [2] W.R. Scarborough, S.A. Talbot, Proposals for ballistocardiographic nomenclature and conventions: revised and extended: report of committee on ballistocardiographic terminology, *Circulation* 14 (1956) 435–450.
- [3] P.S. Luna-Lozano, C. Alvarado-Serrano, Time and amplitude relationships of the ballistocardiogram in vertical and horizontal direction, in: Proceedings of the 9th Int. Conf. on Elec. Eng. Comput. Sci. and Autom. Control (CCE), Mexico City, Mexico, 2012, pp. 189–194.
- [4] V. Barros-Mendoza, P. S. Luna-Lozano, C. Alvarado-Serrano, Sistema de Monitoreo de Señales Fisiológicas de Origen Cardiovascular en Personas Sentadas, en: Memorias del congreso nacional de ingeniería biomédica, Puerto Vallarta, Jalisco, México, 2014, pp. 160-163]
- [5] C. Brüser, K. Stadthanner, S. de Waele, S. Leonhardt, Adaptive beat-to-beat heart rate estimation in ballistocardiograms, *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.* 15 (2011) 778–786.
- [6] R. González-Landaeta, O. Casas, R. Pallás-Areny, Heart rate detection from an electronic weighing scale, *Physiol. Meas.* 29 (2008) 979–988.
- [7] Inan, O. T., et al. Ballistocardiography and seismocardiography: A review of recent advances. *IEEE journal of biomedical and health informatics*, 2015, vol. 19, no 4, p. 1414-1427.
- [8] P. S. Luna, R. Pallás, Automatic Concealed Heart Rate Detection from the BCG in Seated Position, *IEEE Latin America Transactions*, vol. 13, no. 3, march 2015, pp. 583-588
- [9] R. Pallás and J. Webster, *Sensors and Signal Conditioning*, Wiley Interscience, New York, 2001
- [10] Measurement Specialties Inc., *Piezo Film Sensors, Technical Manual*, Norristown PA, 1999.