



Evaluación de la Potencialidad de las Características Temporales del BCG para el Estudio Cardiovascular no Invasivo

O. A. Méndez-Lira¹, A. Ramírez-Treto², P.S. Luna-Lozano²

¹Programa Educativo de Ingeniería Biomédica, Instituto de Ingeniería y Tecnología, Universidad Autónoma de Ciudad Juárez, Ciudad Juárez, Chih., México

²Facultad de Instrumentación Electrónica, Universidad Veracruzana, Xalapa, Ver., México

Resumen— En este trabajo el balistocardiograma (BCG) fue registrado a partir de una báscula digital de uso común. Además, se registró simultáneamente el electrocardiograma (ECG) del sujeto de prueba. Posteriormente se realizó la comparación de la duración del ciclo cardíaco obtenida a partir de ambas señales. Esto se realizó con el sujeto de prueba en estado de reposo, al realizar la maniobra de Valsalva y tras un periodo de actividad física. Luego de excluir los falsos positivos en la detección de la onda J del BCG del análisis estadístico, para el primer caso se estimó una diferencia media del ciclo cardíaco de -0.22 ms entre ambas señales, en el segundo caso la media fue igual a 0.53 ms y -0.02 ms para la tercera prueba.

Palabras clave—Balistocardiograma, ciclo cardíaco, electrocardiograma, sistema de adquisición

I. INTRODUCCIÓN

El ciclo cardíaco incluye, entre otras cosas, un periodo de contracción isométrica de los ventrículos y la expulsión de sangre de los mismos hacia las arterias pulmonar (por el ventrículo derecho) y aorta (por el ventrículo izquierdo). En cada ciclo cardíaco el volumen (y la masa) de sangre en el sistema cardiovascular, varía de un latido a otro, lo cual provoca un desplazamiento del centro de gravedad del cuerpo [1]. Esto, a su vez, genera unos desplazamientos o fuerzas de reacción en todo el cuerpo. El registro de estas fuerzas de reacción se conoce como balistocardiograma (BCG).

Desde la aparición del BCG, a mediados del siglo XX, las ondas principales se nombraron con letras sucesivas desde la H hasta la N (Fig. 1), definiéndose la H como la primera deflexión positiva después de la onda R del electrocardiograma (ECG). Debido a la reproducibilidad y a la magnitud de las ondas H, I, J, K y L, se las considera como las principales oscilaciones del BCG; su representación gráfica se asemeja a la letra W, siendo la onda J la que tiene mayor amplitud.

Durante el segundo tercio del siglo XX se estudió la relación entre la amplitud de las principales ondas del BCG, y sus intervalos temporales, con algunos parámetros cardiovasculares. De esta forma, podría llegar a obtenerse una estimación del gasto cardíaco, el volumen sistólico, e incluso la aceleración de la sangre en la arteria aorta, a partir de las amplitudes y los cambios de amplitudes de las ondas H, I, y J. Sin embargo, esta técnica se dejó de lado a finales del siglo XX por la poca repetitividad entre pacientes y se optó por técnicas invasivas.

Actualmente el BCG puede ser medido de forma rápida con instrumentos sencillos, esto ha facilitado que pueda medirse en enseres domésticos como una silla [2], [3] una báscula [4] o una cama [5].

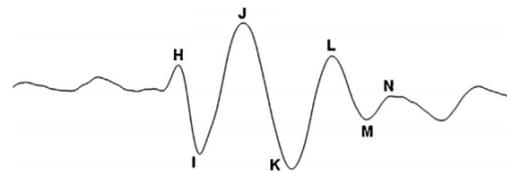


Fig. 1. Forma de onda de BCG durante un ciclo cardíaco.

Aunque la forma de onda del BCG es muy susceptible a los movimientos corporales y se dificulta la detección de la frecuencia cardíaca de forma automática, se han reportado algoritmos capaces de obtenerla sin utilizar ninguna señal como referencia [6].

En este trabajo se propone estudiar la relación temporal de la onda J del BCG con la onda R del ECG para evaluar la potencialidad del BCG como sustituto del ECG para referencia temporal en estudios del sistema cardiovascular.

II. MATERIALES Y MÉTODOS

A. Balistocardiograma

El BCG se obtuvo realizando una adaptación a los sensores de fuerza de una báscula digital (JOYCARE JC-389). La señal obtenida de los sensores de la báscula es una señal de baja amplitud con una componente de dc, debida al propio peso corporal del sujeto de prueba, y una componente de ac, debida a las variaciones de fuerza en cada latido.

Con el fin de mejorar el margen dinámico del sistema es necesario eliminar los componentes de dc de la señal, para ello se construyó el circuito mostrado en la Fig. 2. Los sensores de la báscula se conectaron en una configuración de puente de Wheatstone y la salida de este se llevó a un filtro pasa altas diferencial con frecuencia de corte $f_c = 0.20$ Hz y $n = 1$ para eliminar la componente constante.

La componente variable se amplificó por $G_1 = 2000$ con un amplificador de instrumentación (AD620) y se filtró pasa altas, a la misma frecuencia de corte que el filtro de entrada para eliminar la tensión de desplazamiento (*offset*). La respuesta pasa altas total es entonces de $f_c = 0.20$ Hz con $n = 2$. A continuación, la salida del amplificador de instrumentación (AI) se amplificó por $G_2 = 10$. Finalmente,

se limitó el ancho de banda de la señal con un filtro pasivo de primer orden pasa bajas a una frecuencia $f_{H1} = 40$ Hz.

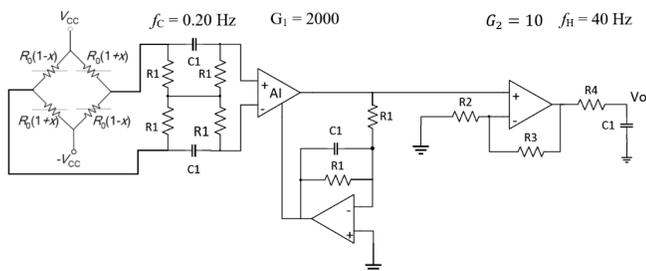


Fig. 2: Báscula conectada a un amplificador acoplado en alterna

B. Electrocardiograma

Simultáneamente con el BCG, se midió la derivación II del ECG con el amplificador mostrado en la Fig. 3. La etapa frontal del amplificador del ECG proporciona una alta impedancia de entrada, un acoplamiento en alterna, para eliminar corrientes de polarización de los electrodos, y una respuesta completamente diferencial, lo que garantiza una razón de rechazo del modo común (CMRR) teóricamente infinita [7].

La ganancia del amplificador de instrumentación (AI) se ajustó a $G = 2000$ y se filtró pasa altas retroalimentando negativamente la salida del AI a su terminal de referencia. La función del circuito integrador es eliminar los errores de cero en la salida del AI. Por otra parte, al tener la misma frecuencia de corte ($f_L = 0.03$ Hz) que la etapa frontal se tiene como resultado un comportamiento paso-alto de segundo orden [4]. Adicionalmente se tiene un filtro activo de segundo orden paso-bajo con frecuencia de corte de $f_H = 106$ Hz a la salida del amplificador de instrumentación.

Se utilizaron electrodos comerciales de pinza en una configuración de doble referencia [8] para atenuar la interferencia de la línea eléctrica.

C. Sistema de adquisición

Tanto el BCG como el ECG se digitalizaron con una tarjeta de adquisición de datos USB-6009 (National Instruments) de 14 bits de resolución tomando mil muestras por segundo controlada mediante un algoritmo desarrollado en LabView®.

D. Procesamiento de la señal

Las señales registradas fueron procesadas digitalmente en MATLAB®.

Como se ha mencionado anteriormente el ECG es considerado la señal de referencia, por lo que se utilizó para procesar el BCG. Primeramente, se localizó la onda R del ECG en cada latido del registro, pues entre ellos se encuentra la onda J perteneciente al BCG como se muestra en Fig. 4.

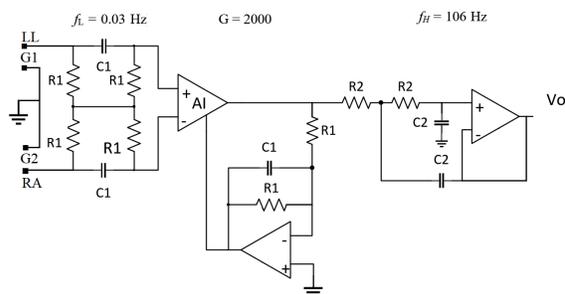


Fig. 3. Circuito para la adquisición del ECG con dos electrodos (G1 y G2) conectados a la tierra del circuito.

Para localizar la onda R se filtró digitalmente el ECG con un filtro Butterworth de segundo orden pasa-banda ($f_L = 1$ Hz y $f_H = 40$ Hz) para remarcar el complejo QRS en cada latido. Posteriormente se localizó la onda R con un algoritmo de detección de cambio de pendiente y buscando los valores de pendiente mayores que un umbral preestablecido. Una vez localizada cada onda R, se almacena su posición para ser luego mostrados en la señal original.

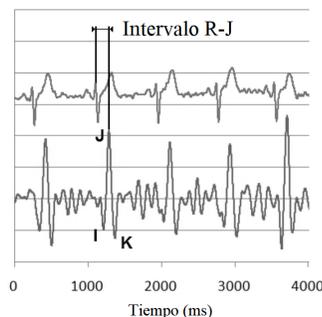


Fig. 4. Intervalo R-J definido por el ECG (arriba) y el BCG (abajo) [9]

Para eliminar los movimientos de la línea base del BCG, debidos a los artefactos de movimiento, y para remarcar la actividad cardiaca, se le aplicó un filtro digital con respuesta Butterworth paso-alto de segundo orden con una frecuencia de corte de 1 Hz. La onda J se localizó ubicando el punto más alto entre cada par de picos R.

Finalmente se estimó la diferencia temporal entre picos R y J de latidos sucesivos para luego evaluar la relación entre ambas variables.

III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se midió en ECG y el BCG en un hombre sano de 21 años de edad y 80 kg de masa corporal, aproximadamente.

Se llevaron a cabo tres mediciones, de un minuto cada una, en las que el sujeto se encontraba en diferentes situaciones. En el primer experimento el sujeto se encontraba en estado de reposo. En el segundo experimento, se le pidió al voluntario realizar la maniobra de Valsalva cuando llevaba 20 s de registro en reposo. Finalmente, la última medición se realizó tras bajar y subir escaleras, a la velocidad más alta que le fuera posible sin ocasionarle

demasiada incomodidad. Después de cada experimento hubo un periodo de descanso de 15 minutos para evitar que los registros fueran afectados por el experimento anterior.

Se eligió la duración de un minuto en los registros para que no fuera incómodo para el voluntario permanecer mucho tiempo de pie sin moverse y para buscar registrar todos los parámetros hemodinámicos, provocados por la maniobra de Valsalva y por el ejercicio, antes de que el sistema cardiovascular volviera a su estado de reposo.

La Fig. 5 muestra un segmento de ambas señales en las que se ha marcado la ubicación de las ondas R y J ubicadas por los algoritmos desarrollados. Se observa que en el BCG aún se tienen derivas en la línea base que ocasionaron falsos positivos y falsos negativos.

En el primer experimento se registraron 81 latidos en ambas señales. El tiempo promedio de la duración del ciclo cardíaco en el ECG es de 711.38 ± 7.20 ms para un intervalo de confianza (CI) del 95%. En comparación, el tiempo promedio estimado mediante el BCG es de 715.33 ± 14.05 ms (CI 95%) presentando así una diferencia promedio de 3.95 ms entre ambos métodos (Fig. 6).

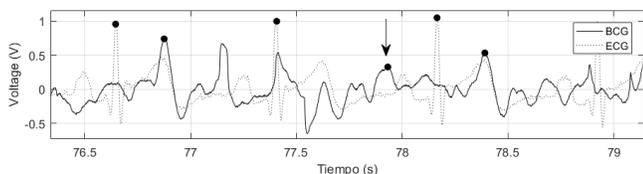


Fig. 5. Procesamiento de ECG y BCG para la detección de onda R y J. La flecha señala un error en la localización de la onda J.

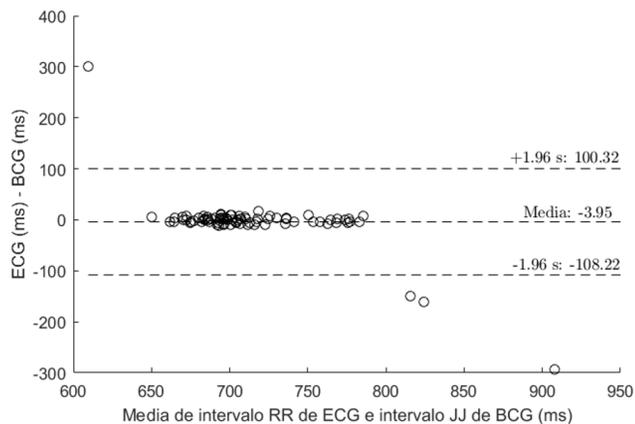


Fig. 6. Correlación entre la duración del ciclo cardíaco del ECG y BCG durante estado de reposo (Gráfico Bland-Altman: eje-y: diferencia promedio ECG-BCG y límites de concordancia de $95\% \pm 1.96$ s) incluyendo falsos positivos. Los falsos positivos destacan pues se presenta una gran diferencia entre ambos métodos. En el gráfico se observan cuatro falsos positivos.

Si se omiten los falsos positivos de la onda J del análisis estadístico (77 latidos restantes a analizar) se obtiene una duración promedio del ciclo cardíaco de 709.52 ± 7.38 ms (CI 95%) y un índice de correlación de 0.98 con el ECG. La Fig. 7(a) muestra que, en el análisis propuesto por Bland-Altman [10], la diferencia media entre ambos métodos pasa

a ser igual a -0.22 ms con límites de concordancia de 11.02 ms y -11.46 ms.

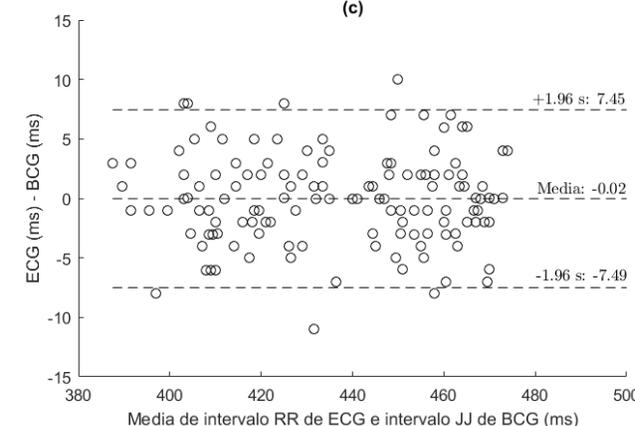
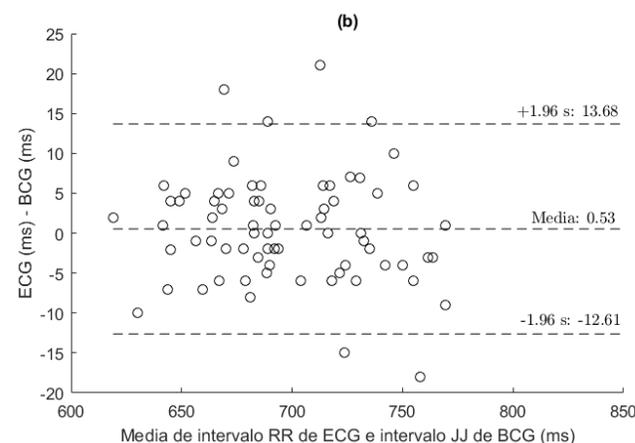
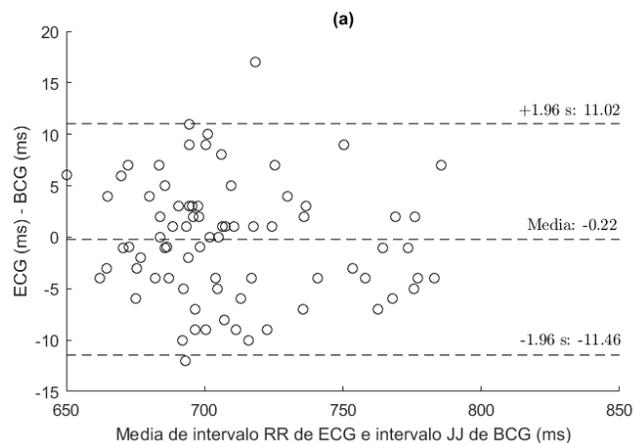


Fig. 7. Correlación entre la duración del ciclo cardíaco del ECG y BCG bajo tres circunstancias (Gráfico Bland-Altman: eje-y: diferencia promedio ECG-BCG y límites de concordancia de $95\% \pm 1.96$ s) excluyendo falsos positivos. (a) Datos obtenidos durante en la prueba de reposo. (b) Datos obtenidos en prueba donde se realiza la maniobra de Valsalva. (c) Resultados obtenidos tras un periodo de actividad física.

En el segundo experimento se registró un total de 83 latidos con una duración del ciclo cardíaco de 696.54 ± 7.74 ms (CI 95%) a partir del ECG. Por otro lado, mediante el BCG se obtuvo un valor de 696.48 ± 17.72 ms (CI 95%).

De igual manera, en esta prueba fueron registrados falsos positivos de la onda J, lo cual ocasionó un bajo índice de correlación (0.45) y un aumento en la media de la diferencia entre ambos métodos (0.06 ms) y unos límites de concordancia muy amplios (143.54 ms y -143.42 ms). Al omitir los falsos positivos y después de analizar los 71 latidos restantes se obtuvo un índice de correlación igual a 0.98 y la media de las diferencias entre los métodos pasa de ser 0.53 ms y los límites de concordancia se reducen a 13.68 ms y -12.61 ms (Fig. 7 (b)). El valor medio de la duración del ciclo cardiaco de fue de 697.37 ± 8.71 ms (CI 95%), aquí se aprecia un decremento en comparación con la muestra en reposo. Este decremento es propio de la maniobra de Valsalva y ha sido descrito previamente [11].

Para el tercer experimento se analizaron 133 latidos y se estimó una duración del ciclo cardiaco de 436.65 ± 4.11 ms (CI 95%) con el ECG y 436.74 ± 5.02 ms (CI 95%) a partir del BCG. Los intervalos R-R del ECG y J-J del BCG presentaron un índice de correlación de 0.81. La diferencia media entre las medidas es de -0.08 ms y los límites de concordancia son 33.56 ms y -33.73 ms. Es importante resaltar que en esta prueba el BCG presentó una mayor amplitud, ocasionada por el esfuerzo físico de la prueba, por lo que la detección de la onda J es más robusta, lo que lleva a un menor número de falsos positivos. En esta prueba solo se registraron dos falsos positivos. De no ser tomados en cuenta para la elaboración del grafico Bland-Altman la diferencia media entre los métodos cambia a un valor de -0.02 ms con límites de concordancia iguales a 7.45 ms y -7.49 (Fig. 7(c)). La Tabla I muestra el resumen de los resultados obtenidos en los tres experimentos después de eliminar los falsos positivos.

TABLA I
RESULTADOS DE LOS EXPERIMENTOS REALIZADOS
DESPUÉS DE ELIMINAR LOS FALSOS POSITIVOS

Experimento	Mayor índice de correlación obtenido	Falsos positivos ignorados	Diferencia media entre ambos métodos (ms)
1	0.98	4	0.22
2	0.98	12	0.53
3	0.98	2	0.02

IV. CONCLUSIÓN

Se ha descrito un estudio sobre la longitud del ciclo cardiaco a partir del ECG y del BCG mientras el sujeto se encontraba bajo distintos estados físicos. Se ha encontrado que el BCG es muy susceptible a movimientos involuntarios del sujeto e incluso a perturbaciones mecánicas del ambiente cuyo espectro frecuencial se encuentre dentro del ancho de banda del sistema, lo cual produce alteraciones en la forma de onda y puede ocasionar un falso positivo en la detección de la onda J.

Los falsos positivos son fácilmente identificables mediante el empleo de herramientas estadísticas como el gráfico Bland-Altman pues es posible observar cuando se registra una diferencia significativa entre el resultado de

ambos métodos.

Los resultados obtenidos mediante el ECG y el BCG muestran una mínima diferencia entre sí. Por tanto, es factible usar el BCG como sustituto del ECG para la ubicación temporal de la actividad cardiaca. Además, el uso del BCG implica un mayor nivel de comodidad para el paciente por ser un método menormente invasivo en comparación al ECG.

Actualmente se está trabajando en la caracterización del sistema con un mayor número de voluntarios.

RECONOCIMIENTOS

Omar Alberto Méndez Lira es estudiante de la carrera de Ingeniería Biomédica de la UACJ y realizó una estancia científica dentro del programa "XXVI Verano de la Investigación Científica" de la Academia Mexicana de Ciencias con una beca del programa de Becas para la Movilidad Académica Estudiantil de la UACJ. De la misma manera, Omar Alberto Méndez Lira agradece a la Universidad Veracruzana las facilidades otorgadas para la realización de la estancia.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] A. Noordergraaf and C.E. Heynekamp, 1958, "Genesis of displacement of the human longitudinal ballistocardiogram from the changing blood distribution", *The American Journal of Cardiology*, vol. 2, no. 6, pp. 748-756, DOI: 10.1016/0002-9149(58)90272-8.
- [2] 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.
- [3] P. S. Luna, R. Pallás, "Automatic Concealed Heart Rate Detection from the BCG in Seated Position", *IEEE Latin America Transactions*, vol. 13, no. 3, pp. 583-588, 2015.
- [4] R. González-Landaeta, O. Casas, R. Pallás-Areny, "Heart rate detection from an electronic weighing scale", in *Proc. 29th Annu. Int. Conf. IEEE EMBC 2007*, Lyon, pp 5113-5116.
- [5] C. Brüser, K. Stadthanner, S. de Waele, S. Leonhardt, "Adaptive beat-to-beat heart rate estimation in ballistocardiograms", *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed*, vol. 15, no. 5, pp. 778-786, 2011.
- [6] C. Alvarado-Serrano, P.S. Luna-Lozano, R. Pallás-Areny, "An algorithm for beat-to-beat heart rate detection from the BCG based on the continuous spline wavelet transform", *Biomedical Signal Processing and Control* 27, pp. 96-102, 2016.
- [7] E.M. Spinelli, R. Pallás-Areny, and M. A. Mayosky, "AC-coupled front-end for biopotential measurements", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 50, pp. 391-395, Mar. 2003.
- [8] D. Díaz, O. Casas, and R. Pallás-Areny, "Interference reduction in ECG recordings by using a dual ground electrode", in *Proc. XIX IMEKO World Congress Fundam. Appl. Metrology*, pp. 1695-1700, 2009.
- [9] R. Casanella, J. Gomez-Clapers, R. Pallas-Areny, "On time interval measurements using BCG", *Proc. IEEE Annu. Int. Conf. Eng. Med. Biol. Soc.*, pp. 5034-5037, 2012.
- [10] J.M. Bland, D.G. Altman, "Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement", *The Lancet* (1986) 307-310.
- [11] M. Etermadi, O.T. Inian, 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. 19, no. 6, pp. 864-869, 2011.