Tipo de artículo: Artículo original Temática: Bioinformática Recibido: 03/07/2016 | Aceptado: 06/11/2016

Nuevo método para obtener la frecuencia cardíaca instantánea mediante el análisis espectro temporal del seismocardiograma

New method to obtain heart instantaneous frequency using time frequency analysis in the seismocardiogram

Ilen Rivero Pouymiró^{1*}, Ernesto Valdés Córdova², Fernando E. Valdés Pérez³

¹Departamento de Telecomunicaciones, Facultad de Ingeniería Eléctrica, Universidad de Oriente. Ave. Las Américas S/N, Santiago de Cuba, Cuba. <u>ilen@uo.edu.cu</u>

²División Santiago, Empresa Radiocuba. José A. Saco e/ Reloj y Calvario, Santiago de Cuba. <u>ernestovc1990@gmail.com</u>

³Centro de Estudio de Neurociencias, Procesamiento de Imágenes y Señales, Facultad de Ingeniería Eléctrica, Universidad de Oriente. Ave. Las Américas S/N, Santiago de Cuba, Cuba. <u>fvaldes@uo.edu.cu</u>

*Autor para correspondencia: <u>ilen@uo.edu.cu</u>

Resumen

La adquisición de la señal de seismocardiograma (SCG) resulta simple y económica en comparación con la señal de electrocardiograma (ECG). La señal del SCG puede ser una alternativa para el monitoreo de la variabilidad del ritmo cardíaco (VRC). Existen diferentes métodos para el análisis de la VRC a partir de señales cardíacas mecánicas. Uno de los algoritmos más comunes está basado en la detección de los latidos en el SCG. Dicho algoritmo es proclive a fallos, por esta razón es conveniente estudiar otros algoritmos para obtener la serie de frecuencias cardíacas instantáneas (FCI) evitando la detección de cada uno de los latidos. En este trabajo se propone un algoritmo que mediante un análisis espectro temporal de la señal del SCG se obtiene una serie FCI equivalente a la obtenida por el ECG. Se analizan los resultados logrados por el método propuesto a partir del SCG teniendo como referencia el ECG. Se alcanza más de un 95% de similitud y precisión entre la serie FCI del SCG respecto a la del ECG. Estos resultados muestran que el método implementado puede servir para los especialistas en el monitoreo de la VRC a partir de la señal del SCG.

Palabras clave: ECG, SCG, VRC, FCI.

Abstract

Acquisition of the seismocardiogram (SCG) turn out simple and economic in comparison with the electrocardiogram (ECG) signal. SCG signal can be an alternative for monitoring heart rate variability (HRV). There are different methods for the analysis of HRV using mechanical cardiac signals. One of the most common algorithms is based on detecting the heartbeat in the SCG signal. This algorithm is prone to failure; therefore, it is advisable to study other algorithms to obtain the series of heart instantaneous frequency (HIF) avoiding the detection of each heartbeat. This paper proposes an algorithm that uses a time spectrum analysis of the SCG signal to obtain HIF series. The results achieved by the proposed method from the SCG signal are evaluated having as a reference the ECG signal. More than a 95 % of similarity and precision is reached between HIF series from SCG signal regarding the ECG. This results shows that the implemented method can be useful for the specialists in monitoring of HRV using SCG signals.

Keywords: ECG, SCG, HRV, HIF.

Introducción

La frecuencia cardíaca (FC) es uno de los parámetros no-invasivos que ha demostrado ser útil para el análisis y la valoración de la actividad cardíaca del paciente. La Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (VFC) está dada en la variación de la frecuencia del latido, es decir, los latidos se producen con una variación de frecuencia pues el tiempo entre los latidos es variable. El análisis de la VFC posibilita el pronóstico y diagnóstico de cardiopatías y neuropatías.

Una forma tradicional para el análisis de la VFC es a partir de la serie RR en el ECG. El ECG es el registro de la actividad eléctrica del corazón, formado por las ondas P, Q, R, S y T. (Figura 1). Refleja la propagación de la despolarización y repolarización eléctricas de las diversas cámaras contráctiles del corazón.

En el registro electrocardiográfico se detectan los puntos R. La duración de un latido cualquiera se determina como el tiempo transcurrido entre dos puntos R consecutivos. Así se obtiene la serie RR vs. latidos o tacograma, y la función inversa de la serie la conforma la serie VFC. Uno de los algoritmos no sintácticos más usados por la literatura para la detección de los puntos R en el ECG resulta el método de Pan (Pan, 1985).

El interés de señales cardíacas de origen mecánico como el SCG para el análisis de la actividad cardiorrespiratoria es creciente (Pandia, 2012), (Pandia, 2013), (Di Rienzo, 2013), y es el centro de gran número de investigaciones en el área de la biomédica (Inan, 2015), (Becker, 2014), (Tavakolian, 2014). El SCG es la medición de manera no invasiva de las vibraciones del cuerpo inducidas por los latidos del corazón registradas por acelerómetros (Tavakolian, 2010). Actualmente varios estudios demuestran la importancia en el SCG de obtener mediciones con acelerómetros en tres

dimensiones (3-D) (Migeotte, 2011), (Migeotte, 2012). Otras investigaciones demuestran que los sensores piezoeléctricos pueden ser utilizados para monitorizar la señal del SCG (Bifulco, 2014), (Di Rienzo, 2013).



Figura 1. (a) Señal del ECG compuesta por las ondas P, T y el complejo QRS. (b) Señal del SCG compuesta por las ondas MC, IM, AO y AC.

La señal del SCG contiene varios puntos notables, que se corresponden con el cierre de la válvula mitral (MC), la contracción ventricular isovolumétrica (IM), la apertura de la válvula aórtica (AO) y el cierre de la válvula aórtica (AC), véase figura 1. La FC se puede calcular a partir de señales cardíacas mecánicas como el SCG de dos maneras: una es mediante la búsqueda de la FC a partir de la transformada de la señal; otra es mediante la búsqueda del inicio de cada latido y a partir de este reconocimiento, realizar el cálculo de la FC por los intervalos entre latidos.

Se observa que los métodos de procesamiento reportados en la literatura en su mayoría se basan en la búsqueda de inicios de latido de las señales cardíacas mecánicas. Los latidos en la señal del SCG se pueden reconocer mediante la detección de sus puntos más significativos. Un enfoque consiste en identificar las principales deflexiones positivas y negativas de cada latido principalmente los puntos AO, IM y AC (Laurin, 2013), (Tadi, 2015). Otro enfoque se basa en una combinación de filtrado y detección de picos máximos en la señal mediante wavelets (Postolache, 2007), (García, 2013 (a)). Otros métodos se basan en la correlación cruzada, es decir se busca la similitud entre una plantilla y segmentos de señal consecutivos con un alto grado de similitud (Shin, 2008).

La señal del SCG tiene la complejidad de que su morfología varía considerablemente de sujeto en sujeto. Los algoritmos de procesamiento que consisten en la detección de determinados puntos en el SCG resultan laboriosos y proclives a fallos, por lo que utilizan la señal del ECG como referencia para la detección de esos puntos (Laurin, 2013), (Tadi, 2014), (Tadi, 2015), (Paukkunen, 2015). Uno de los retos en el área de investigación del SCG es lograr un método de

procesamiento espectral para la obtención de la FC. Dado el carácter casi periódico de la señal del SCG, un procesamiento espectral de esta señal debe conducir a la obtención de la serie FCI.

Este trabajo tiene como objetivo proponer un nuevo método de procesamiento espectro temporal para obtener la serie FCI del SCG, para que esta señal pueda utilizarse para el monitoreo cardiaco de pacientes. Se presentan los resultados de evaluar comparativamente las series obtenidas mediante el método propuesto en el SCG y las obtenidas por un algoritmo no sintáctico en el ECG (Pan, 1985). El método espectro temporal hereda una técnica de filtrado que se usa en la mayoría de los algoritmos de procesamiento del SCG reportados en la literatura. El filtrado tiene como objetivo determinar las principales componentes de frecuencia de la señal. El método propuesto destaca por su simplicidad, dada por el uso de filtrado y la Transformada Local de Fourier para hallar la serie FCI en el SCG. Resalta por utilizar un procesamiento tanto temporal como espectral de la señal. Además, el hecho de que utiliza exclusivamente la señal del SCG le proporciona una gran facilidad de implementación.

Materiales y métodos

Señales utilizadas

En el trabajo se utiliza la base de datos "*Combined measurement of ECG, Breathing and Seismocardiogram* (CEBS *Database*)" creada por el Grupo de Desarrollo de Instrumentación Biomédica y Electrónica de la Universidad Politécnica de Cataluña y disponible en el sitio physionet.org (García, 2013 (b)), (García, 2014). De esta base de señales se tomaron 20 registros (b001 a b020) de 5 minutos de duración correspondientes a igual número de sujetos supuestamente sanos (edad: 24,4 años ± 3,1 años, sexo: 12 hombres y 8 mujeres). Cada registro contiene las señales del ECG (2 canales), SCG y respiración, adquiridas a una frecuencia de muestreo de 5 kHz. Para la adquisición del ECG se usan electrodos de monitoreo, y un amplificador con un ancho de banda entre 0,05 Hz y 150 Hz. El SCG ha sido adquirido mediante un acelerómetro triaxial (LIS344ALH, ST Microelectronics), con un ancho de banda entre 0,5 Hz y 100 Hz.

Método propuesto

El SCG es una señal aproximadamente periódica, cuya frecuencia fundamental es $\omega_0 = 2\pi/T$, donde *T* es el período de la señal y se asume igual para todos los latidos. En este caso, la señal del SCG, *x*(*t*), tiene una componente espectral en la frecuencia fundamental ω_0 y algunos armónicos en $[2\omega_0, 3\omega_0, ...]$. Para estimar ω_0 , no es necesario tener el espectro completo de *x*(*t*). Si *x*(*t*) se limita en banda a la frecuencia ω_C mayor que ω_0 , pero menor que $2\omega_0$, todavía se puede estimar ω_0 mediante el análisis del espectro de la señal resultante.

El corazón late a la frecuencia fundamental ω_0 que no es constante, aunque varía muy poco de latido en latido. La frecuencia cardíaca ω_0 está en el rango de 0,8 Hz a 1,7 Hz aproximadamente, según las características fisiológicas del sujeto. El método que se propone en este trabajo extrae esta componente de frecuencia ω_0 variable, excluyendo componentes fuera de este rango. Este método se implementa en 4 pasos fundamentales: (1) diezmado de la señal del SCG, (2) limitación en frecuencia (3) descomposición espectro temporal mediante la Transformada Local de Fourier y (4) cálculo de la frecuencia dominante en cada instante de tiempo a partir del espectrograma de la señal. En la figura 2 se muestra un diagrama en bloque del método propuesto para la obtención de la serie FCI en la señal del SCG.



Figura 2. Diagrama en bloques del método para obtener la serie FCI, e ilustración de las salidas de cada etapa.

1. Diezmado del SCG.

Las señales del SCG son adquiridas con una frecuencia de muestreo relativamente elevada ($F_S = 5$ kHz). Dicha frecuencia puede ser disminuida notablemente ya que las componentes espectrales de interés están alrededor de 1 Hz. Un diezmado precedido de un filtrado pasabajos que resulte en una señal con una frecuencia de remuestreo (F_{RS}) entre 25 y 50 Hz resulta suficiente para extraer satisfactoriamente las componentes de interés. El valor de la frecuencia de remuestreo se escoge teniendo en cuenta las condiciones de adquisición en reposo o durante ejercicio físico. En este último caso convienen frecuencias de remuestreo cercanas a los 50 Hz. La señal diezmada contiene la información de la FCI alrededor de la frecuencia fundamental, que no es más que la frecuencia cardíaca media (FCM). En la figura 3 se muestra un fragmento de la señal SCG de 5 s de duración y $F_S = 5$ kHz y su correspondiente diezmado con $F_{RS} = 50$ Hz.



Figura 3. Fragmento de 5 s. (a) SCG muestreado a 5 kHz. (b) SCG diezmado y muestreado a 50 Hz.

2. Limitación en frecuencia de la señal diezmada

El objetivo fundamental de este paso es eliminar diferentes componentes de baja y de alta frecuencia en la señal del SCG diezmada que no son necesarias en el análisis. El SCG diezmado tiene la peculiaridad de que otros componentes de frecuencia diferentes a la frecuencia fundamental en su espectro pueden poseer igual o mayor amplitud que ésta. Por ello es recomendable limitar en frecuencia la señal diezmada de manera que se analice solamente los componentes de frecuencia cercanos a la frecuencia cardíaca fundamental.

La limitación en frecuencia de la señal diezmada se realiza mediante el filtrado pasabanda con un filtro de Butterworth. El valor de la frecuencia de corte inferior (F_{C1}) se fija en un valor ligeramente inferior a la frecuencia cardíaca mínima en un sujeto sano (0,8 Hz o 50 latidos/min). Se fija entonces $F_{C1} = 0,6$ Hz.

La frecuencia de corte superior (F_{C2}) del filtro se calcula de forma tal que se ajusta a la frecuencia máxima del espectro de la señal específica, según (1):

$$F_{C2} = F_{max} + dF \tag{1}$$

Donde F_{max} es la frecuencia del pico de mayor amplitud del espectro de la señal en el rango en que se encuentra la frecuencia cardíaca de un sujeto sano (50 a 100 latidos/minuto: 0,8 Hz a 1,7 Hz). *dF* es una banda de guarda cuyo valor sea mayor que la desviación estándar típica de una serie FCI (*dF* = 0,8 Hz). Con este valor se asegura que se tendrán todas las frecuencias instantáneas que están alrededor de la frecuencia cardíaca fundamental. En la figura 4 se observa el espectro de amplitud de la señal SCG limitada en frecuencia.



Figura 4. Espectro de amplitud del SCG y su correspondiente limitado en frecuencia.

3. Descomposición espectro temporal

En este paso se determina el comportamiento espectral en el tiempo de la señal resultante en el paso anterior. Para ello se calcula el espectro de potencia de dicha señal mediante la Transformada Local de Fourier (STFT: *Short Time Fourier Transform*, en inglés) según (2):

$$P_{X}(\tau,f) = \frac{1}{2\pi} \left| \int x(t) w(t-\tau) e^{-j2\pi f t} d\tau \right|^{2}$$
⁽²⁾

Dónde $x(\tau)$ es la señal del SCG diezmada y filtrada, τ es la variable tiempo, f es la frecuencia y $w(t-\tau)$ es una ventana que se mueve a lo largo de la señal. En el procesamiento se utilizan ventanas de Hanning de 3 s de duración, pues con esa longitud de ventana se asegura la presencia de al menos dos períodos de la frecuencia fundamental. La figura 5 muestra el espectrograma obtenido en el procesamiento de una señal, en un intervalo de 0 a 3 Hz. Se puede apreciar la frecuencia fundamental alrededor de 1,1 Hz aproximadamente.



Figura 5. Espectrograma de la señal del SCG diezmada y filtrada.

4. Cálculo de la frecuencia instantánea en cada instante de tiempo

El objetivo de este paso es determinar el transcurso de la frecuencia cardíaca instantánea en el tiempo. Esta frecuencia (f_i) es la que en cada instante de tiempo (τ) tiene la mayor amplitud (Px_{max}) en el espectrograma. Es decir:

$$f_i(\tau) = f\left(P_{X_{max}}, \tau\right) \tag{3}$$

Este valor de frecuencia f_i pertenece a un intervalo determinado, descarta así otros picos ajenos a la frecuencia cardíaca fundamental.

Inicialmente se parte de un valor f_i correspondiente a la frecuencia fundamental cardíaca (F_{max} hallada en el paso 2). Como la frecuencia cardíaca no cambia bruscamente, es posible buscar cada nuevo valor de f_i en las cercanías del anterior. La frecuencia $f_i(\tau)$ para un instante de tiempo τ está en el intervalo [$f_i(\tau)$ - α ; $f_i(\tau)$ + α] donde α es el valor de frecuencia que limita el rango de búsqueda y $f_i(\tau)$ es el valor de la frecuencia en el instante anterior. Esta idea da la clave para implementar un algoritmo de búsqueda de la nueva frecuencia. La figura 6 muestra la serie FCI obtenida por el método descrito a partir del SCG y la serie FCI obtenida a partir de la serie RR del ECG, donde estas señales han

sido adquiridas en un mismo sujeto simultáneamente. Observe el gran parecido entre las series FCI, lo cual será objeto de evaluación en el próximo epígrafe.





Metodología de evaluación.

Para evaluar los resultados alcanzados por el método propuesto en el SCG se utiliza como referencia la serie de las frecuencias cardíacas instantáneas obtenida a partir del ECG. El algoritmo utilizado en el ECG se resume en 2 pasos: un preprocesador y una regla de decisión. El preprocesador elimina la deriva de línea de banda base y realza el complejo QRS (Pan, 1985). En la regla de decisión se determinan los puntos R del complejo QRS. Se obtiene el tacograma y la serie de la frecuencia cardíaca instantánea.

La comparación entre las series FCI del SCG y el ECG se realiza en dos sentidos:

1- Se comparan las medias de las series FCI del SCG y el ECG en 20 señales de la base CBES, mediante el gráfico Bland-Altman.

2- Se comparan las series FCI del SCG respecto a las correspondientes en el ECG para las 20 señales utilizadas de la base de datos. Para ello se calcula entre las mismas la diferencia media cuadrática en porcentaje o PRD (PRD: *Percent Root Mean Square Difference*). Este indicador ofrece una medida de la diferencia que existe entre dos señales. En el caso de este trabajo:

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{n=0}^{N-1} \left(FCI_{SCG}(n) - FCI_{ECG}(n)\right)^{2}}{\sum_{n=0}^{N-1} \left[FCI_{ECG}(n)\right]^{2}}}$$
(4)

Resultados y discusión

En la figura 7 se muestra el gráfico Bland-Altman con la diferencia entre la frecuencia cardíaca media obtenida por el método espectro temporal propuesto en el SCG y el realizado en la señal del ECG para las 20 señales de prueba. El gráfico identifica la presencia de la media de las diferencias (M_D) entre las series del SCG respecto al ECG (línea horizontal continua en color negro) y los límites de confianza de las diferencias (líneas horizontales discontinuas en color rojo). Si las diferencias entre los valores tienen distribución normal, se puede usar la desviación estándar (σ_D) para calcular el intervalo de confianza del 95% (IC_{95}) según ecuación (5) en (Giavarina, 2015):

$$IC_{95} = M_D \pm 1,96\sigma_D \tag{5}$$



Figura 7. Gráfico Bland-Altman que compara la frecuencia cardíaca media obtenida por el método propuesto para la señal del SCG y su correspondiente obtenida por el algoritmo para la señal del ECG para los 20 sujetos de la base de datos.

Se observa que el valor medio de las diferencias entre los valores de frecuencia media del algoritmo evaluado en el SCG respecto al ECG es de M_D = -0,0018 H_z y la desviación estándar es de σ_D = 0,0229 Hz. El intervalo del 95 % de

confianza se encuentra en $IC_{95} = [-0,0466; 0,0430]$ Hz. Si se compara el valor de M_D respecto a la frecuencia media de las 20 señales de prueba que es de 1,1 Hz aproximadamente, entonces este valor representa un error de sólo 0,18 %.

Los valores obtenidos de la M_D , σ_D y IC_{95} son considerablemente pequeños, lo cual apunta a favor de la fiabilidad del método propuesto. En este caso un solo valor de las diferencias entre ambas señales de las 20 evaluadas se encuentra fuera del intervalo del 95 % de confianza. Esto demuestra el gran parecido entre los resultados de la frecuencia cardíaca media por el algoritmo espectro temporal de SCG respecto al ECG. El coeficiente de correlación de Pearson que se obtiene es de 99,097 % lo cual indica cuantitativamente la similaridad entre los resultados del método propuesto del SCG respecto a los del ECG.

El error cometido al calcular la frecuencia cardíaca instantánea en el SCG respecto a la calculada en el ECG se evalúa mediante el PRD. La figura 8 muestra este indicador en cada uno de los registros utilizados. Se observa que para el registro 18 se obtiene el mayor valor del PRD con 8,20 % y un menor valor en el registro 15 de 1,05 % y la media del PRD para todas las señales utilizadas es de 2,84 %.





Con estos datos se realiza una prueba de hipótesis (Prueba *t* sobre las medias) para rechazar la hipótesis nula (H_0) consistente en que el PRD promedio es mayor o igual al 5 % y aceptar la hipótesis alternativa (H_1) que es que el PRD promedio es menor que el 5 %, con un nivel de significación de la prueba del 5 %. El resultado de la prueba indicó que se puede rechazar H_0 y aceptar H_1 , con una probabilidad p = 8.4611e-06, que es considerablemente pequeña en

comparación con el nivel de significación de la prueba, lo que valida el rechazo de H_0 de forma muy confiable para los datos experimentales con los que se hizo la prueba.

El método espectro temporal posee más de un 95 % de precisión. Hay que destacar que se realiza un procesamiento exclusivo a la señal del SCG, lo cual es una ventaja sobre la mayoría de los algoritmos reportados en la literatura, que utilizan la señal del ECG como referencia (Laurin, 2013), (Tadi, 2014), (Tadi, 2015), (Paukkunen, 2015). El error promedio del método propuesto posee valor similar a los resultados mostrados en otras investigaciones (García, 2013 (a)), (Khosrow-khavar, 2015). Sin embargo, se destaca la simplicidad, el análisis espectral en el procesamiento y el uso exclusivo de la señal del SCG por el método espectro temporal.

Conclusiones

En este trabajo se implementa un nuevo método para obtener la frecuencia cardíaca instantánea mediante el procesamiento espectro temporal del SCG, novedoso por el uso exclusivo de esta señal (no requiere del ECG), el empleo de la STFT y por la forma en que se limita en banda la señal para su procesamiento, que se ajusta a las características específicas del espectro del SCG de cada sujeto.

Este método se evaluó con 20 señales reales del SCG y ECG de la base de señales CEBS de manera que se asegura la diversidad morfológica en las señales del SCG. Las señales del ECG se utilizan sólo en la evaluación para determinar las frecuencias instantáneas de referencia, y comparar los resultados obtenidos en el SCG. La evaluación arrojó como resultado que se puede estimar la frecuencia cardíaca instantánea mediante un procesamiento espectro temporal con una diferencia media cuadrática menor del 5 % respecto a la estimación que se hace a partir del ECG. Estos resultados permiten concluir que la señal del SCG puede utilizarse satisfactoriamente en el cálculo de la frecuencia cardíaca instantánea empleando el método propuesto.

Referencias

BECKER, M.; ROEHL, B.; SIEKMANN, U.; KOCH, A.; FUENTE, M.; ROISSANT, R., et al. Simplified detection of myocardial ischemia by seismocardiography: Differentiation between causes of altered myocardial function. Herz, Aug 2014, 39: p. 586-592.

BIFULCO, P., et al. Monitoring of respiration, seismocardiogram and heart sounds by a PVDF piezo film sensor. En: 20th IMEKO TC4 International Symposium and 18th International Workshop on ADC Modelling and Testing Research on Electric and Electronic Measurement for the Economic Upturn Benevento, 2014, 11: p. 12.

DI RIENZO, M., et al. Wearable seismocardiography: Towards a beat-by-beat assessment of cardiac mechanics in ambulant subjects. Autonomic Neuroscience, 2013, 178(1): p. 50-59.

DI RIENZO, M.; VAINI, E.; CASTIGLIONI, P.; MERIGGI, P.; RIZZO, F. Beat-to-beat estimation of LVET and QS2 indices of cardiac mechanics from wearable seismocardiography in ambulant subjects. In: Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC. Annual International Conference of the IEEE, 2013, p. 7017-7020.

GARCÍA-GONZÁLEZ, M. A., et al. A comparison of heartbeat detectors for the seismocardiogram. En: Computing in Cardiology Conference (CinC), IEEE, 2013, p. 461-464.

GARCÍA-GONZÁLEZ, M. A., et al. Combined measurement of ECG, breathing and seismocardiogram (CEBS database). [En línea]. 2013, [Consultado el: 20 de noviembre de 2015]. Disponible en: http://www.physionet.org/physiobank/database/cebsdb

GARCÍA-GONZÁLEZ, M. A., et al. Differences in QRS locations due to ECG lead: relationship with breathing. En: XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2013. Springer International Publishing, 2014, p. 962-964.

GIAVARINA, D. Understanding Bland Altman analysis. Biochemia medica, 2015, 25(2): p. 141-151.

INAN, O. T.; MIGEOTTE, P. F.; PARK, K. S.; ETEMADI, M.; TAVAKOLIAN, K.; CASANELLA, R., et al. Ballistocardiography and Seismocardiography: A Review of Recent Advances. Biomedical and Health Informatics, IEEE Journal, 2015, 19(4): p. 1414-1427.

KHOSROW-KHAVAR, F.; TAVAKOLIAN, K.; BLABER, A. P.; ZANETTI, J. M., et al. Automatic Annotation of Seismocardiogram With HighFrequency Precordial Accelerations. Biomedical and Health Informatics, IEEE Journal, 2015, 19(4): p. 1428-1434.

LAURIN, A.; BLABER, A.; TAVAKOLIAN, K. Seismocardiograms return valid heart rate variability indices. En: Computing in Cardiology Conference (CinC), IEEE; 2013, p. 413-416.

MIGEOTTE, P. F., et al. Three dimensional ballisto-and seismo-cardiography: HIJ wave amplitudes are poorly correlated to maximal systolic force vector. En: Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE, 2012, p. 5046-5049.

MIGEOTTE, P. F., et al. Three dimensional ballistocardiography: methodology and results from microgravity and dry immersion. En: Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE, 2011, p. 4271-4274.

PAN, J.; TOMPKINS, W. J. A real-time QRS detection algorithm. Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, 1985, (3): p. 230-236.

PANDIA, K.; INAN, O. T.; KOVACS, G. T. A. A frequency domain analysis of respiratory variations in the seismocardiogram signal. In: Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC. Annual International Conference of the IEEE, 2013, p. 6881-6884 (doi: 10.1109/EMBC.2013.6611139S).

PANDIA, K.; INAN, O. T.; KOVACS, G. T. A.; GIOVANGRANDI, L. Extracting respiratory information from seismocardiogram signals acquired on the chest using a miniature accelerometer. Physiological Measurement, 2012, 33(10).

PAUKKUNEN, M.; PARKKILA, P., et al. Beat-by-beat Quantification of Cardiac Cycle Events Detected from Three-Dimensional Precordial Acceleration Signals. Biomedical and Health Informatics, IEEE Journal, 2015.

POSTOLACHE, O., et al. Vital signs monitoring system based on emfi sensors and wavelet analysis. En: Instrumentation and Measurement Technology Conference Proceedings, 2007 IMTC IEEE, 2007, p. 1-4.

SHIN, J. H., et al. Automatic ballistocardiogram (BCG) beat detection using a template matching approach. En: Engineering in Medicine and Biology Society, 2008. EMBS 2008. 30th Annual International Conference of the IEEE, 2008, p. 1144-1146.

TADI, M. J.; KOIVISTO, T.; PÄNKÄÄLÄ, M.; PAASIO, A. Accelerometer-based method for extracting respiratory and cardiac gating information for dual gating during nuclear medicine imaging. Journal of Biomedical Imaging, 2014, 6.

TADI, M. J.; MOJTABA, J., et al. A new algorithm for segmentation of cardiac quiescent phases and cardiac time intervals using seismocardiography. En: Sixth International Conference on Graphic and Image Processing. International Society for Optics and Photonics; 2015, p. 94432K-94432K-7.

TAVAKOLIAN, K. Characterization and analysis of seismocardiogram for estimation of hemodynamic parameters. 2010. Tesis Doctoral. Applied Science: School of Engineering Science.

TAVAKOLIAN, K.; DUMONT, G.; HOULTON, G.; BLABER, A. P. Precordial vibrations provide noninvasive detection of early-stage hemorrhage. Shock, Feb 2014, 41(2): p. 91-96.