

Sistema para la detección de señales precordiales mediante sismocardiografía

Precordial signal detection system by seismocardiography

Juan Pablo Zuluaga Gómez¹, Pablo Bonaveri²

¹Estudiante de Ingeniería Mecatrónica. Universidad Autónoma del Caribe, Barranquilla, Colombia.

²PhD en Ingeniería Mecatrónica. Docente investigador. Programa de Ingeniería Mecatrónica.

Universidad Autónoma del Caribe, Barranquilla, Colombia.

Grupo de Investigación en Ingeniería Mecatrónica. Barranquilla, Colombia

pbonaveri@uac.edu.co

Recibido 04/06/2015
Aceptado 20/12/2015

Cite this article as: J. Zuluaga, P. Bonaveri, "Precordial signal detection system by seismocardiography", Prospect, Vol 14, N° 1, 89-95, 2016.

RESUMEN

El presente trabajo muestra el desarrollo de un sistema basado en acelerometría, para la captación y análisis en Matlab, de señales precordiales usando sismocardiografía (SCG). La SCG es un método eficaz para captar las señales en el área precordial de forma no invasiva. El proyecto se dividió en tres fases: la primera tuvo de objeto la selección del acelerómetro, la tarjeta de adquisición de datos (DAQ) y la interfaz de comunicación entre el acelerómetro y el DAQ; la fase 2 incluye la digitalización de la señal, y por último la tercera fase llevó a cabo el tratamiento digital de la señal SCG para su correcta visualización además de la detección los eventos cardíacos. Se tomaron las vibraciones precordiales usando un sensor inercial (acelerómetro) con un rango de medición de ± 1.5 g, luego se digitalizó la señal analógica por medio del DAQ (Arduino Uno) para ser enviada al entorno de Matlab, encargado de procesar con filtros digitales pasa banda, eliminación de picos, smoothing (suavizado) y eliminación de tendencias no lineales. De las pruebas realizadas, el sismocardiógrafo como dispositivo biomédico para medir la actividad cardíaca, se presenta como una gran opción en la detección de anomalías de forma prematura, como también en la ayuda de terapias de resincronización cardíaca, problemas coronarios y afecciones crónicas del corazón, entre otros. En las mediciones de prueba se demostró la capacidad del sistema para identificar información cardiovascular correspondiente a 9 eventos cardíacos.

Palabras clave: Sismocardiografía; Acelerometría; Procesamiento digital; Señales precordiales; Ciclo cardíaco.

ABSTRACT

This paper presents the development of an accelerometer based system that captures and analyzes Matlab cardiac signals using Seismocardiography (SCG). SCG is an effective non-invasive method of signaling detection in the chest. The project was divided into three phases; the first one was the selection of an accelerometer, data acquisition system (DAQ) and the communication interface. The second one included the digitalization of the biosignal, and finally, the third phase taking place on the SCG digital processing (DSP) for detection of cardiac events. Precordial vibrations were taken using an inertial sensor with a measuring range of ± 1.5 g, we continued to digitize the analog signal through the DAQ and the next sent to the Matlab environment for processing with digital filters, bandpass, peak reduction, smoothing and elimination of non-linear trends. In the tests, the SCG system functions as biomedical device that measures the heart's activity and it is presented as a great option for the detection of early abnormalities, as well as helping in resynchronization therapies and chronic heart problems. The test measurements show the capacity to identify nine different cardiac events.

Key words: Seismocardiography; Accelerometry; Digital processing; Precordial signals; Cardiac cycle.

1. INTRODUCCIÓN

Un gran número de personas alrededor del mundo sufren de enfermedades cardíacas y problemas de circulación [1,2]. La sismocardiografía (SCG) es un método no invasivo basado en acelerometría que mide las vibraciones torácicas (área precordial) producidas por la contracción y expansión del corazón el cual eyecta sangre desde los ventrículos hacia el árbol vascular [3], por lo cual estas señales podrían ser muy eficaces para la identificación de los tiempos cardíacos [4]. El análisis de este fenómeno físico con la SCG tendría aplicaciones en las Terapias de resincronización cardíaca y monitoreo constante de cualquier anomalía como las isquemias en el corazón, previamente comentado por Tavakolian Kouhyar.

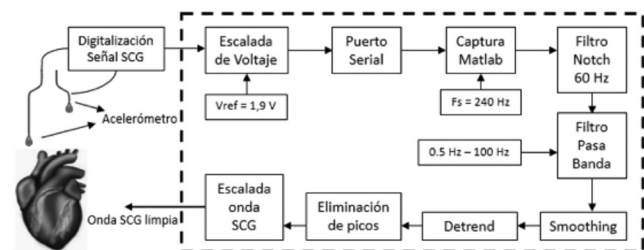
La SCG inicialmente fue observada por Bozhenko en 1961, luego de 30 años comenzaron los primeros estudios por Salerno et al. [5]. Sin embargo, debido a la gran ventaja de la ecocardiografía y las imágenes de resonancia magnética (IRM), además del excesivamente engorroso hardware utilizado en esa época, la SCG fue largamente abandonada por la comunidad médica [6].

La necesidad de sistemas económicos, eficaces y portables para la evaluación cardíaca se hace más necesaria día a día. La SCG para ser aceptada como una herramienta de diagnóstico y hasta de pronóstico, debe poseer una validación y estandarización coherente, sin embargo los más recientes estudios se enfocan mucho más en la forma de adquisición y procesamiento de señal, que en el mismo fenómeno físico [7]. Actualmente en el mercado son muy escasos los dispositivos capaces de medir la evaluación cardíaca por medio de la SCG por lo cual el desarrollo de un sistema integrado capaz de capturar y permitir visualizar estas señales sería de un gran impacto social y científico.

Hoy en día, los avances en la tecnología admiten que análisis como el Ecocardiograma, permitan evaluar el progreso de personas que son sometidas a tratamientos de resincronización cardíaca, pero debido al costo equipamiento y la dificultad de realizar exámenes clínicos de manera frecuente lo vuelvo poco viable, por lo cual la SCG con la posibilidad de realizar exámenes sencillos, constantes y efectivos lo convierten una gran área de exploración científica. El estado cardíaco puede ser determinado desde la morfología general de la onda SCG, ya que se pueden identificar los instantes del pico de la sístole auricular (AS), cierre de la válvula mitral (MC), movimiento isovolumétrico (IM), apertura de la válvula aorta (AO), contracción isotónica (IC), eyección rápida sistólica (RE), cierre de la válvula aortica (AC), apertura de la válvula mitral (MO) y el llenado rápido (RF).

Debido al gran número de personas con afecciones cardiovasculares y problemas de circulación [1,2], surge la necesidad de crear sistemas efectivos y económicos para la evaluación cardíaca. El presente trabajo pretende el desarrollo de un sistema para la captura de señales SCG, donde se incluye el montaje correcto del sensor, la captación, digitalización, filtrado de la señal SCG y por último el análisis del eje dorso-ventral. El sistema digital se encuentra en un PC en el que la información es almacenada para el procesamiento usando MatLab.

Figura 1. Estructura del sistema SCG propuesto.
Figure 1. Structure of the proposed SCG system.



2. METODOLOGÍA

El sistema de medición se encuentra descrito en la figura 1. En estos sistemas de medición el hecho de que se debe ubicar un sensor facilita el surgimiento del error, el cual se puede minimizar usando sensores inerciales fáciles de manejar y proveyendo de simples instrucciones al usuario. En condiciones normales el rango de frecuencias de la onda SCG se encuentra entre 0.5 y 100 Hz, sin embargo la densidad espectral se destaca entre 0.5 y 20 Hz [8]. En condiciones normales, una persona en promedio tiene 50 latidos por minutos (bpm) [9].

2.1 Descripción señal Sismocardiográfica

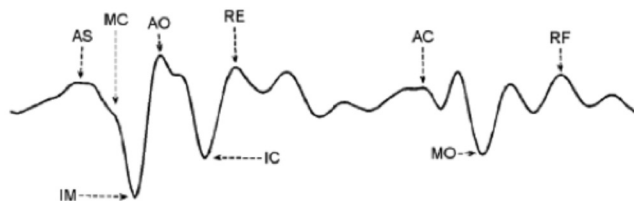
SCG es la medición de las vibraciones debido a la contracción y expansión del corazón que eyecta sangre de los ventrículos hacia el árbol vascular. Hoy en día estas vibraciones pueden ser medidas colocando simplemente un acelerómetro de bajo ruido en el área precordial, y se puede obtener en los 3 ejes un patrón específico por cada uno, que pueden indicar varios eventos. Sin embargo, la comunidad científica se ha enfocado en el eje dorso-ventral, el cual es considerado transcendental al poseer información relacionada con:

- Pico de la sístole auricular, AS [10]
- Cierre de la válvula mitral, MC [11]
- Movimiento isovolumétrico, IM [10]
- Apertura de la válvula aorta, AO [10, 11, 12]
- Contracción Isotónica, IC [10]
- Eyección rápida, RE [10, 12]

- Cierre de la válvula aorta, AC [10, 11, 12]
- Apertura de la válvula mitral, MO [10, 11]
- El llenado rápido, RF [10, 11]

Figura 2. Características representativas del ciclo cardíaco [13].

Figure 2. Representative characteristics of the cardiac cycle [13].



En la figura 2 se puede observar claramente como son las señales obtenidas en el eje z correspondiente con la onda SCG, la mayoría de los estudios propuestos se centran entre la onda SCGz contra ECG, ya que son los que más poseen estudios a nivel bibliográfico, por lo cual es fundamental la observación de sus cambios y puntos de intersección, para poder caracterizar la señal y tener una referencia más clara.

2.2 Sistema de medición

Para el sistema de medición se usó una frecuencia de muestreo de 240 Hz teniendo en cuenta el criterio Nyquist, así evitando el fenómeno del aliasing. El sensor inercial (ADXL 335B, Analog Devices) viene diseñado en unas dimensiones de 2cm x 3cm x 2cm, triaxial, bajo consumo, salida análoga en un rango de 0-5V que se encuentra acoplado a una váquela con 5 pines, los cuales corresponden a, la alimentación, tierra y 3 salidas análogas. El voltaje de operación va de 1.8 a 3.6 V.

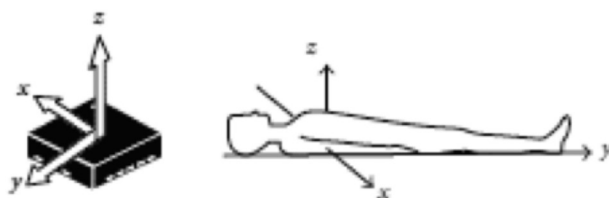
2.3 Protocolo de medición

Este estudio se desarrolló en la Universidad Autónoma del Caribe (UAC) por el Grupo de Investigación

en Ingeniería Mecatrónica (GIIM). El sistema estuvo conformado por un: acelerómetro encargado de medir las vibraciones en el área precordial de la persona, una interfaz de conexión entre el acelerómetro y el computador (tarjeta de adquisición de datos) y por último el sistema de procesamiento encargado de analizar la señal fiable con respecto a la bibliografía. La figura 3 muestra la aceleración en los ejes y, x y z, donde tenemos el elemento longitudinal (superior-inferior), elemento lateral (medial-lateral) y elemento sagital (dorso-ventral), respectivamente.

Figura 3. Posicionamiento y detección del acelerómetro en el cuerpo humano [14].

Figure 3. Positioning and detection of the accelerometer on the human body [14].



El sujeto se debe encontrar en reposo y en supinación, con la menor inclinación posible para que la señal se mantenga constante y no se presenten tendencias. El estudio estuvo basado en el elemento sagital, debido que es el cual presenta una onda más clara, además de ser el patrón que la comunidad científica ha investigado en su mayoría, sin embargo el elemento longitudinal presentó la posibilidad de detectar el volumen sistólico.

La medición se realizó a 4 sujetos sanos voluntarios (dos hombres, dos mujeres) para demostrar el funcionamiento del sistema (ver la tabla 1, información detallada de cada sujeto). La edad varió entre 13 y 50 años (promedio de 31 años, DS 17.57), el peso promedio fue de 63.75 Kg (DS 13.74, rango de 45-78 Kg), y altura promedio de 1.69 m (DS 0.07, rango de 1.6 – 1.78 m).

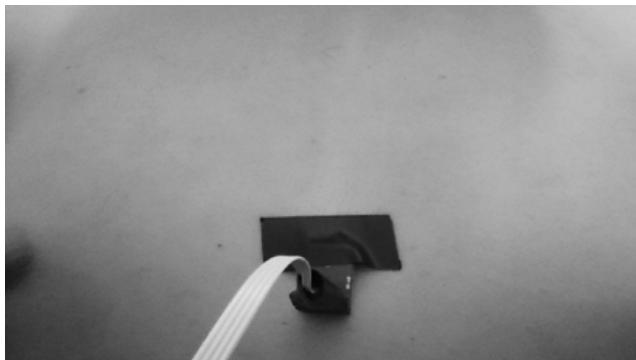
Tabla 1. Información demográfica de los sujetos.

Table 1. Demographic information of subjects.

SUJETO	SEXO	PESO (KG)	EDAD (AÑOS)	ALTURA (METRO)
1	Hombre	78	21	1.78
2	Mujer	65	43	1.74
3	Hombre	67	50	1.67
4	Mujer	45	13	1.60

El sensor de SCG fue colocado en la línea media del cuerpo del esternón con el extremo inferior del sensor en el extremo superior de la apófisis xifoides. En la medición del SCG se usó cinta doble faz para asegurar el contacto entre el acelerómetro y la piel, esta no necesita depilación. Se tuvo especial cuidado en la correcta ubicación del sensor para que la señal registrada mostrara una amplitud suficiente para interpretar los datos registrados, esto en referencia con la bibliografía y estudios clínicos previos. La figura 4 muestra el montaje del sensor con respecto a un plano espacial para la medición correcta de la señal SCG.

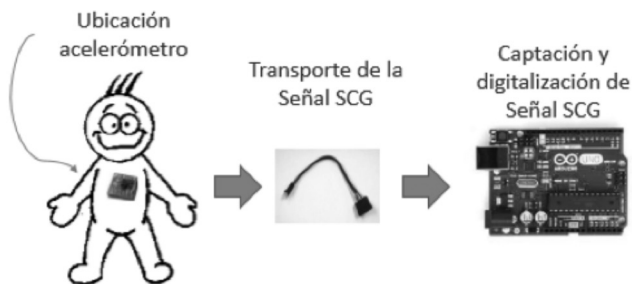
Figura 4. Ubicación del acelerómetro en el pecho.
Figure 4. The accelerometer is located in the chest.



2.4 Fases

El proyecto se desarrolló en tres fases; la primera fue la selección del sensor inercial (acelerómetro), la tarjeta de adquisición de datos (DAQ) para el tratamiento digital de la señal y por último la interfaz de comunicación entre el acelerómetro y el DAQ. Se seleccionó el acelerómetro ADXL 335B de analog devices como sensor inercial y el Arduino Uno como DAQ. La figura 5 explica de manera gráfica desde la ubicación del acelerómetro hasta la captación y digitalización de la señal.

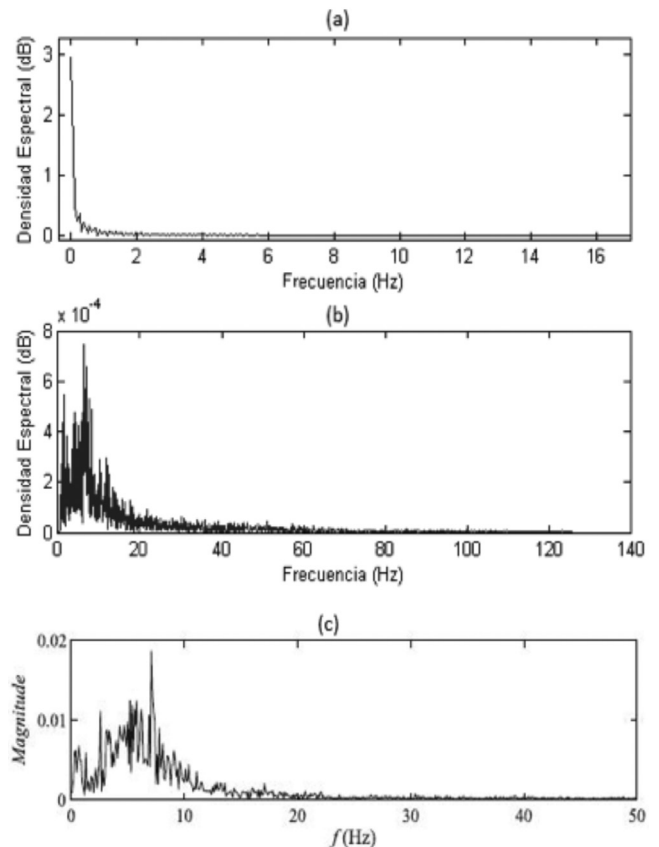
Figura 5. Esquema gráfico de la fase 1.
Figure 5. Graphic scheme of the phase 1.



A la Fase 2 le compete la digitalización de la señal con una frecuencia de muestreo de 240 Hz, la cual es óptima para evitar el fenómeno de aliasing; según el criterio de Nyquist la frecuencia de muestreo debe ser de

por lo menos el doble de la frecuencia máxima de la señal a muestrear [15]. El rango de frecuencias de la onda SCG es de 0.5 a 100 Hz, la figura 6 muestra el resultado de un análisis espectral por medio de la transformada rápida de Fourier de la señal sin procesar vs la señal procesada digitalmente. En la figura 6 (b) se puede apreciar el rango de frecuencias que poseen mayor densidad espectral, dependiendo a este análisis se tomaron acciones de filtrado. Para evitar el aliasing se debe muestrear mínimo a 200 Hz y la figura 6 (c) es la FFT realizada en otro estudio [16], la cual permite contrastar la similitud entre estas dos.

Figura 6. FFT señal original (a), FFT señal procesada (b) y FFT señal procesada por GOMEZ et al. [16].
Figure 6. FFT original signal (a), FFT processed signal (b) and FFT processed signal by GOMEZ et al. [16].



La figura 6 (a) posee un pico predominante entre 0.2 y 1 Hz, esto se debe a que el acelerómetro capta cualquier vibración que se encuentre en el área precordial, la respiración es una de ellas. Según otros estudios [18,19] esta respiración debe ser eliminada y se encuentra entre 0.2 y 0.5 Hz, por lo cual se pudo constatar directamente en la presente investigación en donde se tomaron medidas para el tratamiento digital de la característica respiratoria no propia del fenómeno SCG.

En esta etapa también tuvo como objetivo el envío de

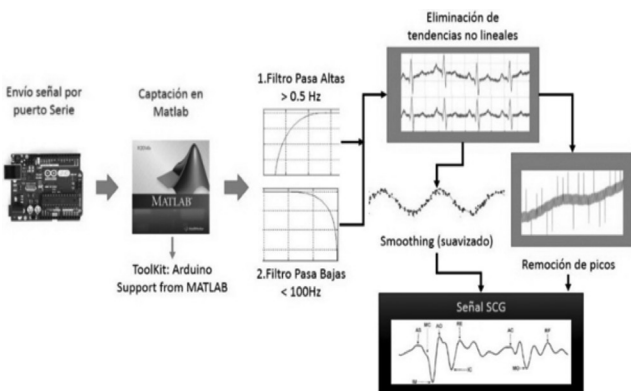
la señal SCG a Matlab donde se usó el puerto serial del Arduino. La figura 7 muestra un breve esquema de la fase 2, donde se destaca la resolución de 10 bits para las señales muestreadas del Arduino y su Toolkit para la comunicación con Matlab.

Figura 7. Esquema grafico de la fase 2.
Figure 7. Graphic scheme of the phase 2.



La última Fase incluyó el tratamiento digital de la señal SCG para su correcta visualización y para la detección de los eventos mencionados por Tavakolian Kouhyar [3]. El algoritmo empieza con la lectura por el puerto serial de la señal SCG digitalizada por el Arduino Uno, guardándola en un vector de N valores (N = número de muestras). A la Señal SCG se le aplicó un filtrado digital tipo FIR (Equiripple) pasa banda de octavo orden, la banda de paso estuvo entre 0.3-0.5 Hz y 80-100 Hz, con una atenuación de 100 y 80 dB en la banda de rechazo, respectivamente. Luego de obtener la señal filtrada se procedió a realizar un Smoothing (filtro) para eliminar los pequeños picos y obtener una onda más natural con menos ruido. En muchas de las señales biológicas se presenta un fenómeno de tendencia que puede ser lineal o lineal donde la señal no muestra un marco de referencia fijo. Para la señal obtenida, se usó un algoritmo que eliminó las tendencias no lineales y por último se realizó la eliminación de picos para presentar una señal más fiel. La figura 8 muestra el procesamiento digital realizado correspondiente a la Fase 3.

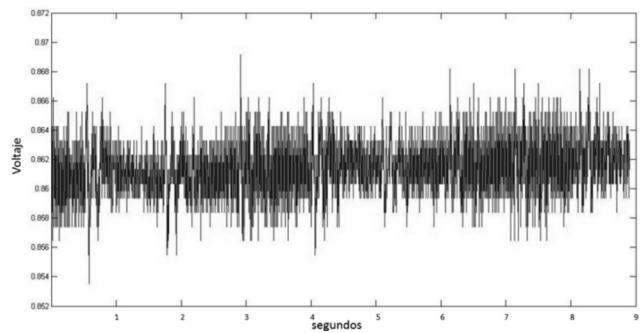
Figura 8. Esquema grafico fase 3.
Figure 8. Graphic scheme of the phase 3.



3. RESULTADOS

El sistema para la detección de los eventos cardíacos mediante el fenómeno de la SCG es descrito en la figura 1. La frecuencia de muestreo fue de 240 muestras por segundo. EL P.C contiene un software especial (Matlab) que provee de un tratamiento digital a todas las señales digitalizadas por el Arduino. El protocolo de medición se le aplicó a 4 sujetos (ver tabla 1) y el sistema se encuentra desarrollado en 3 fases como se puede observar en la metodología. Al digitalizar la señal provista por el acelerómetro, no se logran identificar los 9 puntos claves descritos anteriormente [3]. La figura 9 muestra la señal original del sujeto 1, digitalizada por el Arduino, captada y graficada por Matlab, en la mayoría de estudios –al igual que en este- el eje de las ordenadas, eje y, representa la magnitud la cual es un valor no relevante [19-20].

Figura 9. Señal original sismocardiográfica.
Figure 9. Original seismocardiographic Signal.



La estrategia de filtrado realizado se tomó en referencia a otros estudios [18, 21-22] que tienen como principal objetivo la eliminación del ciclo de respiración humana dentro de la señal SCG, como el tratamiento análogo de la misma. A continuación se expondrá los resultados del tratamiento digital robusto aplicado a la señal, como el suavizado, la eliminación de tendencias no lineales y remoción de picos.

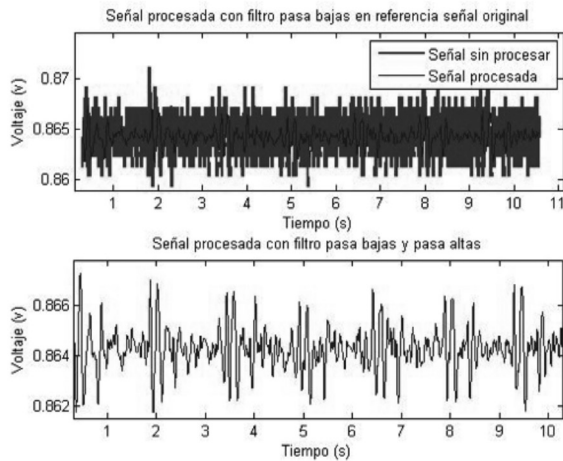
3.1 Procesamiento digital

En este orden de ideas se vio la necesidad de eliminar el ruido producido por la inhalación y exhalación de aire; para ello la implementación de un filtro digital pasa altas con frecuencias de corte 0.1 Hz y frecuencia de paso 0.5 Hz, fue capaz de eliminar el componente que afecta la onda SCG final, además de ayudar al suavizado general. Para tal fin se realizó una convolución entre el Filtro Digital FIR (Finite Impulse Response) y la señal original. Asimismo se observó la necesidad de un filtrado pasa bajas para eliminar las frecuencias mayores de 100 Hz que en algún sentido pueden afectar la onda SCG. Al igual que el filtro pasa altas, se diseñó el filtro pasa bajas, con frecuencia de paso de

90 Hz y frecuencia de corte de 100 Hz, también se le realizó un filtro Notch de 60 Hz para eliminar el ruido ambiental que pudiese afectar la medición.

La figura 10 (a) hace una comparación entre la señal original, digitalizada y captada por Matlab y el filtrado pasa bajas de este, se nota que la señal posee picos (ruido), además presentó una tendencia no lineal, sin embargo, se logró percibir la mayoría de los eventos cardíacos asociados a las señal SCG. La figura 10 (b) muestra la onda SCG con el filtro pasa altas y pasa bajas, a lo que se podría llamar filtro pasa banda, en esta grafica (b) se consiguió limpiar y suavizar aún más la señal. La tendencia no lineal que presentó la onda SCG de la figura 10 (b) también se puede ver en otros estudios [20], como también explican la eliminación de esta misma, donde encuentran la onda media de la onda original y se le resta a esta misma, para así obtener a lo que ellos llaman "Detrended signal". En la siguiente sección se explica cómo se eliminaron las tendencias no lineales.

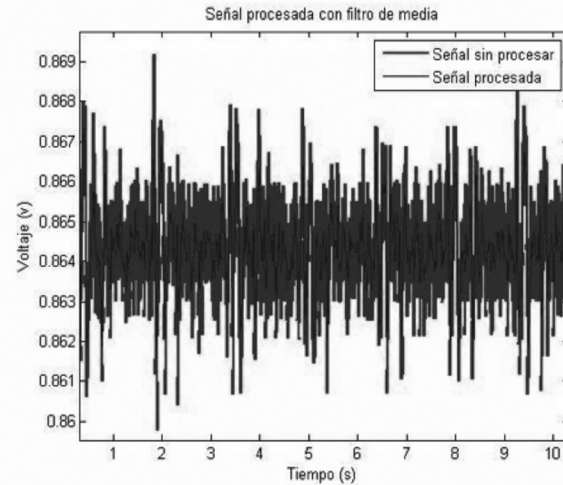
Figura 10. Grafica de la señal original contra señal filtrada (a) y Señal con filtro pasa Altas y pasa bajas (b).
Figure 10. Graph of the original signal versus filtered signal (a) and Signal of "high-pass and low-pass" filter (b).



3.2 Procesamiento digital robusto

Inicialmente se implementó un filtro de mediana, el cual reemplaza cada punto de la señal SCG a evaluar por la mediana de ese punto y sus vecinos, definiendo un factor de expansión "n" se pueden elegir el número de puntos vecinos. Para el presente caso se eligió un factor de expansión de 5, la figura 11 muestra el resultado de un filtrado de mediana, la línea roja muestra la señal SCG solo con filtro pasa banda, mientras que la línea más delgada de color azul muestra el primer tratamiento robusto aplicado.

Figura 11. Señal SCG con filtro de mediana.
Figure 11. SCG signal with median filter.



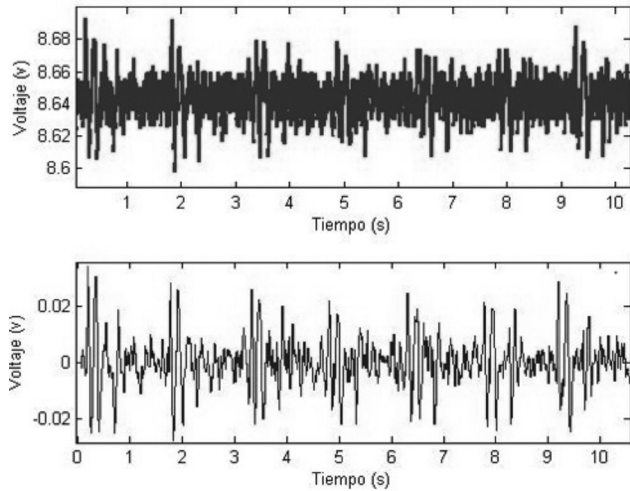
Muchas de las señales biológicas muestran tendencias que afectan la señal final, incluso aplicando filtros no es posible su eliminación, por lo cual se debe implementar un sencillo algoritmo para eliminarla. Por lo general hay dos tipos de tendencias: la lineal y la no lineal, para el caso trabajado se presentó la segunda y para su eliminación se realizó lo siguiente:

1. Se encuentra los coeficientes de un polinomio $p(x)$ de grado n que se ajusta a los datos, "x, y" en forma de mínimos cuadrados, esta se realiza con la función $[p; S; \mu] = \text{polyfit}(x; y; n)$.
 - x, vector de información, en el presente caso, la señal SCG filtrada.
 - y, vector de tiempo, que se realiza con la función de "linspace" y la frecuencia de muestreo.
 - n, orden del filtro, para el presente caso fue 14.
2. Luego de obtener estos coeficientes se aplica una función (polyval) que retorna el valor de cada punto evaluado en el polinomio obtenido por "polyfit"
3. Se resta el resultado de la función "polyval" con la señal inicial filtrada

Este resultado se asemeja a los de RIENZO et al. [23] JEROSCH et al. [21] y PAUKKUNEN et al. [22] los cuales muestran señales SCG tratadas con filtros de smoothing y eliminación de tendencias no lineales (detrend). La figura 12 muestra claramente la señal SCG con el algoritmo para eliminar las tendencias no lineales, cabe destacar que son 10 segundos del ciclo cardíaco del sujeto 1, siguiendo el protocolo de medición.

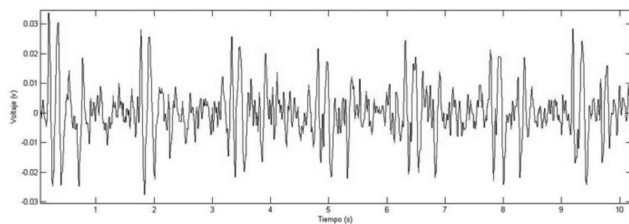
Figura 12. Señal SCG Señal procesada sin tratamiento digital de tendencias (a) y señal procesada con tratamiento digital de tendencias no lineales (b).

Figure 12. SCG signal digital signal processed without treatment trends (a) and processed with digital processing (b) non-linear trends signal.



Como se ha mencionado anteriormente, el rango más significativo de espectro se encuentra entre 1 Hz y 50 Hz [16], estas frecuencias de corte maximizan la reducción de ruido en la onda SCG preservando la morfología general de la señal. En base al estudio por parte de MOJTAB et al. [19] se concluye que la FFT es bastante coherente con la presentada en este estudio. Todos los resultados anteriores hacen referencia al sujeto 1 masculino, de 78 kilogramos de peso, 21 años de edad y una altura de 1.78 metros, la información de cada sujeto se encuentra consignada en la tabla 1. En la figura 13 se muestra la onda SCG con filtro pasa banda, remoción de picos, filtro de media y eliminación de tendencias no lineales.

Figura 13. Onda SCG procesada digitalmente del sujeto 1
Figure 13. SCG Wave digitally processed of the subject 1.



La grafica de la onda SCG final de la figura 13 posee grandes similitudes respecto a otros estudios [22, 19-20], sin embargo difieren los valores correspondientes a las amplitudes, pero como se mencionó primeramente estos no son relevantes y la posición del acelerómetro puede afectar la medición final [25]. A continuación se mostrará la identificación de los eventos

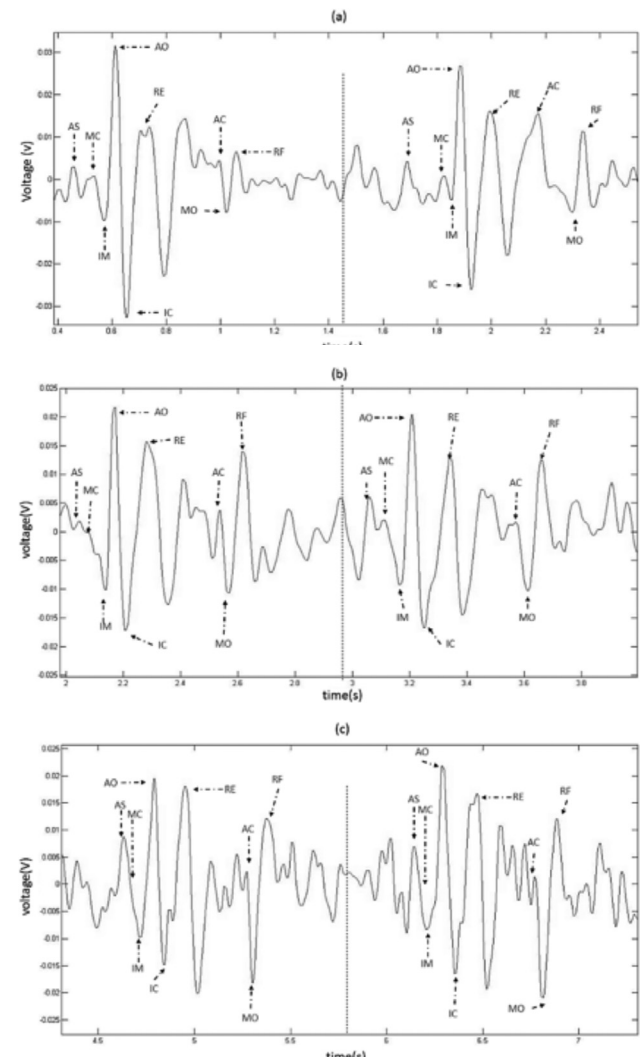
cardíacos en el ciclo SCG, esto para los cuatro sujetos puntualizados en la tabla 1.

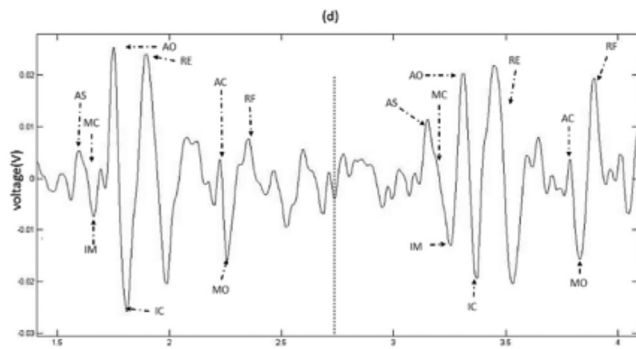
3.3 Identificación de los eventos cardíacos

Para la identificación de los eventos cardíacos en los 4 sujetos solo se toman 2 ciclos cardíacos contiguos de cada uno (a-d), para tener más claridad a la hora de localizar los puntos significativos. En la sección “Descripción de las onda Sismocardiográfica” se expone los nueve puntos representativos de la onda. En el eje de las ordenadas se encuentra el voltaje, el cual ha sido normalizado por el algoritmo de eliminación de tendencias no lineales, mientras que en el eje de las abscisas se encuentra el tiempo, que para el presente caso ronda desde los 1.8 – 2.5 segundos para los dos ciclos.

Figura 14. Identificación eventos cardíacos de la onda SCG, Sujeto 1 al 4 (a-d). Los puntos AS, MC, IVC, AO, IC, RE, AC, MO Y RF están marcados en rojo para los 4 sujetos durante los dos ciclos contiguos.

Figure 14. Identification of cardiac SCG wave events, Subjects 1 to 4 (a-d). AS, MC, IVC, AO, IC, RE, AC, MO and RF points are marked in red for the 4 subjects during the two adjacent cycles.





La figura 14 muestra la localización de los eventos cardíacos para los 4 sujetos, los puntos de apertura y cierre de la válvula mitral y aorta, son los de más importancia, ya que muchos estudios [1,2] revelan que la principal causa de muerte a nivel mundial es por enfermedades cardiovasculares. Estas afecciones se dividen en varios grupos, del cual, las muertes por problemas valvulares ocupan un gran porcentaje. La versatilidad del sistema se notó en la capacidad de recolectar esta información de forma rápida y eficaz. En el campo biomédico el desarrollo de un sistema integrado para captar las señales SCG es de gran relevancia.

4. CONCLUSIONES

- El desarrollo de un sistema para la captación de señales precordiales usando sismocardiografía es un beneficio directo para la comunidad científica, ya que es posible revelar 9 eventos dentro del ciclo cardíaco permitiendo evaluar la actividad del corazón. Actualmente el fenómeno de la SCG es poco estudiado, pero viene en aumento, por su versatilidad, facilidad y economía al aplicarlo, donde no se necesita personal altamente calificado para emplear la técnica. La SCG tiene un alto potencial para ser usado en dispositivos portátiles.

- Se pudieron identificar los puntos de apertura y cierre de la válvula aorta y mitral, lo cual hace la SCG una técnica fácil y útil de aplicar. El desarrollo de filtros digitales ayuda de gran manera a la visualización final de la onda SCG.

- El sistema de captación de señales SCG es muy fácil de usar, capaz de tomar muestras por el tiempo que el paciente desee y aportando una señal SCG final capaz de mostrar los siguientes eventos cardíacos: Pico de la sístole auricular, Cierre de la válvula mitral, Movimiento isovolumétrico, Apertura de la válvula aorta, Contracción isotónica, Pico de la eyección rápida sistólica, Cierre de la válvula aórtica, Apertura de la válvula mitral y el llenado rápido.

- La ejecución del algoritmo, puede aportar la FFT de la señal original y la señal procesada para observar el funcionamiento de los filtros digitales, además de brindar información sobre la morfología de onda SCG para así poder en un futuro implementar mejores

técnicas de procesamiento digital. Las tendencias no lineales pueden llegar a perturbar la onda SCG, por lo cual es necesario implementar un algoritmo llamado "detrend", el cual se encuentra referenciado en varias investigaciones sobre sismocardiografía.

- La mejor forma para tomar las mediciones es en estado de supinación, debido a que la gravedad de la tierra no afecta directamente al sensor inercial y se pueden tomar datos más fieles a la morfología de la onda SCG. El ciclo de respiración humana está comprendido entre 0.2 y 0.6 Hz por lo cual se hace imperativo eliminarlos. El uso de filtros digitales permite atenuaciones en la banda de rechazo de hasta más de 100 dB por lo cual el tratamiento digital se coloca muy por encima del tratamiento analógico.

REFERENCIAS

[1] J. B. Young, "The global epidemiology of heart failure", *Med Clin North Am.*, 88, 1135-1143, 2004.

[2] C. M. Lawes, S. Vander, A. Rodgers. "Global burden of bloodpressure-related disease 2001", *Lancet.* 371, 1513-1518, 2008.

[3] O. Inan, P. Migeotte, K. Park, M. Etemadi, K. Tavakolian, R. Casanella, J. Zanetti, J. Tank, I. Funtova, G. Prisk, M. D. Rienzo, "Ballistocardiography and Seismocardiography: A Review of Recent Advances", *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics.*, 2014.

[4] K. Tavakolian, B. Ngai, A. P. Blaber, B. Kaminska, "Infrasonic cardiac signals: complementary windows to cardiovascular dynamics", *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.*, 4275-4278, 2011.

[5] D. M. Salerno, J. Zanetti, "Seismocardiography for monitoring changes in left ventricular function during ischemia", *Chest Journal*, 100, 991-993, 1991.

[6] L. Giovangrandi, O. T. Inan, R. M. Wiard, et al., "Ballistocardiography: A method worth revisiting", *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC*, 4279-4282, 2011.

[7] M. Paukkunen, M. Linnavuo, H. Haukilehto, R. Sepponen, "A System for Detection of Three-Dimensional Precordial Vibrations", *International Journal of Measurement Technologies and Instrumentation Engineering (IJMTIE)*. 2, 52- 66, 2012.

[8] W. McKay, P. Gregson, B. McKay, J. Militzer, "Sternal acceleration ballistocardiography and arterial pressure wave analysis to determinate stroke volume", *Clinical and Investigative Medicine*, 22(1), 4-14, 2012.

[9] R. S. Khandpur, *Biomedical instrumentation: Te-*

chnology and applications. New York, NY: McGraw-Hill, 2004.

[10] R. S. Crow, P. Hannan, D. Jacobs, "Relationship between seismocardiogram and echocardiogram for the events in the cardiac cycle", *Am J of Noninvasive Cardiol.*, 8, 39-46, 1994.

[11] A. Akhbardeh, K. Tavakolian, V. Gurev, T. Lee, W. New, B. Kaminska, N. Trayanova, "Comparative analysis of three different modalities for characterization of the seismocardiogram", *Engineering in Medicine and Biology Society*, 2899-2903, 2009.

[12] V. Gurev, K. Tavakolian, J. Constantino, B. Kaminska, A. P. Blaber, N. A. Trayanova, "Mechanisms underlying the isovolumic and ejection peaks in seismocardiogram morphology", *Journal of Medical and Biological Engineering*, 32(2), 103-110, 2012.

[13] M. Paukkunen, (2014) *Seismocardiography: Practical implementation and feasibility*. PhD thesis, Aalto University.

[14] R. Vidmar, "On the use of atmospheric plasmas as electromagnetic reflectors", *IEEE Trans Plasma Sci.*, 21(3), 876-880, 1992.

[15] J. Proakis, D. Manolakis, *Tratamiento digital de señales*. USA: Prentice-Hall, 2007.

[16] J. Gomez, A. Serra, R. Casanella, R. Pallas, "Towards the standardization of ballistocardiography systems for J-peak timing measurement", *Measurement*, 58, 310-316, 2014.

[17] P. Bifulco, G. Gargiulo, G. Dangelo, A. Liccardo, M. Romano, "Monitoring of respiration, seismocardiogram and heart sounds by a PVDF piezo film sensor", *International Workshop on ADC Modelling and Testing.*, 2(7), 786-789, 2014.

[18] K. Tavakolian, B. Kaminska, A. Vaseghi, H. Kennedy, "Respiration Analysis of the Sternal Ballistocardiograph Signal", *Computers in Cardiology*, 35, 401-404, 2008.

[19] J. Mojtab, T. Koivisto, M Pankaala, A. Paasio, T. Knuutila, "A new algorithm for segmentation of cardiac quiescent phases and cardiac time intervals using Seismocardiography", 2015.

[20] M. Stork, Z. Trefny, "New Seismocardiographic Measuring System with Separate QRS Detection" *Latest Trends on Systems*, 1, 176-180, 2010.

[21] M. Jerosch, J. Zanetti, H. Merkle, L. Poliac, H. Huang, "The seismocardiogram as magnetic-field-compatible alternative to the electrocardiogram for cardiac stress monitoring", *International Journal of Cardiac Imaging.*, 15, 523-531, 1999.

[22] M. Paukkunen, M. Linnavuo, R. Sepponen, "A Portable Measurement System for the Superior-Inferior Axis of the Seismocardiogram", *J Bioengineer Biomedical Sci.*, 3(1), 1-4, 2013.

[23] M. Rienzo, E. Vaini, P. Castiglioni, P. Meriggi, F. Rizzo, "Beat-to-Beat Estimation of LVET and QS2 Indices of Cardiac Mechanics from Wearable Seismocardiography", *Ambulant Subjects*, 2013.

[24] A. Koch, P. McCormack, A. Schwanecje, "Noninvasive myocardial contractility monitoring with seismocardiography during simulated dives", *UHM*, 30(1), 19-27, 2003.

[25] M. Romei, A. L. Mauro, M. D'angelo, A. Turconi, N. Bresolin, A. Pedotti, A. Aliverti, "Effects of gender and posture on thoraco-abdominal kinematics during quiet breathing in healthy adults", *Respiratory Physiology & Neurobiology*, 172(3), 2010.