

Caracterización de los sonidos implicados en el ciclo cardíaco mediante un fonocardiograma

Braulio Cruz Jiménez

Universidad Autónoma de Yucatán – Facultad de Ingeniería, Av. Industrias no contaminantes por periférico norte, Teléfono: (999)-9300550
braulio.cruz@correo.uady.mx

Jannette Contreras Rivero

Universidad Autónoma de Yucatán – Facultad de Ingeniería, Av. Industrias no contaminantes por periférico norte, Teléfono: (999)-9300550

Luis Ricalde Castellanos

Universidad Autónoma de Yucatán – Facultad de Ingeniería, Av. Industrias no contaminantes por periférico norte, Teléfono: (999)-9300550

Resumen

En este trabajo se desarrollaron dos métodos para la extracción automática de las características temporales y espectrales de la señal acústica cardíaca basados en la transformada de Fourier de tiempo corto y en la transformada Wavelet. En ambos algoritmos se redujo de manera sustancial el ruido en la señal fonocardiográfica debido a la respiración y a los movimientos del paciente, mientras que la evaluación del ciclo cardíaco, ubicación del primer tono cardíaco y segmentación del fonocardiograma se realiza sin la necesidad de utilizar información del electrocardiograma.

Palabras clave: auscultación, ciclo cardíaco, fonocardiograma, segmentación.

1. Introducción

Muchos de los padecimientos del sistema cardiovascular causan murmullos y aberraciones en los sonidos cardiacos mucho antes de que se presenten otros síntomas, por ejemplo un cambio en la señal del electrocardiograma (ECG). Aunque el ECG y el examen ultrasónico (ecocardiografía) son ampliamente usados en el diagnóstico cardiaco, una técnica empleada tradicionalmente por los médicos, aún antes de proceder a estudios más sofisticados, es la auscultación. La auscultación es una técnica no invasiva que permite identificar los distintos sonidos que causan las arritmias por medio de un estetoscopio. Uno de los problemas más importantes de la auscultación es encontrar un sitio apropiado en la pared del pecho donde se puedan escuchar con mayor claridad los componentes de los sonidos cardiacos, además de esto el médico debe desarrollar cierta habilidad para detectar los sonidos anómalos. Lo anterior hace que esta prueba sea subjetiva, debilitando su poder como una herramienta de diagnóstico.

Existe actualmente una forma moderna de la auscultación, llamada fonocardiografía, en la cual se obtiene un registro gráfico de los sonidos cardiacos (fonocardiograma). El fonocardiograma consiste en la representación gráfica de las ondas sonoras del latido cardiaco, permite documentar la temporización, intensidad relativa, frecuencia, calidad, tono, timbre y localización precisa de los diferentes componentes de los sonidos cardiacos de forma objetiva y repetible. Es posible transformar los sonidos cardiacos de una vibración mecánica a una señal eléctrica mediante un micrófono; la amplitud de la señal eléctrica registrada de esta manera varía según las tensiones ejercidas por las ondas sonoras y puede amplificarse y reproducirse para su análisis. El dispositivo que realiza este procedimiento recibe el nombre de estetoscopio electrónico [1].

Los estetoscopios electrónicos disponibles en el mercado poseen una calidad de sonido y amplificación aceptable, al mismo tiempo que se ha reducido la interferencia por ruidos externos; sin embargo, una característica de la cual carecen estos dispositivos es

una interfaz entre el estetoscopio electrónico y una computadora para el procesamiento de los sonidos cardiacos, de modo tal que un correcto análisis matemático de los mismos permita la detección temprana no invasiva de fallas cardiacas [2].

Los avances en los conocimientos sobre la naturaleza de los sonidos y soplos cardiacos, y su significado clínico, han sido resultado del desarrollo de tecnologías como el cateterismo cardiaco, los estudios angiográficos, la fonocardiografía externa e intracardiaca y las correlaciones fonocardiográficas-ecocardiográficas [3].

El campo de la fonocardiografía ha experimentado un impulso debido a los potentes medios disponibles actualmente para la adquisición y procesamiento de señales de audio en tiempo real. En [4] desarrolló un sistema para la grabación, procesamiento y análisis de los sonidos cardiacos en un espectro de frecuencia de 20 Hz a 22 kHz para detectar los murmullos en niños [4].

La mayoría de los métodos existentes de detección de las señales acústicas del corazón aplican filtros digitales pasa bandas como método de cancelación de ruido. Aunque los filtros pasa banda eliminan una parte relevante del ruido, también afecta a la señal pues se mezcla con la frecuencia de la banda filtrada y aún puede contener ruido. La técnica empleada en este artículo permite obtener una mayor cancelación del ruido y puede ser usada como una etapa de preprocesado en los sistemas fonocardiográficos [5].

2. Desarrollo

El fonocardiograma (FCG) es la representación gráfica de los componentes acústicos de los latidos cardiacos. El ciclo cardiaco normal tiene dos sonidos principales, S1 y S2, que delimitan las dos fases del ciclo cardiaco: sístole (entre S1 y S2) y diástole (entre S2 y S1). En la Fig. 1 se muestran los diferentes sonidos componentes del ciclo cardiaco. La intensidad de cada sonido depende de la zona de auscultación. Se pueden distinguir cuatro tonos cardiacos cuyas características se mencionan a continuación [6]:

a. Primer tono cardíaco (S1). Al contraerse los ventrículos, se escucha un sonido de tono bajo y relativamente prolongado producido por el cierre de las válvulas AV. Esta vibración se conoce como primer tono cardíaco (S1), tiene una duración de 0.14 segundos y dos componentes: M1 (mitral) y T1 (tricúspide).

b. Segundo tono cardíaco (S2). Al final de la sístole se escucha un sonido relativamente rápido originado por el cierre de las válvulas semilunares. Este sonido se conoce como segundo tono cardíaco (S2), dura cerca de 0.11 segundos y tiene un componente auricular (A2) y un componente pulmonar (P2). La razón de la mayor brevedad de S2 respecto de S1 es que las válvulas semilunares son más rígidas que las válvulas AV, de forma que vibran durante un período más corto.

c. Tercer tono cardíaco (S3). Al inicio del tercer cuarto de la diástole es posible percibir un débil tercer tono cardíaco (S3). La frecuencia de este sonido suele ser tan baja que el oído no la percibe.

d. Cuarto tono cardíaco (S4). Su frecuencia es de aproximadamente 20 ciclos por segundo y es inaudible con el estetoscopio.

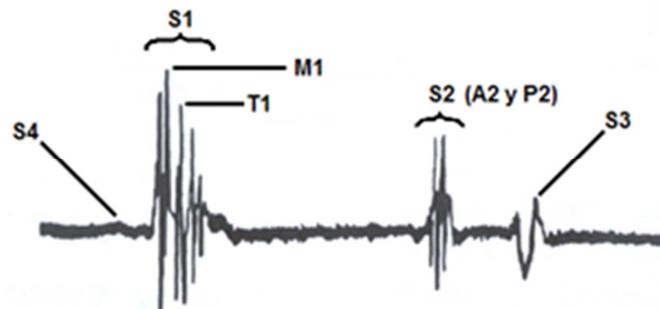


Fig. 1. Representación gráfica de los sonidos cardiacos [6].

En una persona sana no existe ningún sonido entre los intervalos S1-S2 y S2-S3, con la excepción del ruido del ambiente. Sin embargo, en determinadas condiciones es posible encontrar en estos intervalos ruidos de alta frecuencia denominados soplos. Los

soplos son causados por turbulencias del flujo sanguíneo cuando la sangre circula a alta velocidad; esto puede deberse a dos tipos de afecciones: estenosis valvular o insuficiencia cardiaca. En la Fig. 2 se presentan los diferentes componentes del FCG y su relación con los diferentes eventos que ocurren durante el ciclo cardiaco.

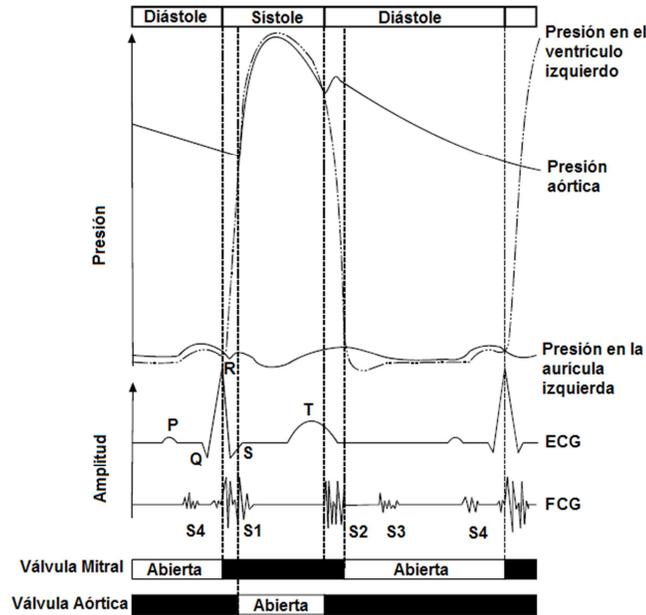


Fig. 2. Correlación de los cuatro sonidos cardiacos con los eventos eléctricos y mecánicos del ciclo cardiaco [6].

Dadas las relaciones que existen entre los sonidos cardiacos y los eventos mecánicos y eléctricos del ciclo cardiaco, el médico es capaz de emitir un diagnóstico referente a alguna cardiopatía valvular mediante el análisis de los diferentes componentes acústicos de un fonocardiograma. Esto realza el valor clínico de la fonocardiografía como método de diagnóstico, especialmente en el caso de enfermedades de las válvulas cardiacas.

2.1. Segmentación

La segmentación es el proceso por el cual la señal del FCG se divide en ciclos cardiacos, identificándose sus componentes acústicos más importantes para el

diagnóstico de cardiopatías. Se da en dos etapas: en la primera se divide al FCG en ciclos cardiacos independientes, comenzando cada uno de ellos con S1 y finalizando justo antes del siguiente S1; la segunda etapa consiste en la identificación de los eventos que forman el ciclo cardiaco, tanto los sonidos como los soplos, identificándolos correctamente y delimitando su comienzo y final. Los métodos de segmentación se basan en dos enfoques diferentes: el primero emplea únicamente la señal del FCG para determinar los eventos del ciclo mientras el segundo utiliza alguna otra señal como referencia (por ejemplo, el electrocardiograma).

Entre las técnicas disponibles para el análisis del FCG se encuentra la transformada de Fourier, la cual determina las componentes espectrales de la señal. Sin embargo, el análisis de la transformada de Fourier se aplica generalmente a señales no estacionarias pues al pasar la señal al dominio de la frecuencia se pierde la información temporal; esto hace que no sea útil en la detección del inicio y terminación de los diferentes eventos del ciclo cardiaco. Para corregir esta deficiencia se ha adaptado la transformada de Fourier para analizar solamente una pequeña sección de la señal, en un tiempo dado; esta técnica se llama transformada de Fourier en tiempo corto (STFT, por sus siglas en inglés) [7].

Otro método apropiado para emplearse en la segmentación del FCG es la transformada wavelet, la cual puede entenderse como una STFT con resolución de ventana variable a medida que varía la escala (frecuencia) de la señal; es decir, para escalas grandes (frecuencias bajas) la resolución temporal es baja y la resolución en frecuencia es alta, mientras que para escalas pequeñas (frecuencias altas) ocurre lo contrario. Así, la transformada wavelet se vislumbra como una herramienta mucho más adecuada para la segmentación del FCG que la STFT [8].

En [9] se realiza la adquisición y el análisis de tiempo-frecuencia de una señal de fonocardiograma. La distribución pseudo-suavizada Wigner-Ville proporcionó un rendimiento adecuado para las representaciones tiempo-frecuencia de estas señales no estacionarias.

2.2. Registro de los sonidos cardíacos

Para la selección de los pacientes se revisaron los expedientes clínicos de las personas hospitalizadas en la clínica Centro Médico Pensiones. Se determinó que pacientes ameritaban valoración de las condiciones cardiacas, incluyendo realización de electrocardiogramas de control, realización de ecocardiogramas o simple auscultación convencional. De 24 pacientes hospitalizados, 12 cumplían con los requisitos para tomar las lecturas; se tomaron 12 grabaciones de fonocardiogramas mediante software personalizado a los pacientes seleccionados. Se realizó en los pacientes seleccionados la auscultación cardiaca convencional y se enunciaron los hallazgos encontrados por el medico mediante la exploración física. Todas las grabaciones tuvieron aproximadamente 16 segundos de duración. De acuerdo a los fundamentos teóricos del ancho de banda de la señal cardiaca (30Hz-600Hz aproximadamente), al Teorema de muestreo y en la cantidad de datos para la graficación en el software de recepción, se eligió una frecuencia de muestreo de 16kHz. Tal frecuencia supera las necesidades mínimas del procesamiento, lo suficiente para evitar las señales alias. El sensor acústico que obtuvo la señal deseada se colocó en el punto del pecho donde la señal cardiaca es más fuerte y corresponde a la zona mitral, el segundo sensor se colocó en la zona pulmonar para servir como señal de referencia para el filtrado adaptativo.

Para la detección de la señal cardiaca se emplean dos micrófonos capacitivos AT-831cW de la marca Audio-Technica. Son de tipo lavalier, lo que los hace pequeños, y tienen un patrón polar del tipo cardioide. El patrón polar indica la sensibilidad del micrófono a los sonidos que llegan de los alrededores a diferentes ángulos respecto de su eje central. La respuesta en frecuencia del micrófono es de 40 Hz a 20 kHz, estas características se ajustan adecuadamente a las de la señal física a monitorear.

Para demostrar la aplicabilidad de la metodología desarrollada, se seleccionó un fonocardiograma típico (FCG3) para el análisis de segmentación. En la Fig. 3 se muestra el FCG3 en el rango de tiempo de 0 a 4.4 segundos; donde se aprecian

claramente los picos correspondientes a los sonidos cardiacos principales. En la Fig. 4 se observa el mismo FCG3 pero en el rango de 1.25 segundos a 3.24 segundos.

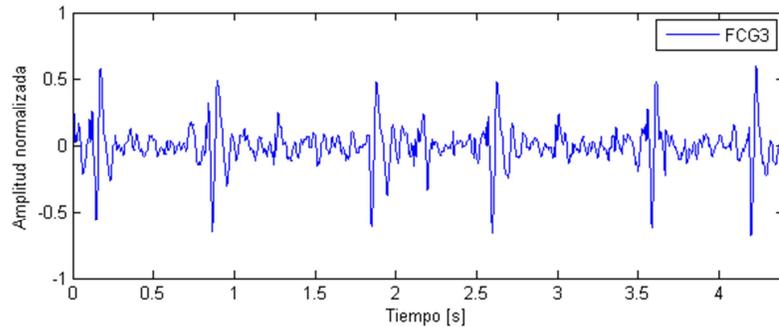


Fig. 3. Sección de FCG3, de 0 a 4.4 segundos.

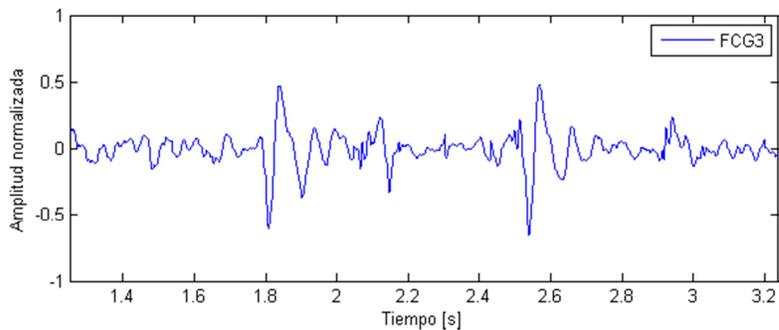


Fig. 4. Sección de FCG3, de 1.25 a 3.24 segundos.

2.3. Análisis espectral del FCG

El análisis espectral de una señal consiste en obtener los componentes característicos de la frecuencia de una señal. La transformada de Fourier definida en (1) proporciona información para hallar los componentes espectrales de la señal original, para señales continuas se representa como:

$$X(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \exp(-j\omega t) dt \tag{1}$$

donde ω es el parámetro de la frecuencia; la información espectral se presenta generalmente como una gráfica de frecuencias: amplitud de los componentes vs.

número de componente o su equivalente en frecuencia. En la Fig. 5 se muestra el espectro de frecuencias correspondientes a 3 FCG.

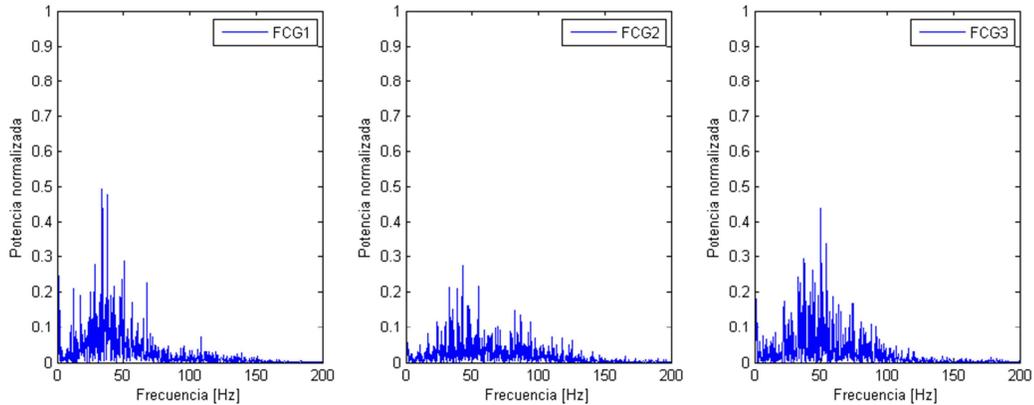


Fig. 5. Componentes espectrales de los fonocardiogramas FCG1 a FCG3.

La frecuencia máxima de las gráficas es de 200 Hz, originalmente se grafica hasta $fs/2$ que corresponde a 8 kHz, pero para mejor observación se limitó a 200 Hz pues no se obtuvieron valores de la potencia para frecuencias mayores a los 200 Hz. Las frecuencias de los componentes con mayor potencia se encuentran en la región cercana a los 50 Hz y a los 100 Hz; sin embargo, de este análisis no puede extraerse la información relativa a cuáles de los eventos del fonocardiograma corresponden estas frecuencias, ni el momento preciso en que ocurren estos eventos.

2.4. Análisis en el dominio tiempo-frecuencia

Para incluir al tiempo en el análisis y obtener la frecuencia de la señal de una mejor manera, se realiza el análisis empleando la STFT y la transformada wavelet. El objetivo de este análisis es encontrar las frecuencias características de los sonidos cardiacos principales, S1 y S2, así como identificar los intervalos de tiempos en que cada uno de estos sonidos ocurre y poder determinar así la duración del ciclo cardiaco. Para señales continuas, la STFT de la señal se representa por:

$$X(t, f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(\tau)w(t - \tau)\exp(-j\pi f\tau)d\tau \quad (2)$$

donde $w(t-\tau)$ es la función de ventaneo y τ es la variable que desliza esta ventana a través de toda la señal $x(t)$. Para obtener los espectrogramas se grafican la densidad espectral de potencia calculada con la STFT (ventana haming) definida en (2), en una gráfica 3D en función del tiempo y la frecuencia. La densidad espectral de potencia o espectro de energía de una señal se define en términos de la función de autocorrelación, para señales continuas se tiene:

$$PSD(f) = \int_0^T r_{xx}(\tau) \exp(-j2\pi f_T \tau) d\tau \quad (3)$$

La Fig. 6 representa las proyecciones de los espectrogramas del segmento de FCG3, las barras de color corresponden a la magnitud de la potencia. Se observa en la Fig. 6(a), que la frecuencia para los eventos con mayor potencia en este segmento de FCG3 es de 93.75 Hz. También aparecen en este espectrograma frecuencias de 164 Hz que corresponden a eventos con menor potencia. Los eventos con mayor potencia corresponden al primer tono cardiaco S1. Las dos frecuencias registradas para S1 corresponden a sus dos componentes, M1 (mitral) y T1 (tricúspide).

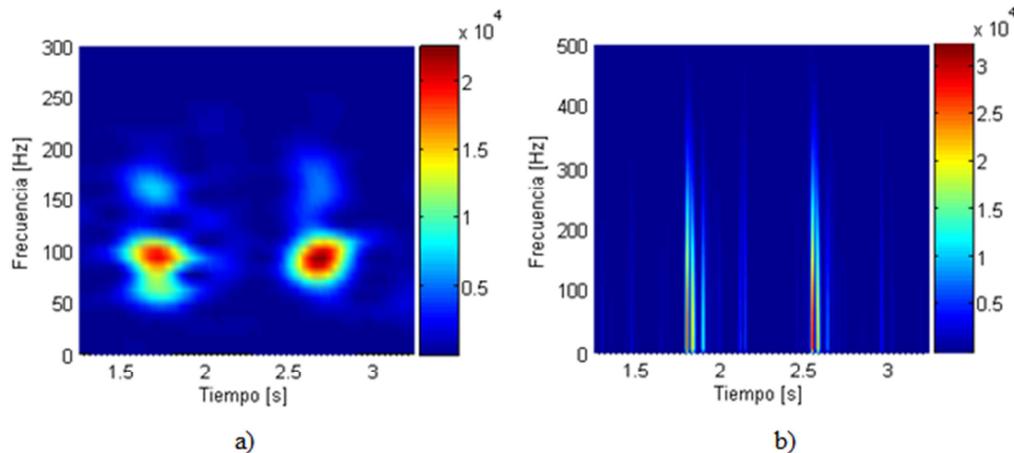


Fig. 6. Análisis en el dominio tiempo-frecuencia del segmento de FCG3, empleando una ventana de (a) 1024 puntos y otra de (b) 64 puntos para la STFT.

Con la Fig. 6(a) se pueden obtener las frecuencias representativas en FCG3 pero no el tiempo en el que ocurren, para esto empleamos la Fig. 6(b). Se observa que la potencia se disipa a lo largo del eje de la frecuencia, por lo que se los eventos están definidos en tiempo pero no en frecuencia. Los eventos con mayor potencia corresponden al primer tono cardiaco S1 y ocurren a los 1.8 y 2.6 segundos; los eventos con menor potencia que se encuentran entre los S1 consecutivos corresponden al segundo tono cardiaco S2 y ocurren aproximadamente a los 2.1 y 2.9 segundos. La densidad de potencia definida en (3) para estos espectrogramas se muestra en la Fig. 7, en (a) se grafica la densidad de potencia en el espacio de la frecuencia para una ventana de 1024 puntos y en (b) la densidad de potencia en el espacio del tiempo para una ventana de 64 puntos.

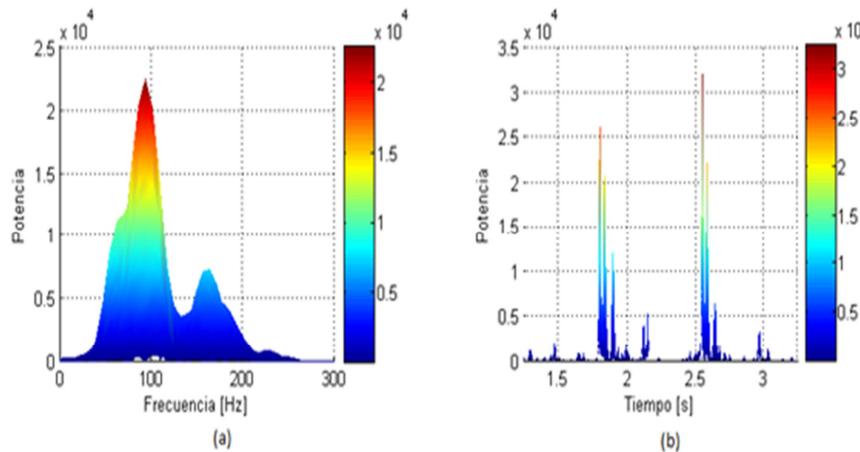


Fig. 7. Densidad de potencia en (a) el espacio de la frecuencia y (b) el espacio del tiempo.

De la figura 7(b) se observa que S1 y S2 no son eventos únicos, sino que tienen diferentes componentes. La correlación de la densidad de potencia temporal de la figura 7(b) con los eventos del segmento de FCG3 se muestra en la Fig. 8. En ella se observa que los picos con mayor potencia corresponden a S1, tiene diferentes componentes y éstos son detectables con el sistema implementado. Se detectan también los picos correspondientes a S2, los cuales son de menor potencia que los de S1 y también tienen componentes detectables.

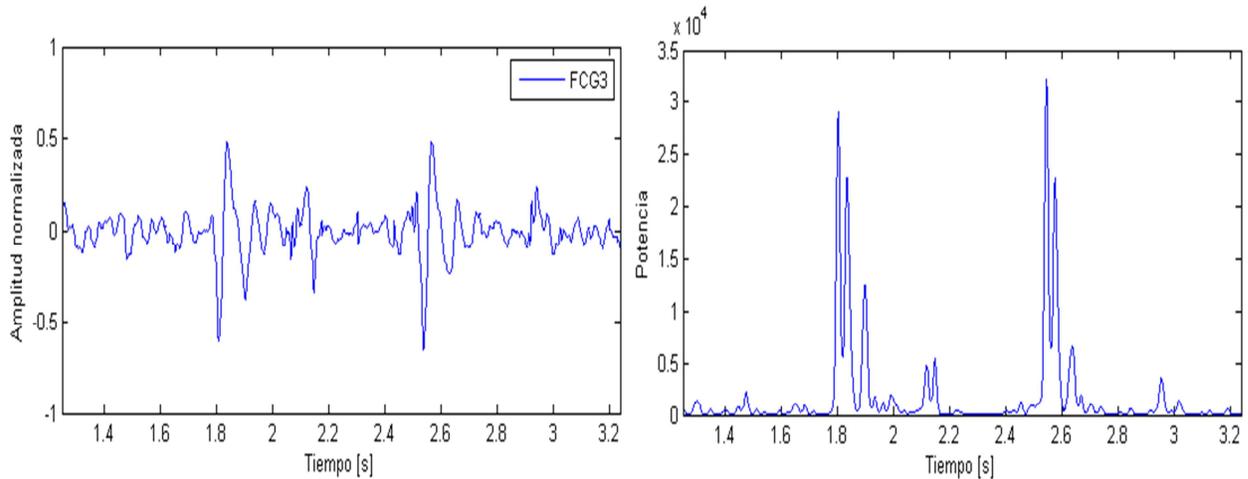


Fig. 8. Comparación de un segmento de FCG3 con su densidad de potencia obtenida mediante su STFT.

2.5. Escalogramas

Para no depender del tamaño de la ventana con el método de la STFT, se emplea el método de la transformada wavelet. La función wavelet que proporciona la mejor localización tiempo-frecuencia para el análisis de señales biomédicas es la wavelet Morlet definida en (4).

$$\psi(x) = \pi^{-1/4} (\exp(j2\pi f_0 x) - \exp(-(2\pi f_0)^2 / 2)) \exp(-x^2 / 2) \tag{4}$$

donde f_0 representa su frecuencia central. Para valores de $f_0 \gg 0$, se puede simplificar la expresión anterior de modo tal que:

$$\psi(x) = \pi^{-1/4} \exp(j2\pi f_0 x) \exp(-x^2 / 2) \tag{5}$$

Se obtiene el escalograma del segmento de FCG3 y se muestra en la Fig. 9; en el eje vertical se tiene a los coeficientes de la transformada, en los ejes horizontales se tiene al número de muestras del segmento de FCG3, que corresponde a 3978, y a la escala empleada al calcular la transformada wavelet.

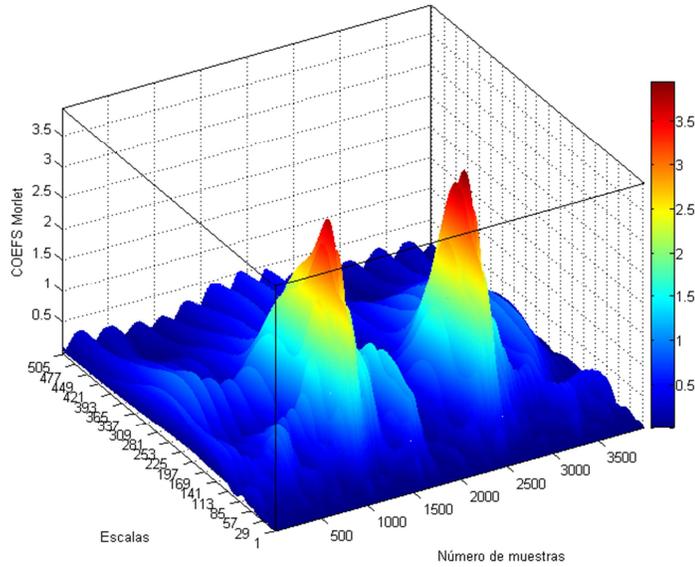


Fig. 9. Escalograma de FCG3 empleando la wavelet Morlet.

La densidad de potencia tiene su análogo para la frecuencia en la Fig. 10; el perfil de potencia servirá para la identificación en el tiempo de los eventos de FCG3.

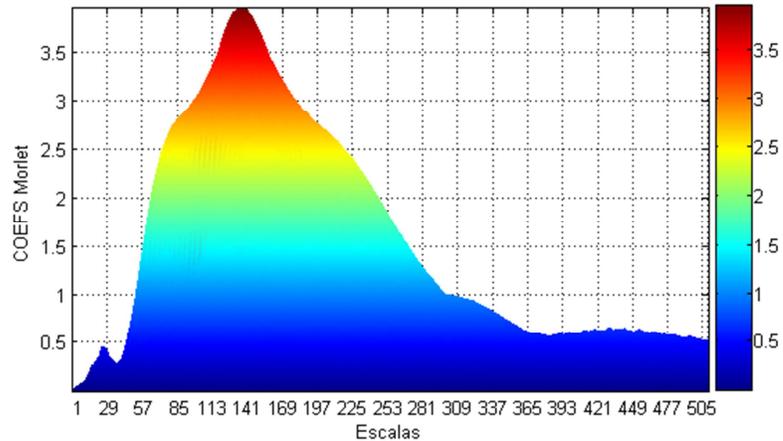


Fig. 10. Densidad de potencia de FCG3 en el dominio de la frecuencia (escala).

Al igual que en la Fig. 8, en la Fig. 11 se observa la correspondencia entre la densidad de potencia en el dominio del tiempo, obtenido mediante la transformada wavelet, y los eventos que ocurren en este segmento de FCG3. Los eventos con mayor potencia corresponden a S1 de nuevo, aunque mediante este análisis de la transformada

wavelet se aprecian mejor los picos para S2 que con la STFT. Se determinan los tiempos de los picos de mayor potencia, tanto para el análisis de la STFT como de la transformada wavelet; esto es para localizar a S1 y proceder a la segmentación del fonocardiograma.

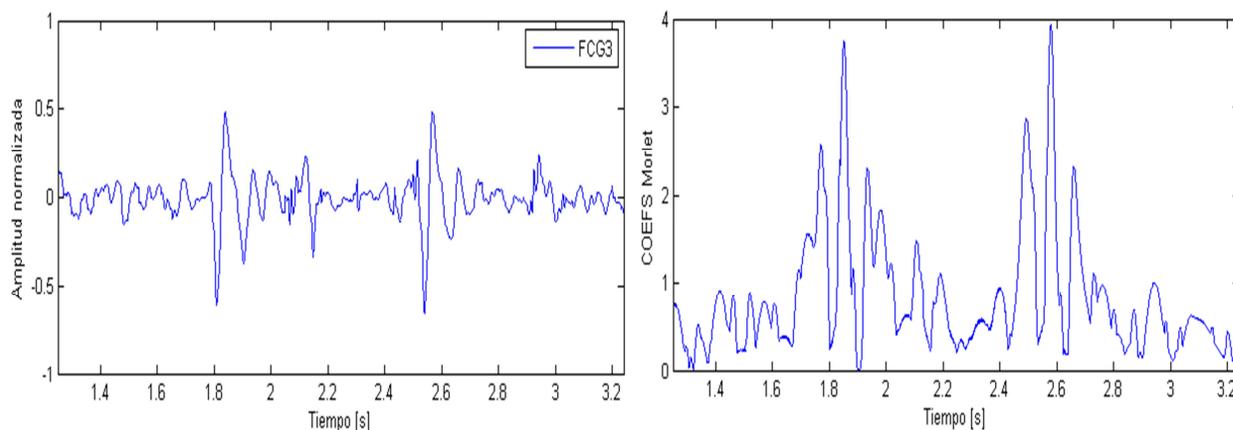


Fig. 11. Comparación de un segmento de FCG3 con su densidad de potencia obtenida mediante su transformada wavelet.

3. Resultados

La representación de los eventos acústicos del ciclo cardiaco en un fonocardiograma incluye a las actividades fundamentales, sonidos S1 y S2, así como a otras actividades no fundamentales (soplos, ruidos, etc.). Todos los eventos del ciclo cardiaco pueden variar su duración, amplitud o frecuencia de un latido a otro, en un mismo fonocardiograma incluso para el mismo sujeto. Se hacen ciertas consideraciones para la segmentación del FCG [6]: las actividades fundamentales del ciclo cardiaco, S1 y S2, son los eventos con mayor energía; la duración del intervalo de tiempo entre S1 y S2 (sístole) es mayor que la duración del intervalo de tiempo entre S2 y S1 (diástole).

La adquisición de la señal cardiaca se implementa en el procesador de señales digitales (DSP) del DSK C6713; la herramienta de programación del DSP es el Code Composer Studio (CCS), el cual se basa en el lenguaje C para la programación. El despliegue de

los datos en tiempo real se realiza mediante el programa MATLAB. Se desarrolló un proyecto en el CCS nombrado como *rtdx_matlab.pjt*, el archivo principal de este proyecto es *IIR ANC.c*, en él se encuentran los comandos para las tareas de adquisición de la señal cardiaca por medio de los dos sensores acústicos, los algoritmos del filtro IIR y el filtro adaptativo para la cancelación de ruido (ANC), así como los comandos necesarios para establecer la comunicación del CCS con la plataforma MATLAB para el despliegue de los datos en tiempo real.

Para el intercambio de datos en tiempo real (RTDX) con MATLAB, se crea un canal en el CCS que transfiera los datos del DSP hacia MATLAB mediante el comando *RTDX_CreateOutputChannel*. Ya que las muestras están listas, los datos se mandan a través de este canal hacia el MATLAB, donde se definen los parámetros adicionales para el RTD; es necesario crear un programa mediante el cual MATLAB registre esos datos, los despliegue de manera gráfica en tiempo real y los almacene para su análisis posterior. Este archivo de datos se nombra como *FCG.m* y se encarga de precisar la información acerca del DSP conectado a la PC. Los datos registrados se guardan en el archivo *fcg.mat*.

Se desarrolló un programa en MATLAB que se encarga de realizar la segmentación del archivo de datos *fcg.mat* de los fonocardiogramas resultantes de la adquisición. La densidad de potencia del espectrograma y el escalograma sirven de base para la segmentación. La primera tarea que realiza el programa consiste en hallar la densidad de potencia para ese segmento de FCG3, empleando la STFT con una ventana de 64 puntos para obtener una buena resolución temporal. La siguiente tarea consiste en la detección de los picos de la densidad de potencia, pues estos picos corresponden al primer tono cardiaco S1. Posteriormente encuentra los índices de los datos a los cuales ocurren esos picos y los tiempos en que se dan. Esto proporciona la localización temporal de S1. Ya que se conoce la ubicación en tiempo de los eventos de mayor potencia se hace una estimación de la duración del ciclo cardiaco del fonocardiograma.

En la Fig. 13 y Fig. 14 se muestran, respectivamente, los resultados finales de la segmentación del fonocardiograma en ciclos cardiacos individuales para el FCG3 desde 0 hasta 4.09 segundos empleando la STFT y la transformada wavelet. En este segmento de FCG3 se identificaron 4 ciclos cardiacos, con duraciones promedio de 0.753 ± 0.15 segundos empleando la STFT y de 0.769 ± 0.13 segundos con la transformada wavelet. Estos resultados corresponden a los valores estándares del ciclo cardiaco [7].

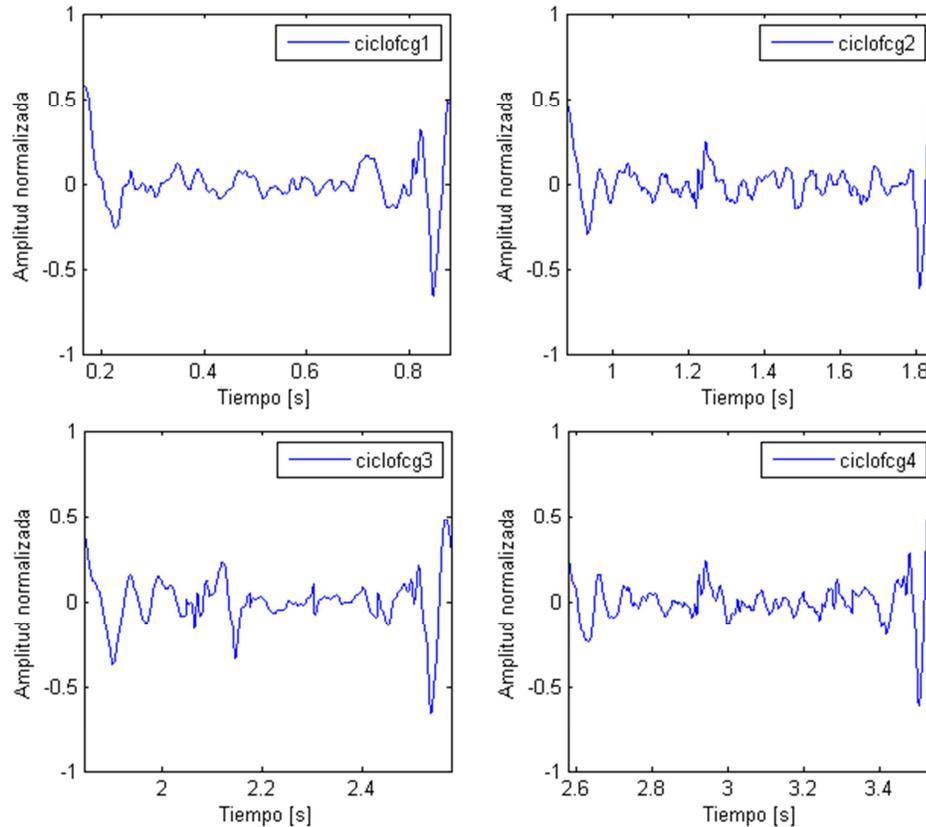


Fig. 12. Segmentación de FCG3 empleando la densidad de potencia obtenida de su STFT.

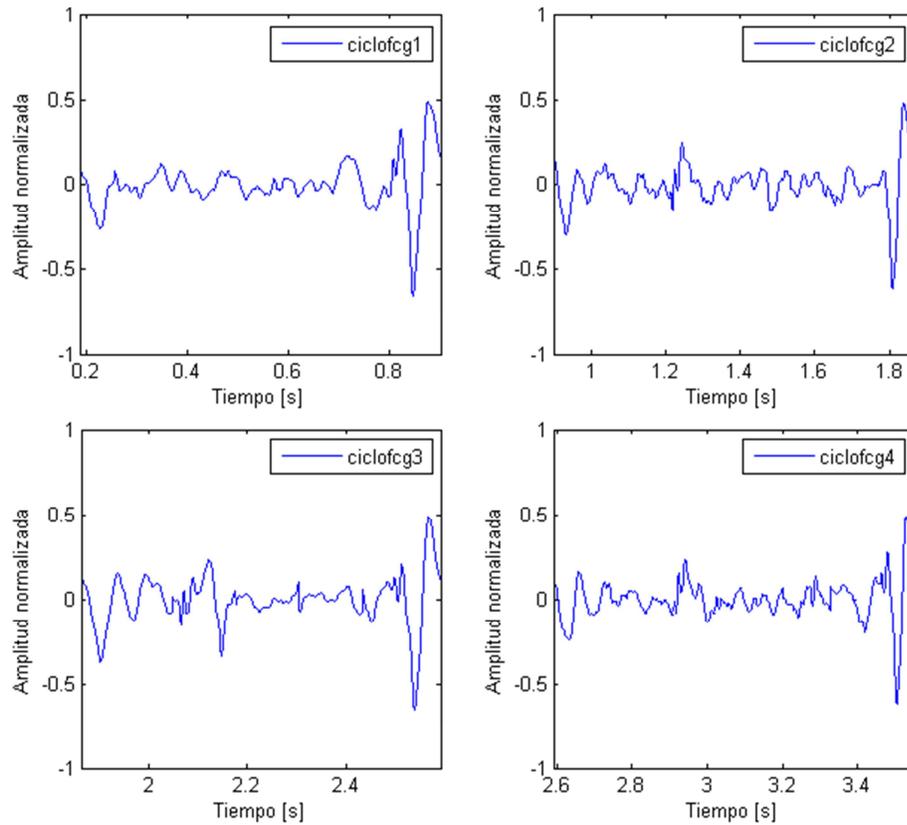


Fig. 13. Segmentación de FCG3 empleando la densidad de potencia obtenida de su transformada wavelet.

4. Discusión

En este apartado se presenta el resumen de la información obtenida acerca de los sonidos cardiacos principales, S1 y S2. Se realizó el análisis de los fonocardiogramas obtenidos con el sistema de monitoreo implementado tanto en el dominio del tiempo como en el de la frecuencia, mediante el análisis de las transformadas corta de Fourier y wavelet de la señal cardiaca. Se comparan los resultados con las mediciones obtenidas por [7] mediante el análisis de la STFT de un fonocardiograma de una persona sana.

Característica	Análisis de la STT	Análisis de la transformada wavelet	Análisis de la STFT en [7]
Frecuencia de S1 (componente con mayor energía)	93.75 Hz	92.2 Hz	100 – 150 Hz
Frecuencia de S1 (componente con menor energía)	164 Hz	160.5 Hz	
Rango de frecuencias de S2	No detectable	78.8 – 144.5 Hz	50 – 200 Hz
Duración del ciclo cardíaco	0.753 ± 0.15 s	0.769 ± 0.13 s	0.75946 segundos

Tabla 1. Resumen de la caracterización de los sonidos cardíacos.

Los valores obtenidos para las frecuencias de los sonidos principales S1 y S2 concuerdan con los valores que aparecen en la literatura (ver Tabla 1). La determinación de la duración del ciclo cardíaco permite estimar la variabilidad del ritmo cardíaco. La variabilidad es un índice para identificar cardiopatías como la arritmia, por lo que determinando la variación de la duración de cada ciclo es posible emplear este análisis como un método eficaz de diagnóstico. Para ampliar el alcance como herramienta de diagnóstico del sistema de monitoreo implementado es necesario desarrollar algoritmos de análisis mucho más finos para la identificación de S2 y de sus componentes para realizar la detección de soplos y sonidos anormales en el fonocardiograma.

5. Conclusiones

Los resultados obtenidos al identificar los principales eventos del ciclo cardiaco en personas sanas demuestran, de manera cuantitativa, la factibilidad tecnológica y el potencial médico del sistema de monitoreo implementado en este artículo, destacándose como un método no invasivo para la evaluación de la funcionalidad cardiovascular.

El procesamiento y extracción automática de las características temporales y espectrales de la señal acústica cardiaca resulta ser más efectivo mediante el análisis de la transformada wavelet, empleando la wavelet Morlet, que mediante el análisis de la transformada de Fourier en tiempo corto. Se obtuvieron valores estándares para la duración del ciclo cardiaco y la ubicación del primer tono cardiaco, lográndose una correcta segmentación del fonocardiograma sin necesidad de métodos adicionales como la sincronización de la señal acústica con el electrocardiograma.

El trabajo a futuro consiste en obtener los datos de fonocardiogramas de personas sanas y personas con arritmia, esto para evaluar la funcionalidad del sistema como un método de diagnóstico basado en la variabilidad del ritmo cardiaco. Se podrían integrar algoritmos para extracción de parámetros para el diagnóstico de enfermedades valvulares, identificando principalmente a los componentes de S1, M1 y T1, y a S2.

6. Referencias

- [1] H. Naseri, M. R. Homaeinezhad, "Computerized quality assessment of phonocardiogram signal measurement-acquisition parameters". *Journal of Medical Engineering & Technology*. Vol. 36. No. 6. 2012. 308-318 pp.

- [2] R. Watrous, D. Grove, D. Bowen, "Methods and results in characterizing electronic stethoscopes". IEEE, Computers in cardiology. Vol. 29. 2002. 653-656 pp.
- [3] H. Sava, L. G. Durand, "Automatic detection of cardiac cycle based on an adaptive time-frequency analysis of the phonocardiogram". Proceedings of the 19th IEEE-EMBS International Conference. Oct 1997. 1316-1319 pp.
- [4] S. Lukkarinen, K. Sikio, A. Nojonen, A. Angerla, R. Sepponen, "Novel software for real-time processing of phonocardiographic signal". Proceedings of the 19th IEEE-EMBS International Conference. Vol. 4. Oct. 1997. 1455-1457 pp.
- [5] J. Johnson, D. Hermann, M. Witter, E. Cornu, R. Brennan, A. Dufaux, "An ultra-low power subband-based electronic stethoscope". Proceedings of the International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing. Vol. 3. May 2006. 1156-1159 pp.
- [6] S. B. Emmanuel, "A review of signal processing techniques for heart sound analysis in clinical diagnosis". Journal of Medical Engineering & Technology. Vol. 36. No. 6. August 2012. 303-307 pp.
- [7] A. Djebbari, F. Bereksi-Reguig, "Short-time Fourier transform analysis of the phonocardiographic signal". Proceedings of the International Conference on Electronics, Circuits and Systems. Vol. 2. Dec 2000. 844-847 pp.
- [8] F. Meziani, S. M. Debbal, A. Atbi, "Analysis of phonocardiogram signals using wavelet transform". Journal of Medical Engineering & Technology. Vol. 36. No. 6. 2012. 283-302 pp.
- [9] A. Djebbari, F. Bereksi-Reguig, "Smoothed-pseudo Wigner-Ville distribution of normal and aortic stenosis heart sounds". Journal of Mechanics in Medicine and Biology. Vol. 5. No. 3. 2005. 415-428 pp.

7. Autores

M. en C. Braulio Cruz Jiménez obtuvo su grado de Maestría en Ciencias con especialidad en Automatización por el Tecnológico de Monterrey, su área de investigación son los sistemas de control y procesamiento de señales.

M. en C. Jannette Contreras Rivero obtuvo su grado de Maestría en Ciencias con especialidad en Sistemas Ambientales por el Tecnológico de Monterrey, su área de investigación es matemáticas aplicadas.

Dr. Luis Ricalde Catellanos obtuvo su grado de Doctor en Ingeniería Eléctrica por el Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del IPN Unidad Guadalajara, su área de investigación son los sistemas de control utilizando redes neuronales.