

Diseño e implementación de un sistema para el monitoreo de los sonidos cardiacos

B. Cruz, L. Ricalde, L. Ayala y G. Catzín

Facultad de Ingeniería de la Universidad Autónoma de Yucatán

Av. Industrias no Contaminantes por Periférico Norte, Apdo. Postal 115 Cordemex, Mérida, Yucatán, México

lricalde@uady.mx

Resumen— Una de las enfermedades cardiacas más comunes es la arritmia, que consiste en un ritmo anormal del corazón y puede ser inadecuadamente rápido (taquicardia) o lento (bradicardia). Una técnica empleada tradicionalmente por los médicos para monitorear el ritmo cardiaco de los pacientes con síntomas de arritmias es la auscultación, la cual es una técnica no invasiva que permite identificar los distintos sonidos que causan las arritmias por medio de un estetoscopio. La fonocardiografía es una forma moderna de la auscultación en la que se obtiene un registro gráfico de los sonidos cardiacos (fonocardiograma). En este trabajo se describe el diseño e implementación de un sistema de monitoreo fonocardiográfico capaz de realizar el procesamiento y extracción de las características temporales y espectrales de los sonidos cardiacos en personas sanas por medio de dos técnicas de análisis: la transformada de Fourier en tiempo corto y la transformada wavelet. Se realizaron comparaciones de las técnicas propuestas con otra documentada en la literatura.

Palabras clave: Arritmia, fonocardiografía, fonocardiograma, transformada de Fourier en tiempo corto, transformada wavelet

I. INTRODUCCIÓN

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 diferentes 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 alcance como una herramienta de diagnóstico [1].

El ciclo cardiaco es la serie de eventos que tienen lugar desde el inicio de un latido hasta el comienzo de otro. A los periodos de contracción y relajación del corazón durante el ciclo cardiaco se les llama sístole y diástole, respectivamente. Durante la diástole el corazón se llena de sangre y durante la sístole la sangre es expulsada del corazón hacia los pulmones y órganos periféricos. El corazón cuenta con las válvulas auriculoventriculares (AV) para impedir el flujo retrógrado de la sangre desde los ventrículos hacia las aurículas durante la sístole; en el lado izquierdo tiene a la válvula mitral y en el derecho, a la válvula tricúspide. Lo mismo ocurre para prevenir que la

sangre de las arterias regrese a los ventrículos durante la diástole, para esto el corazón cuenta con las válvulas semilunares: la válvula aórtica en el lado izquierdo y la válvula pulmonar en el lado derecho. Existen cuatro sonidos cardiacos básicos denominados S1, S2, S3 y S4 que corresponden al cierre de las cuatro válvulas cardiacas. Los sonidos principales del ciclo cardiaco son S1 y S2, los cuales delimitan las dos fases del ciclo cardiaco: sístole (entre S1 y S2) y diástole (entre S2 y S1) [2].

El fonocardiograma (FCG) 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.

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.

Algunas de las características que las nuevas tecnologías pueden aportar a la fonocardiografía son una mejor calidad en la adquisición del sonido y su amplificación, particularmente en el dominio de bajas frecuencias; el despliegue visual de la evolución temporal y espectral de la señal acústica, en tiempo real y en sincronía con la reproducción del sonido; capacidad de reproducción de la señal acústica a diferentes velocidades y sin distorsión de la señal original; bases de datos accesibles de sonidos cardiacos normales y anormales; almacenamiento y transmisión de las señales a lugares remotos para posterior revisión y comparación [3].

El campo de la fonocardiografía ha experimentado un impulso debido a las potentes herramientas actualmente disponibles para la adquisición y procesamiento de señales

de audio en tiempo real. Se han empleado también diferentes métodos matemáticos tanto para el filtrado como para el análisis de las señales. En las aplicaciones al filtrado de la señal destaca la transformada wavelet [4]; en el análisis tiempo-frecuencia de la señal cardiaca se han explorado para la segmentación de la señal los métodos de la energía de Shannon [5], el análisis de la transformada de Fourier [6] y la transformada wavelet [7].

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. Este es un método simple, pues la frecuencia de corte de esos filtros se determina de forma empírica, por observación, y la banda que pasa está entre los 40 Hz y 600 Hz [8], los cuales son los valores correspondientes al rango de frecuencias de la señal cardiaca. Aunque los filtros pasa bandas eliminan una parte relevante del ruido, también afecta a la señal pues se mezcla con la frecuencia de la banda filtrada. Otro problema es que la banda filtrada aún puede contener ruido.

En este trabajo se presenta el diseño de un sistema que detecta, adquiere, procesa, interpreta y almacena los sonidos cardiacos, además de desplegar la información en una computadora para su empleo posterior como método de diagnóstico de cardiopatías.

II. MATERIALES Y MÉTODOS

El diseño del sistema para el monitoreo de los sonidos cardiacos se divide en dos etapas: la adquisición de la señal cardiaca y el análisis del FCG. La primera etapa comprende los sensores acústicos, el hardware para el registro de la señal y su comunicación con la computadora, así como también los algoritmos para el filtrado de la señal. El análisis del FCG consiste en realizar un análisis espectral de la señal cardiaca y en realizar un análisis en el dominio tiempo-frecuencia, el cual es la base para la segmentación del FCG. La segmentación es el proceso por el cual la señal se divide en ciclos cardiacos independientes, comenzando cada uno de ellos con S1 y finalizando justo antes del siguiente S1. En la Figura 1 se muestra un esquema del sistema para el monitoreo de los sonidos cardiacos.

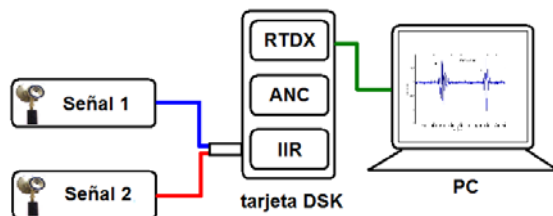


Figura 1. Esquema del sistema para el monitoreo de los sonidos cardiacos

Sensores acústicos

Para la detección de la señal cardiaca se emplean dos micrófonos capacitivos AT-831cW de la marca Audio-Technica. La respuesta en frecuencia del micrófono es de 40

Hz a 20 kHz, características que se ajustan adecuadamente a las de la señal física a monitorear. Para conformar los sensores, se adaptan los micrófonos a las sondas de un estetoscopio; los micrófonos adquieren la señal acústica de los latidos cardiacos amplificada por las sondas y la convierten en una señal digital. El acoplador entre la sonda y el micrófono es un cilindro de nylamide, como se ve en la Figura 2.



Figura 2. Sensor acústico para el monitoreo de los sonidos cardiacos.

Para acoplar el cilindro y la sonda, se perforaron dos diferentes diámetros internos en el cilindro; en la Figura 3 se muestra un diagrama con las dimensiones del acoplador: $L_1 = 37$ mm, $L_2 = 22$ mm, $L_3 = 15$ mm, $R_1 = 6$ mm, $R_2 = 11$ mm, $R_3 = 14$ mm. El micrófono se adapta en la medida correspondiente a R_2 y la sonda en la correspondiente a R_1 .

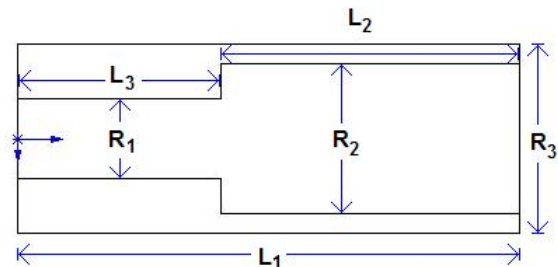


Figura 3. Dimensiones del acoplador entre la sonda y el micrófono.

Procesador de señales digitales

La adquisición y procesamiento de las señales captadas por los sensores acústicos se realiza con el procesador de señales digitales (Digital Signal Processor, DSP) TM320C6713 de la Texas Instruments, el cual está integrado en la plataforma del C6713 DSP Starter Kit (DSK). El DSK incluye, entre otras características, el códec estéreo AIC23 y las herramientas de software del Code Composer Studio (CCS) para programar las tareas del DSP.

El códec AIC23 registra las señales análogas y las convierte en señales digitales para que sean procesadas por el DSP. Los dos sensores acústicos construidos se conectan en la entrada tipo estéreo llamada LINE IN.

Para construir y depurar programas, el DSK incluye el CCS el cual provee las herramientas necesarias para la generación del código, tiene capacidades para la visualización de señales y para la depuración en tiempo real. Además, el CCS incluye los elementos para el análisis e intercambio de datos con otras plataformas. Esta característica se denomina en inglés Real Time Data Exchange (RTDX) y permite el intercambio de datos entre una PC y el DSP; la interfaz entre estos dos puede ser

mediante MATLAB, LabVIEW, VisualBasic, etc. La secuencia de procesos que maneja el RTDX es la siguiente: las señales de entrada externas son registradas por el DSK, almacenadas en un búfer en el DSP, mediante el RTDX los datos del búfer son transferidos del DSK a la PC para ser analizados. En este trabajo se emplea la plataforma MATLAB para realizar el análisis y la representación gráfica del FCG.

Filtrado de la señal

Las señales registradas por los sensores acústicos contienen los sonidos cardiacos, así como sonidos relativos a la respiración, sonidos causados por el movimiento del paciente, por el movimiento del sensor y también ruidos externos del ambiente. Para eliminar estos ruidos se aplican algoritmos para el filtrado de la señal.

Filtro digital

La función de transferencia de un sistema discreto está definida como:

$$H[z] = \frac{Y[z]}{X[z]} = z^{-1} \quad (1)$$

donde $X[z]$ representa la entrada, $Y[z]$ representa la salida y $H[z]$ es la función de transferencia. Dada la relación (1), si se conoce $H[z]$ es posible determinar la salida para cualquier entrada al sistema mediante la relación:

$$Y[z] = H[z]X[z] = \frac{\sum_{k=0}^{N-1} a_k z^{-k}}{\sum_{j=0}^{D-1} b_j z^{-j}} \quad (2)$$

A partir de lo anterior y empleando la interpretación de z^{-1} como un desfase se obtiene la ecuación de diferencias recursiva para $y[n]$, que depende tanto de entradas pasadas $x[n-k]$ como de salidas pasadas $y[n-j]$:

$$y[n] = \sum_{k=0}^K a_k x[n-k] - \sum_{j=0}^M b_j y[n-j] \quad (3)$$

Se utiliza la herramienta SPTool de MATLAB para diseñar un filtro capaz de cancelar sonidos cuya frecuencia sea mayor a los 600 Hz que corresponden al límite de la señal cardiaca. Se diseñó un filtro pasa bajas Chebyshev de tipo II, con frecuencia de corte igual a 600 Hz.

Filtro adaptativo

Los filtros variantes en el tiempo se usan en casos en los que las características de la señal cambian lentamente de una manera impredecible. Uno de los filtros variantes en el tiempo más importantes es el filtro adaptativo para la

cancelación de ruido: filtro ANC (del inglés Adaptive Noise Canceller); en la Figura 4 se muestra un diagrama de bloques del mismo, donde n es un índice temporal. El filtro adaptativo consta de dos partes: el filtro digital $W[z]$ y el algoritmo adaptativo.

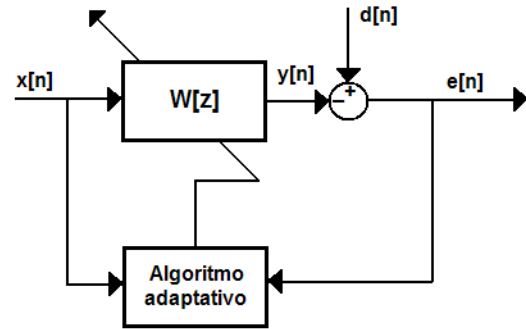


Figura 4. Diagrama de bloques del filtro adaptativo.

El filtro $W[z]$ calcula la salida $y[n]$ a partir de una señal de error $e[n]$ entre la señal deseada $d[n]$ y una señal de referencia $x[n]$ que representa una perturbación en la señal deseada; los coeficientes ajustables del filtro se llaman pesos y se actualizan por medio del algoritmo adaptativo, empleando la señal de error $e[n]$:

$$e[n] = d[n] - y[n] \quad (4)$$

La señal deseada $d[n]$ representa una señal que contiene la información que se requiere del fenómeno físico a analizar, pero que se encuentra corrupta por ruido correlacionado de alguna manera con el ruido que representa la señal de perturbación $x[n]$.

En este trabajo, el filtro adaptativo implementado $W[z]$ se basa en un filtro cuyos coeficientes son ajustados mediante el algoritmo LMS (Least Mean Square). La salida del filtro adaptativo $W[z]$ de la Figura 4 es:

$$y[n] = \sum_{k=0}^{N-1} w_k[n] x[n-k] \quad (5)$$

donde $w_k[n]$ representa los N pesos o coeficientes para un tiempo específico n . El algoritmo LMS se representa en:

$$w_k[n+1] = w_k[n] + 2\beta e[n] x[n-k] \quad (6)$$

La entrada al filtro es $x[n]$ y el parámetro de convergencia del proceso de ajuste de coeficientes es β . Para cada tiempo específico n , cada coeficiente $w_k[n]$ se actualiza o reemplaza por un nuevo coeficiente, como se indica en la ecuación (6), a menos que la señal de error $e[n]$ sea cero en cuyo caso el coeficiente no sufre cambios.

III. IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA FONOCARDIOGRÁFICO

La adquisición de la señal cardiaca se implementa en el DSP del DSK C6713. La herramienta de programación del DSP es el CCS. El despliegue de los datos en tiempo real se realiza mediante el MATLAB.

En CCS se programaron los comandos para las tareas de adquisición de la señal cardiaca por medio de los dos sensores acústicos, los algoritmos del filtro digital y el filtro adaptativo para la cancelación de ruido (ANC), así como los comandos necesarios para establecer la comunicación de esta plataforma con MATLAB para el despliegue de los datos en tiempo real. Lo primero que realiza el programa desarrollado en CCS es tomar los datos del canal izquierdo y derecho de LINE IN en el DSP, que es donde se encuentran conectados los sensores acústicos (Ver Figura 5). La tarjeta del DSK se conecta a la PC mediante un cable USB.

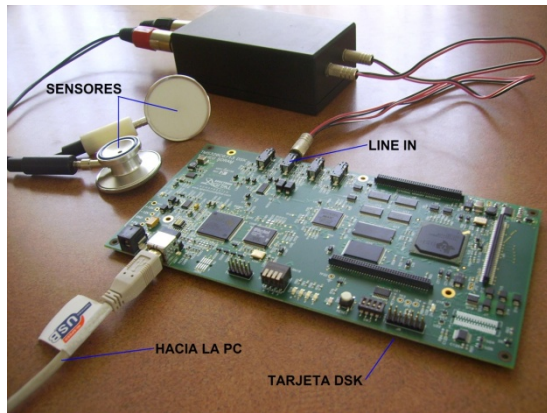


Figura 5. Sistema para el monitoreo de los sonidos cardiacos.

En total se adquieren 256 datos por cada canal de LINE IN. Ya que los datos se han adquirido, se procede al filtrado de las dos señales primero por parte del filtro Chebyshev y después por medio del filtro adaptativo. La salida del filtro adaptativo corresponde a la señal cardiaca filtrada y con ruido cancelado, es decir, el FCG; puede escucharse si se conectan unos audífonos al canal denominado LINE OUT del DSP.

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. 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 RTDX.

El programa realizado en MATLAB permite el registro de los datos adquiridos, los despliega de manera gráfica en la PC en tiempo real y los almacena para su análisis posterior. La gráfica tiene unidades de tiempo en segundos en el eje horizontal y en el eje vertical está representada la amplitud normalizada de la señal del FCG.

IV. ANÁLISIS DEL FONOCARDIOGRAMA

La señal cardiaca es altamente no estacionaria, así que en su análisis es importante obtener la información tanto en el dominio del tiempo como en el de la frecuencia.

Análisis espectral

Los métodos espectrales dan información acerca del contenido en frecuencia de una señal sin involucrar al tiempo en que ocurren sus diferentes componentes, es por esto que se aplican generalmente a señales estacionarias.

La transformada de Fourier (TF) de una señal periódica proporciona información para hallar los componentes espectrales de la señal original, para señales continuas la TF se representa como:

$$X(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \exp(-j\omega t) dt \quad (7)$$

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.

Para señales discretas el análisis de Fourier es similar al de tiempo continuo, pero modificado por dos operaciones: el muestreo y el ventaneo. El muestreo hace que el espectro de la señal sea periódico y simétrico alrededor de $f_s/2$, con f_s igual a la frecuencia de muestreo. El proceso de ventaneo puede entenderse como la multiplicación de los datos por una ventana de tiempo que puede ser rectangular o tener alguna otra forma.

La transformada de Fourier para señales discretas se obtiene mediante la expresión:

$$X[m] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] \exp[-j2\pi mn / N] \quad (8)$$

con N igual al número total de puntos, m el número del armónico. Se puede escribir la transformada de Fourier de una señal discreta en términos de la frecuencia empleando las relaciones $f_m = m f_s / N$ y $T_s = 1/f_s$, de modo que:

$$X[f_m] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] \exp[-j2\pi f_m T_s n] \quad (9)$$

El análisis espectral del FCG se obtiene al calcular la densidad espectral de potencia (PSD, por sus siglas en inglés) o espectro de energía de una señal, definida como:

$$PSD[f_m] = |X[f_m]|^2 \quad (10)$$

Análisis en el dominio tiempo-frecuencia

Transformada de Fourier en tiempo corto

Mediante esta técnica es posible incluir el dominio del tiempo en el análisis de la señal. La transformada de Fourier en tiempo corto (STFT, por sus siglas en inglés) consiste en obtener la transformada de Fourier de la señal temporal original multiplicada por una ventana de tiempo. Esta ventana añade la dimensión temporal a la transformada, permitiendo identificar la frecuencia y el tiempo en que ocurren los eventos en una señal. Sin embargo, esta información se obtiene con una precisión limitada pues depende del tamaño de la ventana. Esta particularidad de la STFT hace que la elección de la ventana sea primordial en el análisis tiempo-frecuencia.

Para señales continuas, la STFT de la señal se representa por:

$$X(t, f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(\tau)w(t - \tau)\exp(-j\pi f\tau)d\tau \quad (11)$$

$w(t-\tau)$ es la función de ventaneo y τ es la variable que desliza esta ventana a través de toda la señal $x(t)$. Para señales discretas se tiene de manera análoga y para un caso más general:

$$X[m, k] = \sum_{n=1}^N x[n]W[n - k]\exp[-jnm / N] \quad (12)$$

Al obtener la STFT surgen problemas relacionados con la longitud de la ventana: si la longitud de la ventana se disminuye (es decir, se toma un menor número de datos en cada segmento) se obtiene una mejora en la resolución temporal, pero una reducción en la resolución frecuencial, y viceversa.

El espectrograma es la representación gráfica del análisis tiempo-frecuencia. Se grafican la densidad espectral de potencia calculada con la STFT en una gráfica 3D en función del tiempo y la frecuencia. En este trabajo se emplea el espectrograma para determinar las frecuencias fundamentales de los sonidos cardiacos principales, S1 y S2, así como los períodos en que ocurren y, a partir de éstos, la duración promedio de un ciclo cardiaco.

Transformada wavelet

La transformada wavelet realiza el análisis de la señal en el dominio del tiempo y a diferentes escalas (frecuencias), lo cual permite un análisis de la señal más completo que el de la STFT. 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.

Para obtener la transformada wavelet de una señal, se emplea una variedad de funciones similares a la ventana w de la STFT que aparece en la ecuación (11), pero con la particularidad de que consisten en versiones alargadas o

comprimidas y trasladadas de la función básica. Se define la transformada wavelet de una señal continua como:

$$W(a, b) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)\frac{1}{\sqrt{|a|}}\psi^*\left(\frac{t-b}{a}\right)dt \quad (13)$$

donde b actúa para trasladar a la función a través de $x(t)$ y a varía la escala temporal de la función ψ , la cual representa a la función wavelet. Si $a>1$, la función wavelet ψ es dilatada a lo largo del eje temporal; si $a<1$, la función se contrae, esto indica que está inversamente relacionado a la frecuencia. Aunque la función ψ podría ser cualquiera de una gran variedad de funciones diferentes, siempre toma una forma oscilatoria. Si $b = 0$ y $a = 1$, la wavelet está en su estado natural y recibe el nombre de wavelet madre.

La función wavelet que proporciona la mejor localización tiempo-frecuencia para el análisis de señales biomédicas es la wavelet Morlet [9]. La expresión para esta función es:

$$\psi(x) = \pi^{-1/4}r \exp(-x^2 / 2) \\ r = \exp(j2\pi f_0 x) - \exp(-(2\pi f_0)^2 / 2) \quad (14)$$

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

$$\psi(x) = \pi^{-1/4} \exp(j2\pi f_0 x) \exp(-x^2 / 2) \quad (15)$$

La función de la wavelet Morlet es compleja, en la Figura 6 se muestra la gráfica de su componente real.

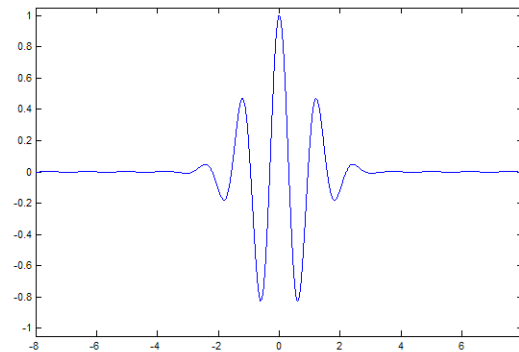


Figura 6. Gráfica de la función correspondiente a la wavelet Morlet.

La localización en frecuencia de una señal depende de la escala, y está relacionada a su vez con la frecuencia central de acuerdo con la ecuación:

$$f = \frac{f_0}{aT_s} \quad (16)$$

donde $T_s = 1/f_s$ corresponde al período de muestreo y f_s es la frecuencia de muestreo a la que se obtuvo la señal, a corresponde a la escala. A cada función wavelet se le puede asociar una frecuencia central f_0 que representa la frecuencia para la cual el módulo de la transformada de Fourier de la función es máximo. Se puede interpretar también como una función sinusoidal que captura las principales oscilaciones de la función wavelet, como se muestra en la Figura 7.

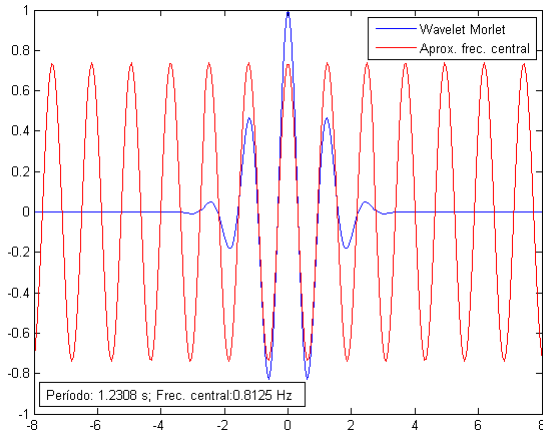


Figura 7. Frecuencia central de la wavelet Morlet.

En la Figura 7 se observa que la frecuencia central de la función Morlet mostrada corresponde a 0.8125 Hz. Midiendo la correlación entre la señal y la función wavelet, se obtiene una caracterización de su contenido en tiempo-frecuencia, a esto se le llama escalograma. Las escalas pueden convertirse a frecuencias mediante la ecuación 16.

V. ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL CARDIACA

Se tomaron 12 grabaciones de fonocardiogramas correspondientes a personas sanas. Todas las grabaciones tuvieron una duración de 16 segundos aproximadamente, empleando una frecuencia de muestreo f_s de 16 kHz. El sensor acústico que obtuvo la señal deseada (para efectuar el filtrado adaptativo) 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.

En la Figura 8 se muestra una señal sin filtrar, se obtuvo tomando los datos directamente del pecho del sujeto empleando únicamente un sensor acústico, sin aplicar el filtro digital ni el adaptativo para la cancelación de ruido.

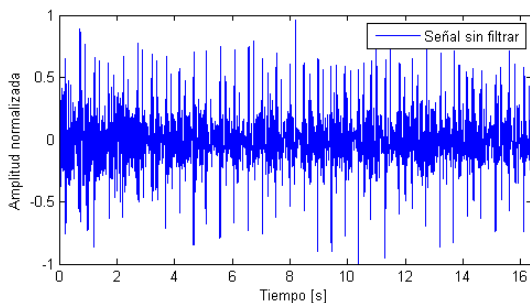


Figura 8. Señal cardiaca sin filtrar, tomada con un único sensor acústico.

En la Figura 9 se presentan un FNC tomado con ambos sensores y filtrado tanto con el filtro Chebyshev de tipo II y orden 7 como con el filtro adaptativo.

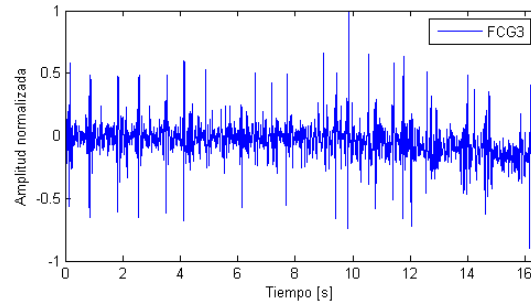


Figura 9. Fonocardiograma

En las gráficas de las Figuras 8 y 9 se muestra la amplitud normalizada de la señal en función del tiempo en el que se fueron adquiriendo los datos. En la señal sin filtrar correspondiente a la Figura 8 predominan los picos causados por los diversos sonidos presentes: la respiración del sujeto, el ruido ambiental, el movimiento del sensor sobre la ropa, etc. En la Figura 10 se muestra un acercamiento al fonocardiograma etiquetado FCG3, en el rango de tiempo de 0 a 4.4 segundos; en esta Figura se aprecian claramente los picos correspondientes a los sonidos cardiacos principales, para una mejor observación se presenta la Figura 11 en donde se observa el mismo FCG3 pero en el rango de 1.25 segundos a 3.24 segundos. Los resultados de los FCG obtenidos en este trabajo son consistentes con los obtenidos por otros investigadores, empleando diferentes métodos, por ejemplo el obtenido con un estetoscopio electrónico comercial por Liang [5], el fonocardiograma con filtrado adaptativo basado en wavelets de Várady [4] y el obtenido mediante el software de Lukkarinen [10], por mencionar algunos.

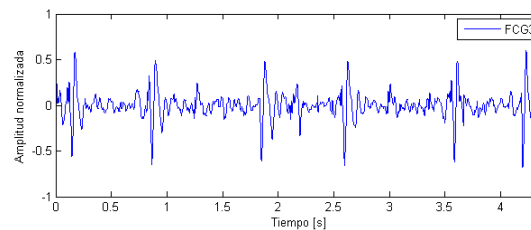


Figura 10. Sección de FCG3, de 0 a 4.4 segundos.

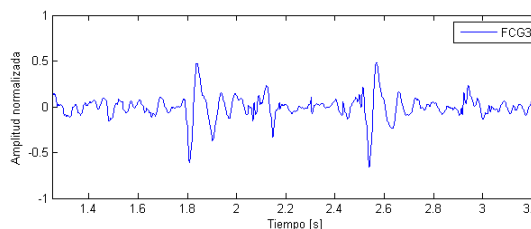


Figura 11. Sección de FCG3, de 1.25 a 3.24 segundos.

Análisis espectral del FCG

El espectro de frecuencias es un indicador para saber si los filtros aplicados a la señal cardiaca adquirida funcionaron. En la Figura 12 se muestra el espectro de frecuencias correspondiente al FCG etiquetado FGC3.

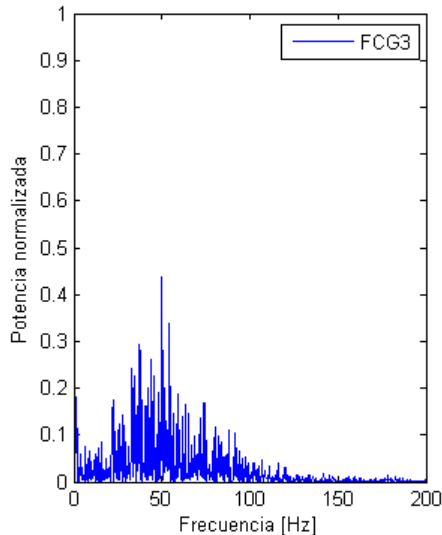


Figura 12. Componentes espectrales del fonocardiograma FCG3.

La densidad espectral de potencia de la Figura 12 se obtuvo según la ecuación (10). La frecuencia máxima de la gráfica es de 200 Hz. Esto indica que el filtro Chebyshev de tipo II y orden 7, con frecuencia de corte de 600 Hz y el filtro adaptativo, eliminan las señales y el ruido con frecuencia mayor a los 600 Hz de manera efectiva. Las frecuencias de los componentes con mayor potencia se encuentran en la región cercana a los 50 Hz y a los 100 Hz.

Análisis en el dominio tiempo-frecuencia

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 empleando la STFT y la wavelet Morlet. Ambas técnicas se aplicaron a la sección del FCG3 mostrado en la Figura 11.

Transformada de Fourier en tiempo corto

La representación en 3D del espectrograma obtenido para el segmento de FCG3 de la Figura 11 se muestra en la Figura 13.

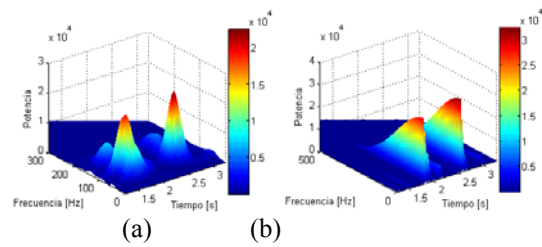


Figura 13. Espectrogramas del segmento de FCG3, empleando una ventana de (a) 1024 puntos y otra de (b) 64 puntos para la STFT.

La frecuencia para los eventos con mayor potencia en este segmento de FCG3 es de 93.75 Hz, estos cálculos así como los espectrogramas se realizaron con MATLAB. También aparecen en este espectrograma frecuencias de 164 Hz que corresponden a eventos con menor potencia.

Ya que la zona de auscultación elegida para muestrear la señal deseada del filtro adaptativo es la zona mitral, 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). Los eventos con menor potencia que se encuentran entre los S1 consecutivos corresponden al segundo tono cardiaco S2. La densidad de potencia para los espectrogramas de la Figura 13 se muestra en la Figura 14. En la Figura 14(a) se observan con mayor definición las frecuencias de los eventos con mayor potencia (93.75 Hz y 164 Hz, ambas correspondientes a S1) y en la Figura 14(b) se aprecian los tiempos en que ocurren esas frecuencias (1.8 s y 2.6 s, para S1; 2.1 s y 2.9 s, para S2).

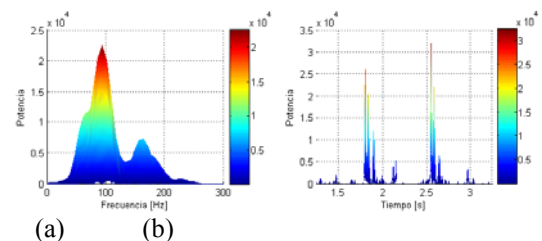


Figura 14. Densidad de potencia en (a) el espacio de la frecuencia (ventana de 1024 puntos) y (b) el espacio del tiempo (ventana de 64 puntos).

De la Figura 14(b) se observa que S1 y S2 no son eventos únicos, sino que tienen diferentes componentes. Para correlacionar la densidad de potencia temporal de la Figura 14(b) con los eventos del segmento de FCG3 se muestra la Figura 15, donde se observa que los picos con mayor potencia corresponden a S1, 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.

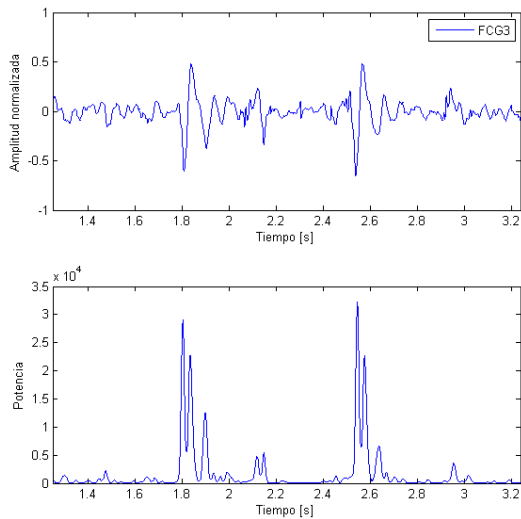


Figura 15. Comparación de un segmento de FCG3 con su densidad de potencia obtenida mediante su STFT, empleando una ventana de 64 puntos.

Transformada wavelet

La función wavelet que se utiliza al hallar la transformada del FCG es la wavelet Morlet. Se obtiene el escalograma del segmento de FCG3 de la Figura 11 y se muestra en la figura 16; 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 (3978) y a la escala empleada al calcular la transformada wavelet.

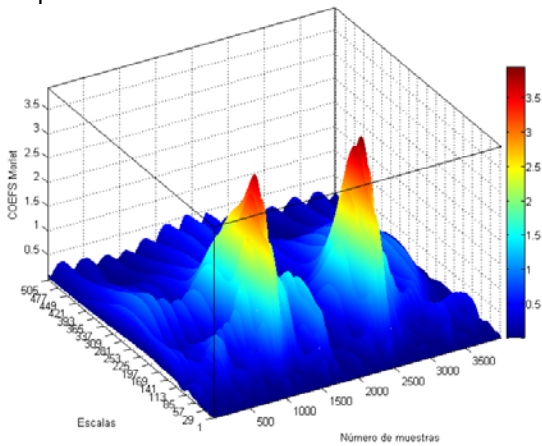


Figura 16. Escalograma del segmento de FCG3 empleando la wavelet Morlet.

El número de muestras es una función del tiempo de muestreo, las escalas corresponden a valores de 1 a 512 y están relacionadas con la frecuencia de los eventos de FCG3. Se puede observar en la Figura 16 que los eventos de FCG3 están bien definidos en el número de muestra, equivalente al dominio temporal y al mismo tiempo los eventos están definidos en la escala, equivalente al dominio de la frecuencia. En la Figura 17 se presenta la localización tanto en tiempo como en frecuencia de los eventos de la señal del FCG3.

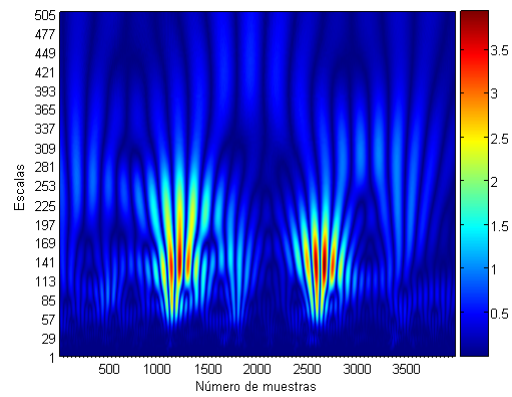


Figura 17. Localización en tiempo (número de muestras) y frecuencia (escala) de los eventos del segmento de FCG3.

A partir de la Figura 17 se identifica que la máxima potencia se tiene en la escala 141, para obtener la frecuencia a la que corresponde esta escala se emplea la ecuación (16). La función de la wavelet Morlet empleada en MATLAB para el cálculo del escalograma de FCG3 tiene una frecuencia central de 0.8125 Hz, lo que significa que a la escala de 141 le corresponde un valor de 92.2 Hz de frecuencia. También se aprecia otro evento componente de S1 en la escala de 81, con una frecuencia de 160.5 Hz. Se puede observar que aparece el sonido S2, aunque con baja potencia, con escalas de 165 a 90, correspondientes a 78.8 Hz y 144.5 Hz, respectivamente.

La densidad de potencia tiene su análogo en la Figura 18, para el tiempo, y en la Figura 19, para la frecuencia. El perfil de potencia en la figura 18 sirve para la identificación en el tiempo de los eventos de FCG3.

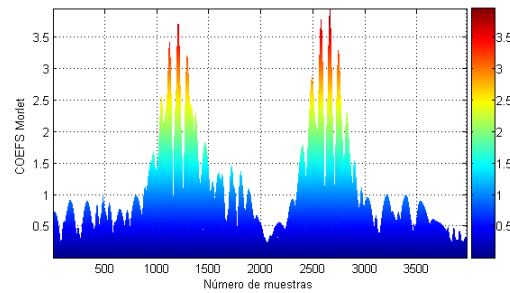


Figura 18. Densidad de potencia de FCG3 en el dominio del tiempo (número de muestras).

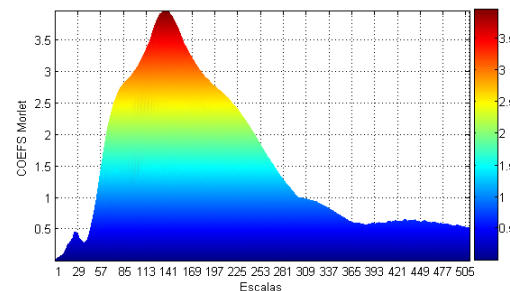


Figura 19. Densidad de potencia de FCG3 en el dominio de la frecuencia (escala).

En la Figura 20 se comparan el segmento de FCG3 de 1.25 a 3.24 segundos y el perfil de la densidad de potencia en función del tiempo para este segmento, obtenida mediante el análisis de su transformada wavelet; en ella 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.

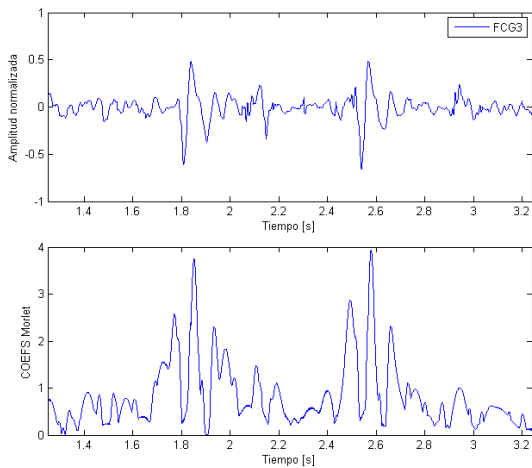


Figura 20. Comparación de un segmento de FCG3 con su densidad de potencia obtenida mediante su transformada wavelet.

Segmentación del FCG

Se hacen ciertas consideraciones para la segmentación del FCG7: las actividades fundamentales del ciclo cardíaco, 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 densidad de potencia del espectrograma y el escalograma sirven de base para la segmentación.

La segmentación se realizó al fonocardiograma etiquetado FCG3, para el intervalo de tiempo desde 0 hasta 4.09 segundos, correspondientes a las muestras número 1 a la número 8192. La primera tarea que se efectúa en la segmentación 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 o la transformada wavelet. La siguiente tarea consiste en la detección de los picos de la densidad de potencia 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 cardíaco del FCG. El resultado de la identificación de picos se muestra en las Figuras 21 y 22 usando la STFT y la transformada wavelet, respectivamente.

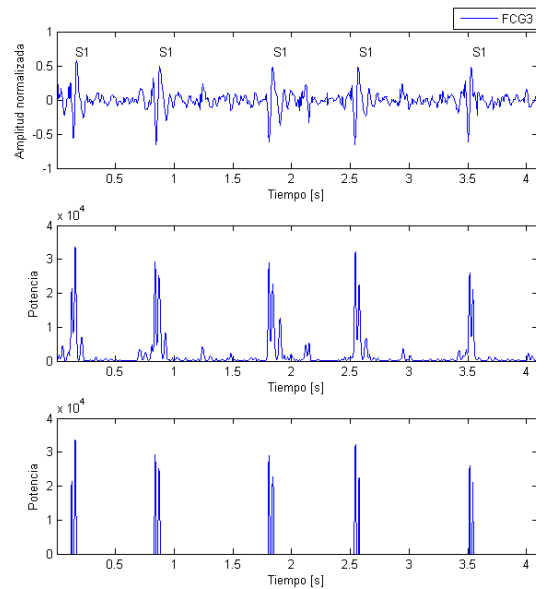


Figura 21. Detección de picos en la densidad de potencia de la STFT (ventana de 64 puntos) de FCG3 para la identificación del primer tono cardíaco S1.

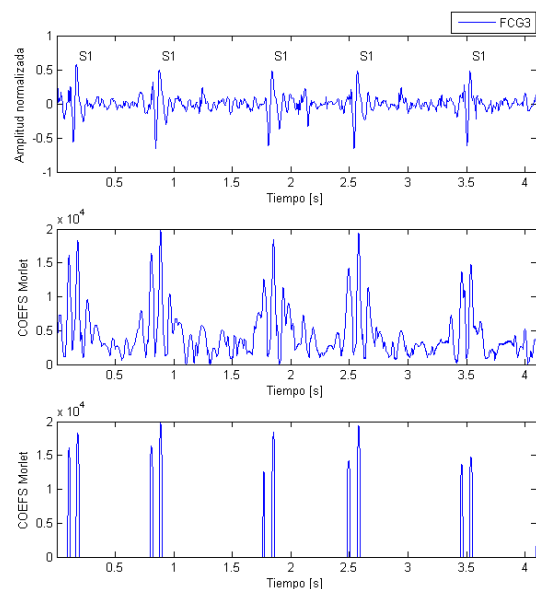


Figura 22. Detección de picos en la densidad de potencia de la transformada wavelet de FCG3 para la identificación del primer tono cardíaco S1.

En las Figuras 23 y 24 se muestran los resultados finales de la segmentación del fonocardiograma en ciclos cardíacos individuales empleando la STFT y la transformada wavelet, respectivamente. Se identificaron 4 ciclos cardíacos, con duraciones promedio de 0.753 ± 0.15 segundos empleando la STFT y de 0.769 ± 0.13 segundos con la transformada wavelet. Los resultados obtenidos de la segmentación con ambas transformadas son similares, lo cual se refleja en el valor del ciclo cardíaco obtenido por ambas.

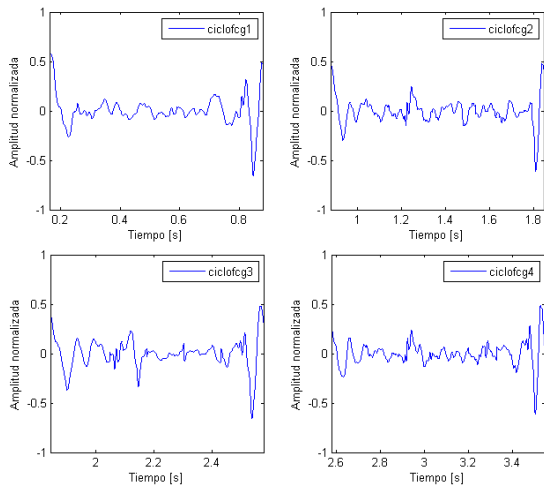


Figura 23. Resultado de la segmentación de FCG3 empleando la densidad de potencia obtenida de su STFT.

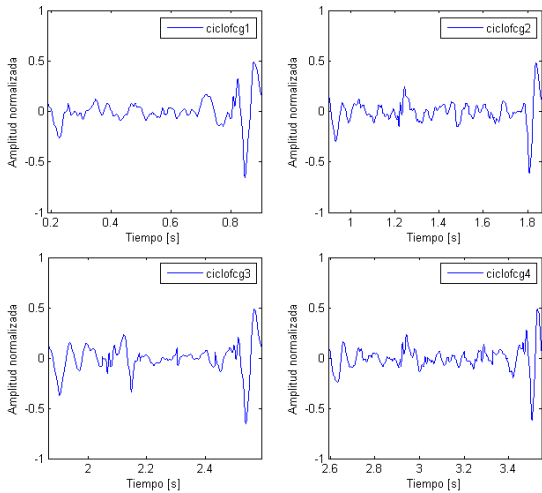


Figura 24. Resultado de la segmentación de FCG3 empleando la densidad de potencia obtenida de su transformada wavelet.

Comparación de la metodología propuesta con otra documentada

Se comparan los resultados obtenidos con el sistema de monitoreo implementado con las mediciones documentadas por Djebbari6, quien analizó un FCG de una persona sana mediante la STFT. Los resultados de esta comparación se muestran en la Tabla 1.

A partir de la Tabla 1 se puede ver que los valores obtenidos para las frecuencias de los sonidos principales S1 y S2 concuerdan con los valores que aparecen en la literatura.

VI. CONCLUSIONES

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

Los algoritmos implementados en este sistema para el filtrado y la cancelación de ruido de la señal fonocardiográfica reducen de manera sustancial la contribución del ruido causado por la respiración y movimientos del paciente, en adición al ruido del ambiente.

El procesamiento y extracción automática de las características temporales y espectrales de la señal acústica cardíaca 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 cardíaco y la ubicación del primer tono cardíaco, lográndose una correcta segmentación del fonocardiograma sin necesidad de métodos adicionales como la sincronización de la señal acústica con el electrocardiograma.

Característica	Análisis de la STFT	Análisis de la transformada wavelet	Análisis de la STFT (Djebbari y Bereksi, 2000)
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.

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 cardíaco. Además, otros métodos para la cancelación de ruido se pueden probar, por ejemplo la transformada wavelet. También se propone la integración de algoritmos para la extracción de parámetros cardiológicos para el diagnóstico de enfermedades valvulares, identificando principalmente a los componentes de S1, M1 y T1, y a S2.

REFERENCIAS

1. Watrous R., Grove D., Bowen D. "Methods and results in characterizing electronic stethoscopes" IEEE "Computers in cardiology", 2002; 29: 653-656.
2. Guyton A., Hall J. Tratado de fisiología médica. Décima Edición, McGraw Hill Interamericana (España), 2001.
3. Tavel M.E. "Cardiac auscultation. A glorious past – and it does have a future!". Circulation, 2006; 113: 1255-1259.
4. Várady P. "Wavelet-based adaptive denoising of phonocardiographic records". Proceedings of the 23rd IEEE-EMBS International Conference, Oct. 25-28, 2001; 2: 1846-1849.
5. Liang H. Lukkarinen S., Hartimo I. "Heart sound segmentation based on heart sound envelopegram". IEEE Computers in cardiology, 1997; 24: 105-108.
6. Djebbari A., Bereksi F. "Short-time Fourier transform analysis of the phonocardiographic signal". Proceedings of the International Conference on Electronics, Circuits and Systems, Dec. 17-20, 2000; 2: 844-847.
7. Rajan S., Budd E., Stevenson M., Doraiswami R. "Unsupervised and uncued segmentation of the fundamental heart sounds in phonocardiography using a time-scale representation". Proceedings of the 28th IEEE-EMBS International Conference, Aug. 30 – Sept. 3, 2006; 3732-3735.
8. Johnson J., Hermann D., Witter M., Cornu E., Brennan R., Dufaux A. "An ultra-low power subband-based electronic stethoscope". Proceedings of the International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing, May 14-19, 2006; 3: 1156-1159.
9. Unser M., Aldroubi A. "A review of wavelets in biomedical applications". Proceedings of the IEEE, 1996; 84(4): 626-638.
10. Lukkarinen S., Sikio K., Noponen A., Angerla A., Sepponen R. "Novel software for real-time processing of phonocardiographic signal". Proceedings of the 19th IEEE-EMBS International Conference", Oct. 30 - Nov. 2, 1997; 4: 1455-1457.