

Procesamiento de señales biomédicas como apoyo al diagnóstico médico

Rodríguez Elías Juan Luis, *Lic. En Ingeniería en Comunicaciones y Electrónica, Universidad de Guanajuato, Campus IRAPUATO-SALAMANCA, Área de Procesamiento Digital de Señales.*

Resumen—El siguiente documento trata sobre un estudio de las técnicas de filtrado digital de señales médicas, al igual que el uso de distintas técnicas que son útiles cuando se quiere suavizar, realzar, detectar o minimizar los efectos de algún fenómeno en particular, presentes en dichas señales, para un análisis más profundo de los efectos que puede tener un ataque cardíaco en una persona sana. Dichas técnicas son la aplicación del espectrograma y el uso de funciones que permiten simular ventanas digitales. Este estudio fue implementado con una serie de algoritmos en Matlab como herramienta matemática útil en el procesamiento digital de señales. Estos algoritmos son capaces de ser utilizados para cualquier tipo de señales únicamente modificando ciertos parámetros de los arreglos introducidos, proporcionando así, una manera interactiva en que el usuario pueda analizar los distintos cambios que ocurren en las señales por más pequeños que sean.

Palabras clave— electrocardiograma, filtros digitales, filtro pasa bajas, filtro pasa altas, filtro pasa bandas, filtro rechaza bandas, ruido, espectrograma, ventanas digitales.

I. INTRODUCCIÓN

Con el paso de los años y el avance de las tecnología se han descubierto nuevas formas para mejorar la calidad de vida de las personas. Antes la mayoría de la responsabilidad recaía en ciencias como la medicina, pero gracias al apoyo de otras como la ingeniería y el procesamiento digital esa responsabilidad resultar ser compartida y proporciona un mejor análisis y diagnóstico para el tratamiento de distintos padecimientos como los ataques cardíacos, las arritmias cardíacas, arterias obstruidas, ataques cardíacos posteriores y anteriores, entre otros.

Para dichos estudios, se requieren técnicas avanzadas en el área como el filtrado digital.

El concepto de filtros ha sido parte integral de la evolución de las ingenierías desde sus inicios. Varios logros tecnológicos no habrían sido posibles sin los filtros eléctricos. Debido al predominante papel de los filtros, se han realizado muchos esfuerzos en relación con la teoría, el diseño y la construcción de filtros; muchos artículos y libros se han escrito acerca de ellos [1].

El término filtro se puede definir como: Cualquier sistema que discrimina o modifica lo que pasa a través de él de acuerdo con alguno de los atributos de la entrada [3].

Es común que la información de interés esté codificada en los componentes sinusoidales que forman la señal, debido a la naturaleza oscilatoria de muchos fenómenos físicos [4].

Muchas veces la forma de la señal en el tiempo no es relevante, sino que la información clave está en la frecuencia, amplitud y fase de los componentes sinusoidales. Para ello es indispensable el uso de ventanas y el análisis espectral de las señales.

II. MOTIVACIÓN

El paso de los años en la tecnología, la ciencia y la ingeniería han permitido ampliar de manera significativa sus campos de alcance e investigación llegando a especialidades tan importantes para el ser humano como lo es la medicina.

Entre las enfermedades más importantes en los últimos años que causan muertes repentinas están las cardiovasculares, pasando la cifra de más de 15 millones anuales a nivel mundial.

Según la Sociedad Española de cardiología (SEC), las enfermedades cardiovasculares se dividen en: reumáticas, hipertensivas, cardiopatías isquémicas, insuficiencia cardíaca, cerebro vasculares y arritmias [7].

Dicha investigación provee un amplio rango de contribución en la mejora de la calidad de vida de las personas y contribuye a la ciencia en general para poder apreciar en una distribución de tiempo y frecuencia la arritmia cardíaca de una manera no invasiva que fue el objetivo principal de dicho trabajo.

III. MARCO TEÓRICO

En el cuerpo humano se producen una amplia variedad de señales de carácter eléctrico. Dichas señales provocadas por actividad química, la cual se presenta en nervios y músculos que lo conforman.

Uno de los órganos principales encargados de dar vida al ser humano es el corazón y este genera un patrón característico de variaciones de voltaje. El registro de estos eventos es de suma importancia, ya que, desde el punto de vista de la práctica clínica y la investigación, los potenciales que se generan a nivel celular constituyen una prueba física para valorar la condición del corazón.

Dicha prueba física (no invasiva) es realizada con ayuda del electrocardiograma (ECG).

La prueba con ECG se usa para evaluar el estado del sistema de conducción del corazón, el del músculo, y también, en forma indirecta, la condición de este órgano como una bomba y la aparición de ritmos patológicos causados por daño al tejido de conducción de las señales eléctricas, u otros trastornos no cardíacos. El ECG es la representación gráfica de la actividad

bioeléctrica del músculo cardíaco, por lo que un equipo de registro de ECG (electrocardiógrafo) es comparable a un voltímetro que realiza una función de registrador [7].

A. Componentes del electrocardiograma

El trazo normal del ciclo cardíaco consta de una onda P (señal eléctrica que corresponde a la despolarización auricular), un complejo QRS (corriente eléctrica que causa la contracción de los ventrículos derecho e izquierdo, también llamada despolarización ventricular) y una onda T (polarización de los ventrículos). En un 50% de los casos también es posible que se vea una pequeña onda U (onda normalmente invisible).

El voltaje de la línea base del electrocardiograma también es conocido como isoeletrica o línea basal. Por lo general, la línea isoeletrica es la porción de trazo que sigue a la onda T y precede a la siguiente onda P [7].

La señal del electrocardiograma capturada es tan débil que se encuentra muy contaminada por ruido, en este caso por lo general de 60 Hz procedente de la red eléctrica. Además, dicha señal adquirida también se mezcla con diversos fenómenos de artefactos de baja frecuencia generados por la respiración del paciente y otras causas. Existe también una perturbación electromagnética adquirida por el sistema amplificador llamado ruido blanco.

El estudio del ECG permite al especialista conocer el estado del corazón, ya que las alteraciones de su funcionamiento se reflejan en modificaciones del ECG normal [7].

Para un individuo sano, un período del electrocardiograma comprende los elementos mostrados en figura 1.

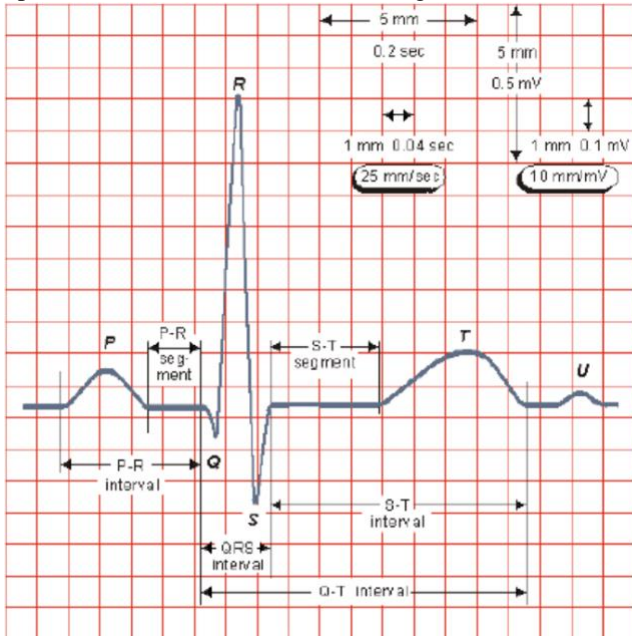


Fig. 1. Señal ECG persona sana.

Los filtros ideales son selectores de frecuencia que permiten el paso sin distorsión de las componentes espectrales comprendidas en la o las bandas de paso, anulando completamente las componentes ubicadas fuera de ellas.

A. Filtro pasa bajas

Permite el paso de las frecuencias menores que cierta frecuencia ω_c , denominada frecuencia de corte (o frecuencia superior de corte) y bloquea las mayores, como se muestra en la figura 2.

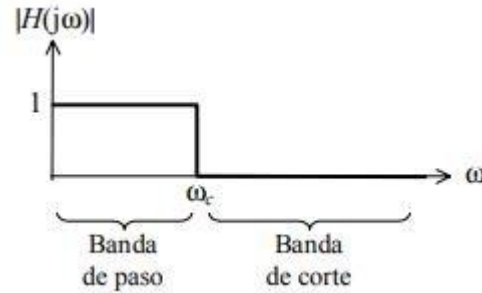


Fig. 2. Características de un filtro pasa bajo.

B. Filtro pasa alto

Permite el paso de las frecuencias mayores que cierta frecuencia ω_c , también denominada frecuencia de corte (o frecuencia inferior de corte), y bloquea las menores. La respuesta se muestra en la figura 3.

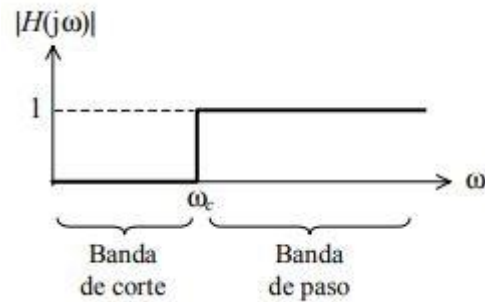


Fig. 3. Características de un filtro pasa alto.

C. Filtro pasa banda

Permite el paso de las frecuencias comprendidas entre dos frecuencias ω_1 y ω_2 ($\omega_1 < \omega_2$), denominadas frecuencia inferior de corte y frecuencia superior de corte, bloqueando las restantes (figura 4).

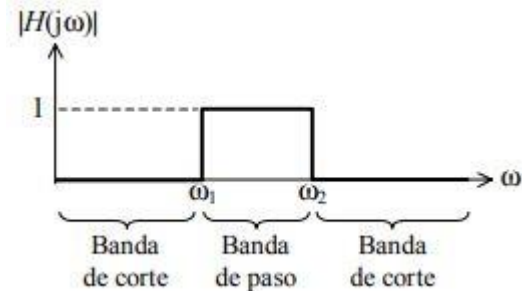


Fig. 4. Características de un filtro pasa banda.

D. Filtro rechaza banda

Bloquea las frecuencias comprendidas entre las frecuencias de corte ω_1 y ω_2 , dejando pasar las restantes. Observe figura 5.

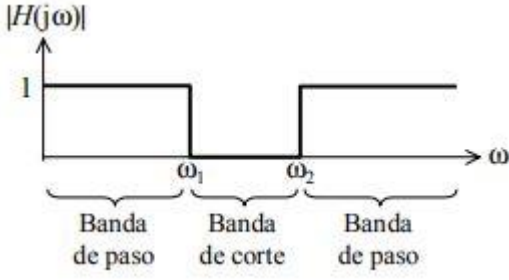


Fig. 5. Características de un filtro rechaza banda.

E. Ruido en una señal

Definimos al ruido como todo aquello en un conjunto de datos, señal, imagen o información en general, que no es de interés (se decide que “no es de interés” o es irrelevante), y/o degrada o distorsiona la señal (datos, etc.) de interés, la contamina, y/o impide o limita el estudio o uso de tal información (estorba) [5].

$$f[t] = x[t] + n[t] \quad (1)$$

Dónde $f[t]$ es la señal de salida, $x[t]$ la señal de entrada y $n[t]$ el ruido.

El ruido tiene una relación en frecuencia conformada por el espectro de Fourier (2).

$$|F[\omega]|^2 = |X[\omega]|^2 + |N[\omega]|^2 \quad (2)$$

Dónde $F[\omega]$ es el espectro de la señal, $X[\omega]$ la relación entre las frecuencias bajas y $N[\omega]$ las frecuencias del ruido (altas frecuencias).

F. Ventana digital

Para poder detectar los efectos frecuenciales en una señal se aplican ventanas digitales que permiten segmentar señales en presencia de ruido y distintos tipos de señales aleatorias.

Existen distintos tipos de ventanas que cuentan con distintas cualidades matemáticas que permiten resaltar distintas características de una señal.

La ventana rectangular, ocasionalmente llamada ventana uniforme o boxcar, para N muestras viene dada por la expresión (3)

$$w_{rect}[n] = \begin{cases} 1, & n = 1, 2, \dots, N-1 \\ 0, & \text{resto} \end{cases} \quad (3)$$

La ventana de hamming, en honor a su creador Richard Hamming, viene dada por la siguiente expresión (4)

$$w_{hamm}[n] = \begin{cases} 0.54 + 0.46 \cos\left(\frac{2\pi n}{N}\right), & n = 0, 1, 2, \dots, N-1 \\ 0, & \text{resto} \end{cases} \quad (4)$$

La ventana de Hann aparece frecuentemente como la ventana de Hanning, en antagonía a la ventana de Hamming. Observe

(5).

$$w_{hann}[n] = \begin{cases} 0.5 + 0.5 \cos\left(\frac{2\pi n}{N}\right), & n = 0, 1, 2, \dots, N-1 \\ 0, & \text{resto} \end{cases} \quad (5)$$

La ventana gaussiana o Weierstrass, se basa en el principio de incertidumbre o límite de Gabor, el cual establece que no es posible conocer simultáneamente con exactitud a la señal y la transformada de Fourier asociada a esta señal, es decir, es decir, no se puede tener alta resolución temporal y frecuencial al mismo tiempo. Observe (6).

$$w_{gauss}[n] = \begin{cases} \exp\left[-\frac{1}{2}\left(2\alpha \frac{n\pi}{N}\right)^2\right], & |n| \leq \frac{N}{2} \\ 0, & \text{resto} \end{cases} \quad (6)$$

La ventana de Parzen, también llamada ventana de la Vallée-Poussin, usualmente suele confundirse con la ventana de Bartlett (ventana triangular), sin embargo, esta ventana es una aproximación cúbica de la ventana gaussiana. El modelo matemático para esta aproximación viene dado por la siguiente expresión (7).

$$w_{parz}[n] = \begin{cases} 1 - 24\left(\frac{n}{N}\right)^2 + 48\left(\frac{|n|}{N}\right)^3, & 0 \leq |n| \leq \frac{N}{4} \\ 2\left[1 - \frac{2|n|}{N}\right]^3, & \frac{N}{4} \leq |n| \leq \frac{N}{2} \\ 0, & \text{resto} \end{cases} \quad (7)$$

La ventana exponencial o Poisson, es una familia de ventanas definidas por dos exponenciales decrecientes de la forma (8).

$$w_{exp}[n] = \begin{cases} \exp\left(-\alpha \frac{2|n-\frac{N}{2}|}{N}\right), & n = 0, 1, 2, \dots, N-1 \\ 0, & \text{resto} \end{cases} \quad (8)$$

La ventana de Kaiser es una función parametrizada en términos de la función de Bessel modificada de primera especie de orden cero (I_0). Esta función para una duración de tiempo, maximiza la energía en un ancho de banda, permitiendo variar las características de la Transformada de Fourier de dicha ventana, a través del parámetro α . La ventana de Kaiser se describe como (9).

$$w_{exp}[n] = \begin{cases} \exp\left(-\alpha \frac{2|n-\frac{N}{2}|}{N}\right), & n = 0, 1, 2, \dots, N-1 \\ 0, & \text{resto} \end{cases} \quad (9)$$

La ventana de Blackman proviene de una suma de cosenos relacionados armónicamente y escalados por los coeficientes a_m y luego sumados, estos son, $w[n] = \sum_{m=0}^M a_m \cos\left(\frac{2m\pi}{N}n\right)$. Existen dos expresiones para esta ventana, ya que al utilizar los coeficientes “exactos”, dicha ventana se conoce como la ventana de Blackman exacta y es descrita por la expresión (10) - (11).

$$w_{blackex}[n] = \begin{cases} \frac{7938}{18608} + \frac{9240}{18608} \cos\left(\frac{2\pi n}{N}\right) + \frac{1430}{18608} \cos\left(\frac{4\pi n}{N}\right), n = 0, 1, 2, \dots, N-1 \\ 0, \text{ resto} \end{cases} \quad (10)$$

$$w_{blackex}(e^{j\omega})e^{-j\frac{(N-1)\omega}{2}} = \left\{ \frac{715}{18608} e^{j\frac{2\pi}{N} \frac{\sin(\frac{N\omega}{2} + 2\pi)}{\sin(\frac{\omega}{2} + \frac{2\pi}{N})} + \frac{4620}{18608} e^{j\frac{2\pi}{N} \frac{\sin(\frac{N\omega}{2} + \pi)}{\sin(\frac{\omega}{2} + \frac{\pi}{N})} + \frac{7938}{18608} \frac{\sin(\frac{N\omega}{2})}{\sin(\frac{\omega}{2})} + \frac{4620}{18608} e^{-j\frac{2\pi}{N} \frac{\sin(\frac{N\omega}{2} - \pi)}{\sin(\frac{\omega}{2} - \frac{\pi}{N})} + \frac{715}{18608} e^{-j\frac{2\pi}{N} \frac{\sin(\frac{N\omega}{2} - 2\pi)}{\sin(\frac{\omega}{2} - \frac{2\pi}{N})} \right\} \quad (11)$$

G. Espectrograma

El espectrograma forma parte de una representación visual que nos permite diferenciar variaciones de intensidad y de frecuencia a lo largo de un periodo de tiempo.

Por lo general cada eje del espectrograma se visualiza de cierta manera, ejemplo el tiempo denotado por el eje horizontal que va de izquierda a derecha y el eje vertical denotando las frecuencias.

IV. DESARROLLO

El desarrollo de dicho trabajo se realizó en distintas etapas que conllevaron el uso de MATLAB como herramienta de programación que permite trabajar con distintas señales, en este caso señales de ECG (Electrocardiograma).

La primera etapa fue la adquisición y visualización en tiempo de distintas señales incluidas en una base de datos, las cuales muestran los estudios del corazón de pacientes que presentan alguna clase de anomalía en los latidos del corazón. Dicha adquisición fue realizada con ayuda de programación en MATLAB. Observe Figura 6 con el ejemplo de una de las señales adquiridas en MATLAB.

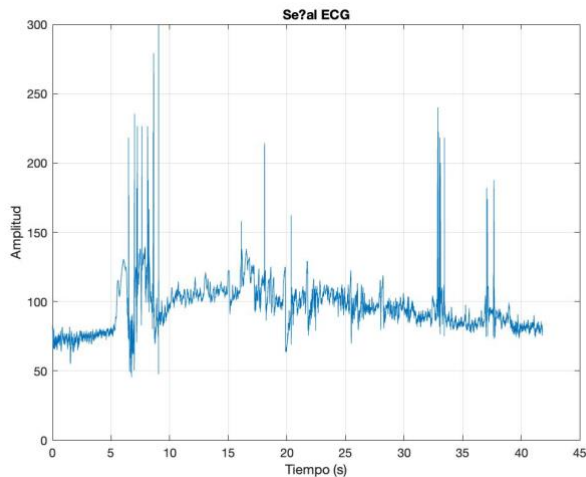


Fig. 6. Adquisición de señal ECG graficada en tiempo.

Para la continuación de dicha investigación en dicha etapa se requirió del uso de una función en MATLAB para restar el promedio de todos los valores de la señal mostrada en Figura 6 para remover cualquier tipo de componente en DC que pueda tener.

Después mediante la Transformada rápida de Fourier en Matlab (fft), se obtuvo la transformada de Fourier de la señal (ya sin componente en DC), para posterior obtener su frecuencia normalizada y poder obtener correctamente una grafica que represente la Transformada rápida de Fourier. Observe Figura 7.

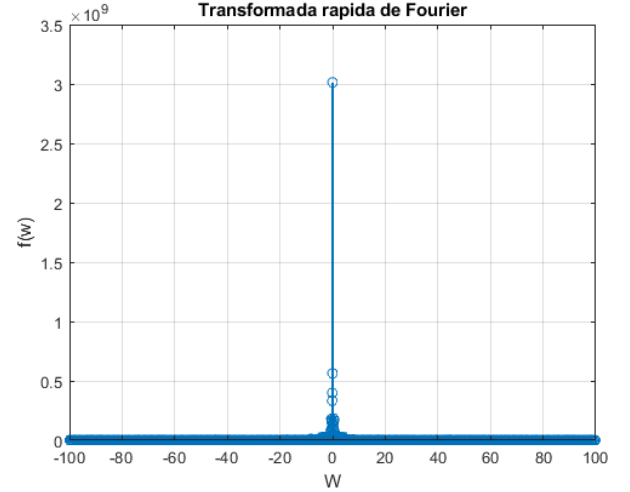


Fig. 7. Transformada de Fourier de señal de ECG en puntos.

Para poder analizar a detalle los cambios abruptos en una señal, específicamente sus picos de intensidad, se requiere del uso de una medida de magnitud como el decibelio para poder dar un diagnóstico frecuencial más preciso y como apoyo en uno de los procesos de dicho que se realizaron en dicho estudio como lo es el filtrado frecuencial; específicamente escoger frecuencias de corte mucho más precisas.

Dicho proceso fue realizado con ayuda de una función en MATLAB (*mag2db*) para obtener la misma gráfica de la Transformada rápida de Fourier pero ahora en decibelios y con ello se observó si existía información que en la Figura 7 no pudiera denotar en el momento. Observe Figura 8.

8.97 cm

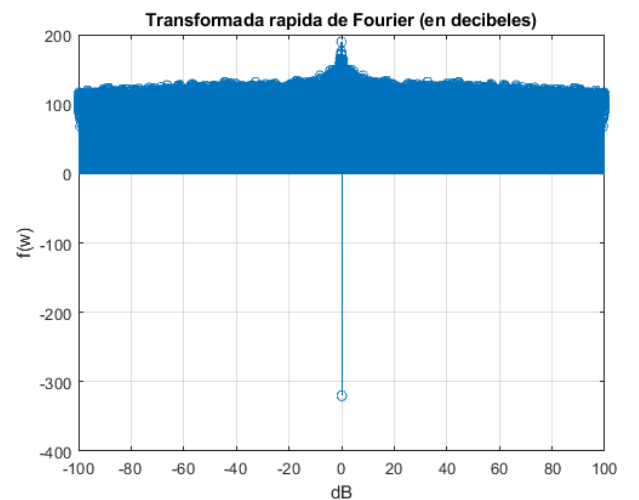


Fig. 8. Espectro de Fourier en decibelios.

La siguiente etapa se basó en el uso de filtros digitales previamente programados y probados para con ellos definir

cualesquiera que sirvieran para dicha investigación. Los filtros utilizados son el filtro pasa bajos, filtro pasa altos, filtro pasa bandas y filtro rechaza bandas. Para la aprobación de dichos filtros se aplicaron a la misma señal ECG que se viene mostrando en Figura 6. Observe Figura 9, Figura 10, Figura 11 y Figura 12.

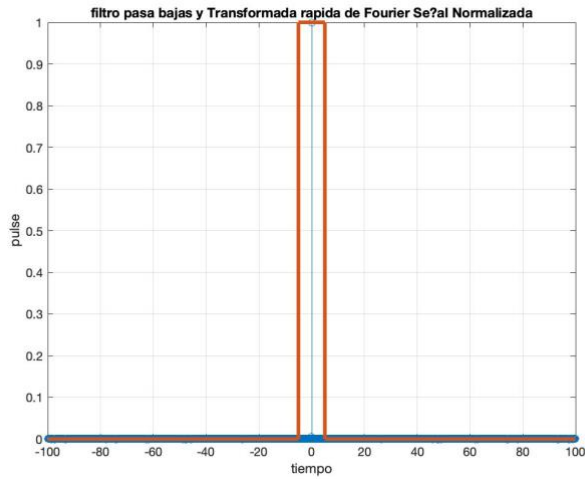


Fig. 9. Filtro pasa bajos con frecuencia de corte de 5.4 Hz, dónde la señal de color azul es la grafica de la transformada rápida de Fourier y la señal roja el filtro.

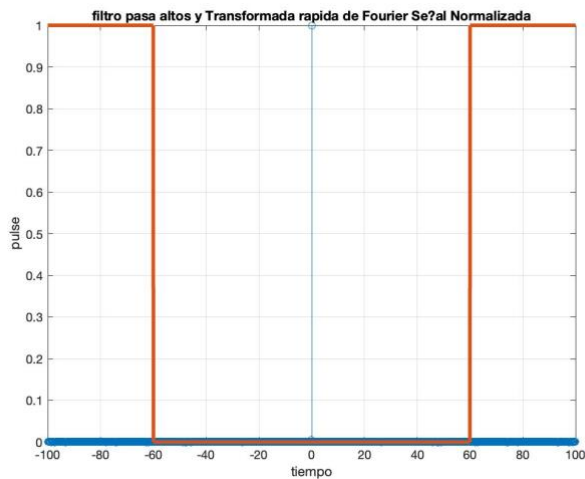


Fig. 10. Filtro pasa altos con frecuencia de corte de 60 Hz, dónde la señal de color azul es la grafica de la transformada rápida de Fourier y la señal roja el filtro.

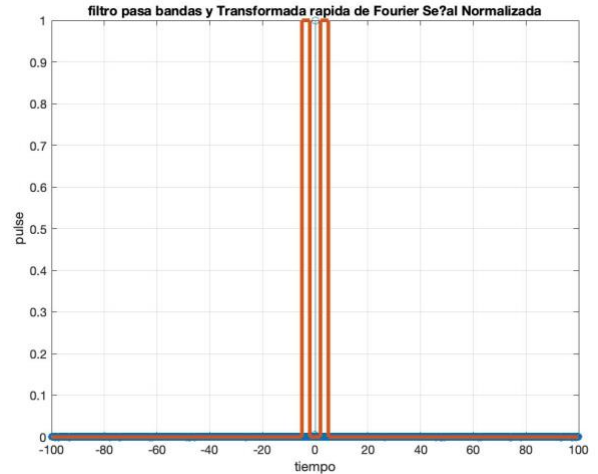


Fig. 11. Filtro pasa bandas con frecuencia de corte de 2 Hz y 5 Hz, dónde la señal de color azul es la grafica de la transformada rápida de Fourier y la señal roja el filtro.

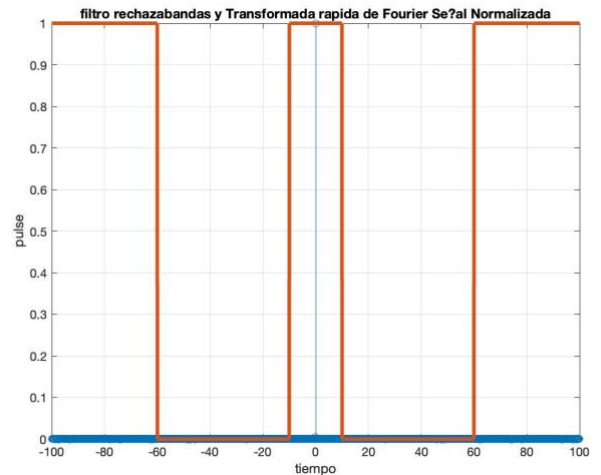


Fig. 12. Filtro pasa rechaza bandas con frecuencia de corte de 10 Hz y 60 Hz, dónde la señal de color azul es la grafica de la transformada rápida de Fourier y la señal roja el filtro.

V. RESULTADOS

Debido a que, como ya mencionado, el ruido puede provenir de distintos medios, se proponen distintos tipos de filtrado para mejorar las condiciones de la señal.

A. Respuesta del filtrado

Al realizar distintas pruebas y escoger la respuesta de uno de los filtros, para dicho caso el filtro pasa bajos, se obtuvo el siguiente resultado de la Transformada rápida de Fourier ya de la señal filtrada y la señal en tiempo para su análisis. Observe Figura 13.

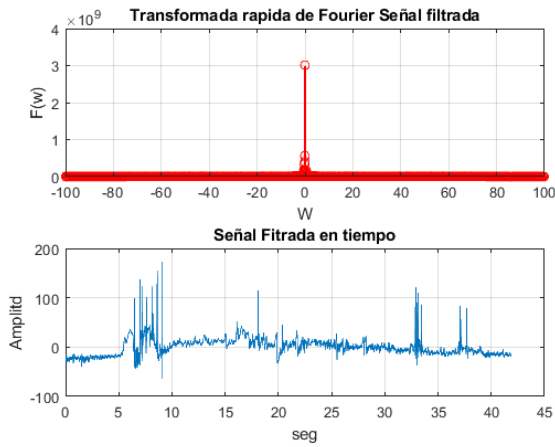


Fig. 13. Transformada rápida de Fourier de señal filtrada (con filtro pasa bajos y frecuencia de corte de 75 Hz) y señal filtrada en tiempo.

Finalmente, teniendo dicha señal resultante, por decirse de alguna manera, “limpia”, se hizo el uso de funciones en MATLAB para denotar los comportamientos y resaltar la información e intensidad que dicha señal nos entrega. Estas funciones son el espectrograma y el uso de ventanas para analizar la señal en tramos de frecuencia específicos.

B. Aplicación de ventaneado y espectrograma

Con ayuda de funciones programadas en MATLAB (*spectrogram*) y la definición de parámetros para el ventaneado, se propusieron distintos tipos de ventanas con diferentes tamaños y a esto se le aplicó la función de espectrograma para su visualización.

Se escogieron dichas ventanas en base a la descripción de cada una de ellas en la sección de *Marco teórico* y son la ventana rectangular, ventana triangular, ventana hamming y ventana gaussiana. Observe Figura 14, Figura 15, Figura 16 y Figura 17.

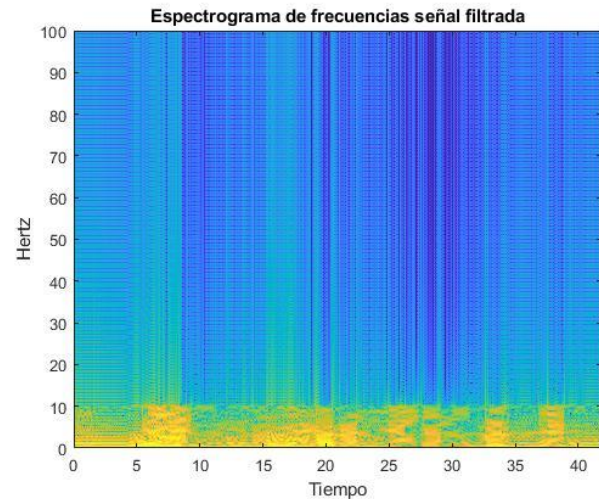


Fig. 14. Ventaneo y espectrograma de señal ECG con ventana rectangular y tamaño de ventana de 256. Frecuencia de muestreo de 200 Hz y número de muestras de 8368.

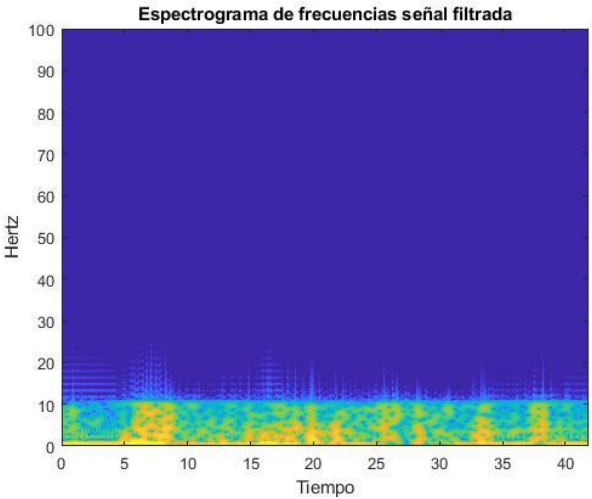


Fig. 15. Ventaneo y espectrograma de señal ECG con ventana triangular y tamaño de ventana de 256. Frecuencia de muestreo de 200 Hz y número de muestras de 8368.

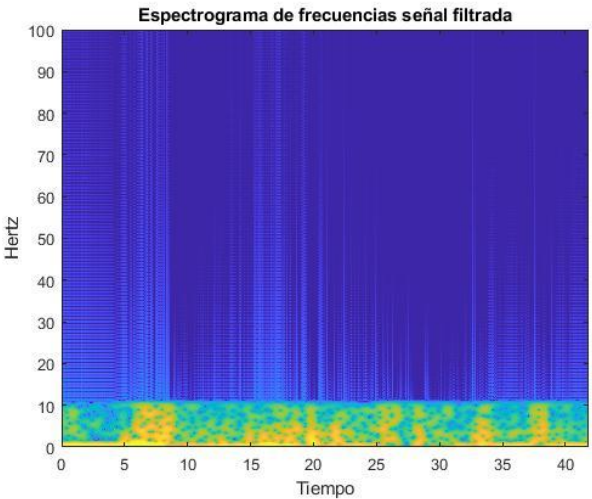


Fig. 16. Ventaneo y espectrograma de señal ECG con ventana hamming y tamaño de ventana de 256. Frecuencia de muestreo de 200 Hz y número de muestras de 8368.

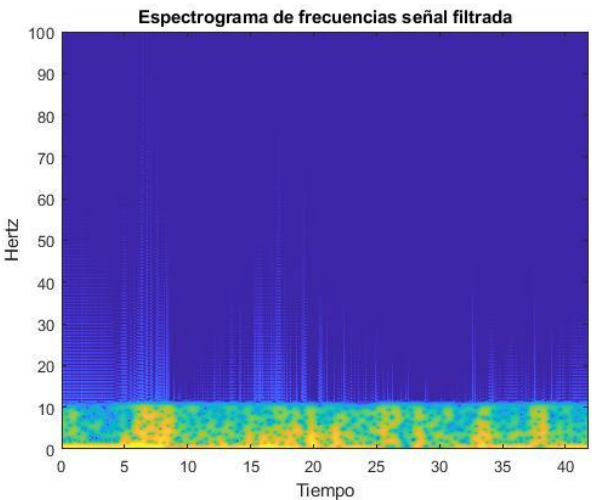


Fig. 17. Ventaneo y espectrograma de señal ECG con ventana gaussiana y tamaño de ventana de 256. Frecuencia de muestreo de 200 Hz y número de muestras de 8368.

En general, se realizaron y documentaron distintos tipos de pruebas con cada uno de los filtros descritos, al igual que con las diferentes señales de la base de datos, variando la frecuencia de corte de cada uno de ellos y el tipo de ventana y el tamaño de ventana.

VI. CONCLUSIÓN

Gracias a las herramientas presentadas y al trabajo continuo en esta investigación, se pudo representar en este documento las técnicas de filtrado basadas en modelos matemáticos como la convolución y la transformada de Fourier con ayuda de un algoritmo implementado en Matlab, al igual que un análisis frecuencia y en tiempo que permita visualizar cualquier tipo de cambio por muy pequeño que sea en dichas señales.

De estos procesos realizados se puede concluir que ya se tiene un análisis más certero donde se concentran y representan dichas cambios y fenómenos anormales que permitan dar un diagnostico no invasivo para un paciente que presente algún tipo de enfermedad mencionada en las primeras secciones del documento.

En distintos casos de fenómenos que involucren señales, los cambios más significativos se dan en frecuencias bajas o muy bajas, ejemplo claro es el mostrado en este documento.

Dicha investigación continúa en pie y da origen a que existan investigaciones más propias y certeras para detectar esta clase de fenómenos y así poder contribuir en ciencias tan serias y delicadas que prueban con la salud de la gente como lo son la medicina.

Esto a futuro abrirá una brecha muy grande para que las personas con dichos problemas de salud tengan una mejor calidad de vida y un diagnóstico más certero, y, sobre todo, de una manera no invasiva.

REFERENCIAS

- [1] Charles-K., A. y Sadiku-N., M., Fundamentos de circuitos eléctricos, 3a ed., Mc Graw Hill, España, pp. 614-650, 2006.
- [2] Mayer-Baese, U., Digital Signal Processing with Field Programmable Gate Arrays, 3a ed., Springer: Estados Unidos, pp. 165-209., 2007.
- [3] Martínez M., Gómez L., Serrano A.J., Vila J. y Gómez J., Introducción a los filtros digitales, Escuela Técnica Superior de Ingeniería, Departamento de Ingeniería Electrónica, España, pp. 1- 2, 2010.
- [4] Rocamora M. y Jure L., Introducción a la teoría del Procesamiento Digital de Señales de Audio, Escuela Universitaria de Música, Estudio de Música de Electroacústica, Uruguay, pp. 1-3, 2011.
- [5] Marqués, F., J., "Ruido," Tutorías, Universidad Autónoma de México UNAM., México, pp. 2., 2014.
- [6] Proakis J, Manolakis D. Digital Signal Processing. New Jersey, USA: Prentice Hall, 2007.
- [7] Lorenzo, J., "Análisis de señales electrocardiográficas usando técnicas de Procesamiento Digital", Trabajo final, Universitat Oberta de Catalunya., España, pp. 6-12, 2015.