

ANÁLISIS DE ESQUEMAS DE FILTRADO ANALOGO PARA SEÑALES ECG

Analog Filtering Schemes Analysis for ECG Signals

RESUMEN

En este trabajo, se realizó una caracterización de la señal electrocardiográfica para comprender como se obtiene, de donde proviene y sus componentes (onda P, complejo QRS, onda T, intervalos y segmentos), que representan las diversas etapas del ciclo cardiaco. Además, se describieron y simularon los tipos de perturbaciones que pueden afectar a una señal electrocardiográfica. En la práctica, se diseñaron e implementaron filtro pasa-bandas analógico con conexión en cascada de filtros pasa-bajos y filtros pasa-altos con el fin de eliminar las perturbaciones más conocidas presentes en la señal electrocardiográfica.

PALABRAS CLAVES: Señal electrocardiográfica, filtros análogos, filtro pasa-banda, filtro pasa-bajos, filtro pasa-altos

ABSTRACT

In this work, it is presented a characterization of the electrocardiographic signal in order to comprehend how to obtain it, its origins and its components (P wave, QRS complex, T wave, segments and intervals), as different stages of the cardiac cycle. Besides, there are described and simulated different kinds of perturbations affecting electrocardiographic signals. In practice, there are presented designs and implementations of band-pass analog filters connected as a cascade of low-pass and high-pass filters, aiming to eliminate several well-known perturbations distorting electrocardiographic signals.

KEYWORDS: Electrocardiographic signal, analog filters, band-pass filter, high-pass filter, low-pass filter.

LEYDY LAURA ÁLVAREZ E.

Tecnóloga en Electricidad
Estudiante de Ingeniería Industrial
Universidad Tecnológica de Pereira
llauraalvarez@gmail.com

RICARDO HENAO

Ing. Electrónico, M.Sc.
Profesor Auxiliar
Universidad Tecnológica de Pereira
rhenao@utp.edu.co

EDISON DUQUE

Ing. Electrónico, M.Sc. (c)
Profesor Asistente
Universidad Tecnológica de Pereira
eduque@utp.edu.co

1. INTRODUCCIÓN

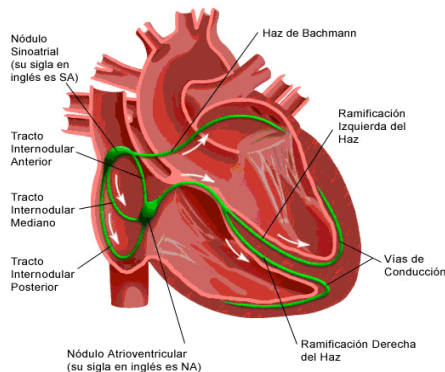


Figura 1. Sistema Eléctrico del corazón.

La señal electrocardiográfica (ECG), es un estímulo eléctrico que viaja a través de las vías de conducción (de forma similar al paso de la corriente eléctrica por los cables desde la central eléctrica hasta nuestras casas) y hace que las cavidades del corazón se contraigan y bombeen la sangre hacia fuera. Las aurículas derecha e izquierda (las dos cavidades superiores del corazón) son estimuladas en primer lugar y se contraen durante un breve período de tiempo antes de que lo hagan los ventrículos derecho e izquierdo (las dos cavidades inferiores del corazón) (ver figura 1).

El impulso eléctrico viaja desde el nódulo sinusal hasta el nódulo atrioventricular (AV), donde se retrasan los impulsos durante un breve instante, y después continúa por la vía de conducción a través del haz de His hacia los ventrículos. El haz de His se divide en la rama derecha y en la rama izquierda, para llevar el estímulo eléctrico a los dos ventrículos. [1]

1.1 Descripción de la señal ECG

El patrón de la señal de ECG está compuesto por los siguientes segmentos [4]:

- **Onda P:** Representa la despolarización o contracción de las aurículas impulsando la sangre hacia los ventrículos [3]. Su duración normal es de 0.1s.
- **Complejo QRS:** Representa la despolarización de los ventrículos. Está formado por las ondas Q, R y S (ver figura 2). Su duración normal es aproximadamente igual a 100ms.
- **Onda T:** Representa la repolarización de los ventrículos. La onda T normal es asimétrica en sus ramas y está redondeada en su vértice.
- **Onda U:** Tiene un origen fisiológico poco claro, se piensa que esta onda se produce por la repolarización del sistema de conducción intraventricular [3].

- **Intervalo PR:** Refleja en parte, el tiempo de conducción auriculoventricular e incluye el tiempo necesario para la despolarización auricular. Normalmente resulta ser isoelectrico [3].
- **Intervalo ST:** Representa el tiempo que los ventrículos permanecen en estado activado y en el que puede iniciarse la repolarización ventricular.
- **Intervalo RR:** Corresponde al intervalo de tiempo entre la onda R de un complejo QRS y la onda R del siguiente complejo QRS, representando la frecuencia cardiaca por minuto con un ritmo ventricular regular [3].

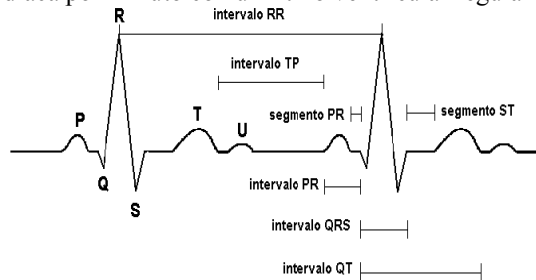


Figura 2. Esquema de las Ondas del electrocardiograma ECG [3].

1.2 Derivaciones del Electrocardiograma

Un ECG normal esta compuesto por doce derivaciones diferentes que se dividen en tres grupos [7]:

a. Derivaciones Bipolares de las Extremidades:

Registran la diferencia de potencial eléctrico entre dos puntos:

- Derivación I: entre brazo izquierdo (+) y brazo derecho (-).
- Derivación II: entre pierna izquierda (+) y brazo derecho (-)
- Derivación III: entre pierna izquierda (+) y brazo izquierdo (-).

b. Derivaciones Monopolares de los Miembros:

Registran las variaciones de potencial de un punto con respecto a otro que se considera con actividad eléctrica 0. Se denominan aVR, aVL y aVF donde la primera letra significa aumento y se obtiene al eliminar el electrodo negativo dentro del propio aparato de registro, V denomina el vector y R (derecha), L (izquierda) y F (pie) según el lugar donde se coloque el electrodo positivo (ver figura 3).

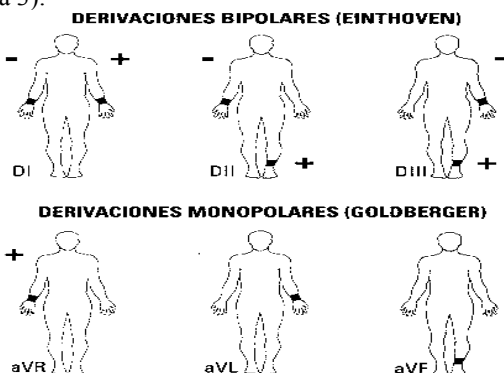


Figura 3. Colocación de los electrodos de miembros para obtener las derivaciones bipolares (Einthoven) o monopolares (Goldberger) [8].

c. Derivaciones Precordiales:

De acuerdo a la figura 4, el electrodo se coloca en: V1: Cuarto espacio intercostal derecho, línea paraesternal derecha. V2: Cuarto espacio intercostal izquierdo, línea paraesternal izquierda. V3: simétrico entre V2 y V4. V4: Quinto espacio intercostal izquierdo, línea medioclavicular. V5: Quinto espacio intercostal izquierdo, línea anterior axilar. V6: Quinto espacio intercostal izquierdo, línea axilar media.

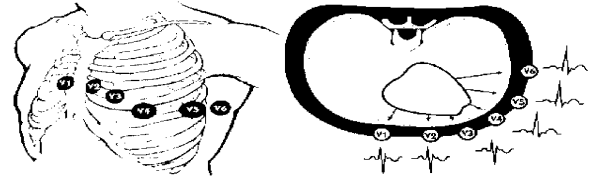


Figura 4. Localización de los puntos torácicos para la obtención convencional de las derivaciones precordiales desde una perspectiva frontal y transversal [8].

1.3 Perturbaciones en la señal Electrocardiográfica

Una perturbación, es una señal indeseable que puede alterar la señal original de ECG. En el contexto de señales electrocardiográficas, se consideran [4]:

a. Interferencia de línea de potencia:

Esta consiste en una señal de 60 Hz y sus armónicos, los cuales pueden ser modelados como sinusoides y combinaciones de sinusoides.

Parámetros típicos:

Amplitud - superior al 50% de la amplitud pico a pico del ECG.

b. Ruido por contacto de electrodos:

Es un ruido transitorio causado por las perdidas de contacto entre el electrodo y la piel, la cual efectivamente desconecta el sistema de medición del sujeto.

Parámetros típicos:

Frecuencia - 60Hz.

Constante de tiempo - cerca de 1s.

c. Artefactos de movimiento:

Estos son cambios transitorios en la señal ECG, causados por cambios en la impedancia electrodo-piel debido al movimiento del electrodo. La causa usual de los artefactos de movimiento son las vibraciones o movimientos del sujeto.

Parámetros típicos:

Duración - 100 ms a 500 ms.

Amplitud - 30% de la amplitud pico a pico del ECG.

d. Contracción muscular (electromiográfico, EMG):

La línea base de electromiograma esta usualmente en el rango de los micro-voltios y por lo tanto es generalmente insignificante. Las señales resultantes de la contracción muscular pueden ser asumidas como quiebres transitorios. Este ruido se puede apreciar con toda claridad en el espectro de la señal.

Parámetros típicos:

Desviación estándar - 10% de la amplitud pico a pico del ECG.

Duración - 50ms.

Contenido de frecuencia DC - 10kHz.

e. Desplazamiento de Línea base y Modulación de amplitud de ECG con respiración:

El desplazamiento de línea base por respiración puede ser representado como una componente sinusoidal en la frecuencia de respiración adherida a la señal ECG.

Parámetros típicos:

Variación de amplitud - 15% de la amplitud pico a pico del ECG.

Variación de línea base - 15% de la amplitud pico a pico del ECG.

Variación de frecuencia - 0.15 Hz a 0.3 Hz.

f. Ruido electro-quirúrgico:

Este destruye completamente el ECG y puede ser representado como una gran cantidad de sinusoides con frecuencias aproximadamente entre 100Hz y 900Hz.

Parámetros típicos:

Amplitud - 200% de la amplitud pico a pico del ECG.

Duración - 1s a 10s.

2. FILTROS ACTIVOS

Los filtros activos proporciona una gran amplificación de la señal de entrada (ganancia) y una impedancia de entrada muy grande, lo que es importante al trabajar con señales muy débiles, además, facilitan el diseño de filtros complejos mediante la conexión en cascada de etapas simples [8]. La respuesta de los filtros activos está caracterizada por una función de transferencia que puede tomar muchas formas dependiendo del tipo de filtro (pasa-bajos, pasa-altos, pasa-banda y rechaza-banda) y la familia de funciones empleada (Bessel, Butterworth, Chebyshev, etc.) [9]. En este caso se emplearon filtros Butterworth.

Función de Butterworth: para su aproximación se escoge una función de magnitud cuadrática $|H(j\omega)|^2$ que satisfaga el criterio de función máximamente plana en $\omega = 0$. Para proporcionar la pendiente descendente en la característica de las frecuencias altas, se localizan los ceros de transmisión en infinito. Su respuesta en frecuencia es (filtro pasa-bajos):

$$|H(j\omega)|^2 = \frac{H_0^2}{1 + \left(\frac{\omega}{\omega_p}\right)^{2n}}$$

donde:

$|H(j\omega)|$: función de transferencia.

N: orden del filtro.

ω_p : frecuencia de corte (3 dB debajo de la ganancia nominal).

ω : frecuencia analógica compleja ($\omega=j\omega$).

3. FILTRADO DE LA SEÑAL ECG

Para el filtrado de la señal ECG, preliminarmente se comparó la respuesta en frecuencia de las funciones de transferencia de cada familia de los filtros y se observó que la función que brinda una ganancia lo mas plana posible es la Butterworth.

Para el diseño de los filtros Butterworth se utiliza el esquema y parámetros de la arquitectura Sallen-Key [11]:

$$R = \frac{1}{2\pi f_0 C} \quad (1) \quad K = 1 - \frac{R_f}{R} \quad (2)$$

donde:

K: Ganancia en la banda de paso

R_f: Resistencia de retroalimentación

f₀: Frecuencia de corte

C: Capacitor (se asume un valor comercial para el cálculo)

Diseño Filtro Pasa-Banda (BP): los criterios de diseño para el filtro son: ganancia unitaria, rango de frecuencia (0.05Hz – 100Hz) y ordenes 2, 4, 6. Para este diseño se utilizará la conexión en cascada de un filtro pasa-bajos (LP) con un filtro pasa-altos (HP), para facilitar su diseño e implementación. El esquema del filtro se muestra en la figura 5.

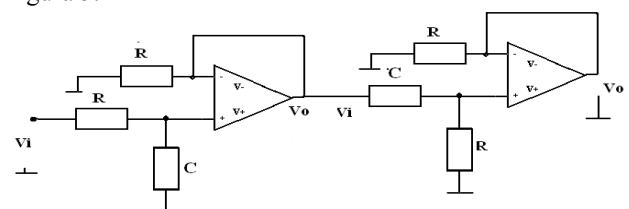


Figura 5. Esquema Sallen-Key tipo BP de orden 2.

Diseño Filtro Notch (RB): La función del filtro Notch es eliminar un determinado valor de frecuencia, en nuestro caso la frecuencia de 60Hz que es generada por la línea de potencia. El diagrama del circuito sin amplificador operacional (filtro pasivo) se muestra en la figura 6.

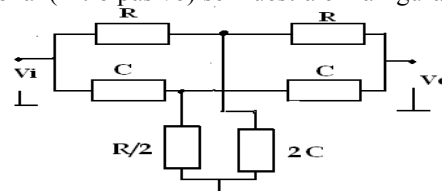


Figura 6. Esquema Filtro Notch

4. RESULTADOS EXPERIMENTALES

El protocolo empleado para realizar las pruebas es el siguiente:

- a. Señales limpias ECG de 1000 muestras obtenidas de la base de datos ST-T Europea [12], con una frecuencia de muestreo de 500Hz, la cual fue contaminada con las características que identifican las perturbaciones en la señal ECG, antes mencionadas en la sección 1.3 y utilizando derivaciones bipolares (ver sección 1.2).
- b. Tarjeta de adquisición National Instruments PCI-6221 con entradas y salidas en un rango de (-10,10) V. La

tarjeta permite enviar las 1000 muestras de señal ECG a los filtros reales y adquirirlas de nuevo.

c. Amplificadores operacionales TL084 (entradas JFET) y LM234 alimentados a $V_{cc} = \pm 15V$.

El diagrama del proceso utilizado se muestra en la figura 7. Inicialmente se toman las muestras limpias de ECG, se contaminan con ruido y se envían al filtro activo implementado con amplificadores operacionales. Posteriormente, se adquiere la salida del filtro y se comparan la señal original y la filtrada utilizando algún criterio.

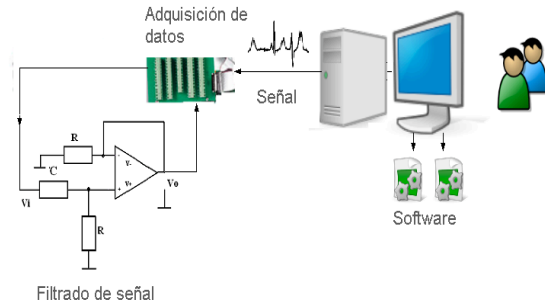


Figura 7. Proceso de Adquisición de la señal

A continuación se muestra en la figura 8, la señal ECG original y luego de ser filtrada utilizando en particular, un filtro pasa-banda de orden 6 (BP3).

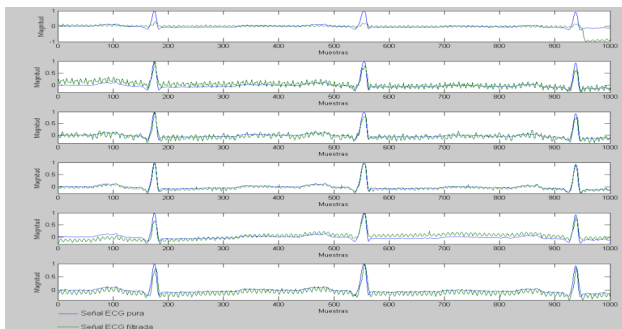


Figura 8. Señal ECG original (azul) y filtrada con un pasa-banda, orden 6 con frecuencia de corte entre 0.05 Hz y 100 Hz

El propósito de utilizar el criterio del Error Cuadrático Medio (MSE) es proveer respuestas confiables y eficientes de los resultados y determinar que tan apropiada es la aproximación implementada a la solución esperada. El MSE está definido como la raíz cuadrada de la sumatoria de la diferencia entre las variables reales y estimadas al cuadrado, sobre el número de muestras [12].

$$ECM = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (p_i - r_i)^2}{N}}$$

donde:

p: valor estimado

r: valor real

N: tamaño de la muestra

Para el análisis de las figuras se toma como referencia los filtros teóricos, para poder concluir que tipo de filtro real produce una mejor respuesta a los diferentes tipos de ruido, luego:

CON: ruido por contacto de electrodos.

ELQ: ruido por electroquirúrgico.

ELM: ruido por electromiográfico.

PLN: ruido por línea de potencia.

RES: ruido por respiración.

ART: ruido por contacto de artefactos.

Buf: datos adquiridos a través del seguidor de voltaje (referencia con respecto al amplificador operacional).

Ref: datos adquiridos usando conexión directa a la tarjeta de adquisición (valor de referencia).

Tn-f: filtros, T Tipo de filtro, n orden del filtro, y f frecuencia de corte del filtro.

BTn-f: filtros teóricos Butterworth (BT), n orden del filtro, y f frecuencia de corte del filtro (referencia teórica).

4.1 Filtros pasa-bajos

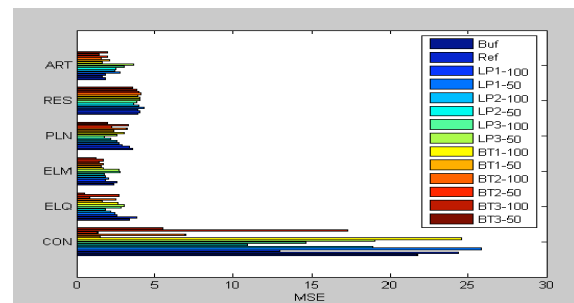


Figura 9. Filtros LP y MSE obtenidos de las señales en el tiempo

Ruido por contactos de electrodos, respiración y artefactos: estos tipos de ruido contienen frecuencias bajas, en este caso en particular no se espera ni se obtiene buena respuesta de los filtros. Por lo tanto, el hecho de que LP2-50Hz se comporte mejor es más bien una coincidencia que un resultado consistente.

Ruido por electroquirúrgico y electromiográfico: en estos tipos de ruido se puede observar que el filtro teórico BT3-50Hz es el de mejor respuesta, y entre los filtros reales el que mejor responde es el filtro LP2-50Hz, que al ser comparados con las referencias, se puede observar que el ruido Electroquirúrgico y Electromiográfico disminuyen con el orden del filtro lo que indica que este filtro es apropiado, además, los filtros teóricos confirman el resultado. Sin embargo, no es claro por que para los filtros de tercer orden el error aumenta.

Ruido por línea de potencia: El filtro teórico LP3-50Hz es el de mejor respuesta y entre los filtros reales el que mejor responde es el filtro LP3-100Hz, que al ser comparados con las referencias se puede observar que el ruido de la línea de potencia disminuye lo que indica que el filtro responde mejor a medida que el orden aumenta.

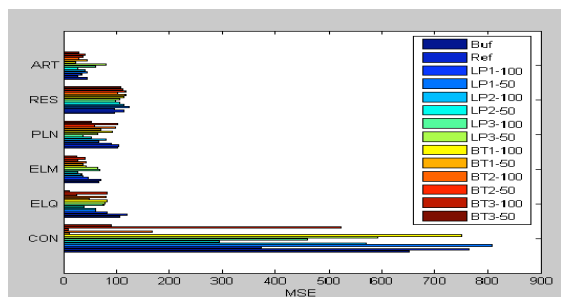


Figura 10. Filtros LP y MSE obtenidos de las señales en la frecuencia (soporte de la figura 9)

En la figura 10 se verifican los resultados obtenidos en la figura 9. Con los valores obtenidos a partir del espectro de la misma señal, aquí se encontró que en todos los casos los resultados de ambas figuras son consistentes.

5.2 Filtros pasa-altos

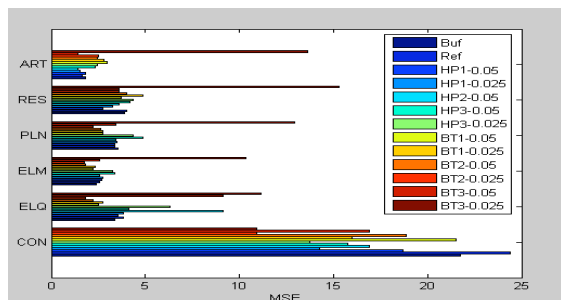


Figura 11. Filtro HP y MSE obtenidos de las señales en el tiempo

Ruido por contactos de electrodos: los filtros teóricos BT3-0.025Hz y BT2-0.025Hz son los que dan mejor respuesta, y entre los filtros reales el que mejor responde es el filtro HP3-0.025Hz, que al ser comparados con las referencias se puede observar que el ruido por contactos de electrodos disminuye, lo que indica que el filtro es apropiado para el tipo de ruido considerado.

Ruido electroquirúrgico, línea de potencia y electromiográfico: Acerca de estos tipos de ruidos no se puede decir nada porque no contienen una frecuencia alta, por tanto, en este caso no se espera buena respuesta de los filtros pasa-altas. De nuevo, el hecho de que algunos filtros teóricos presenten un error menor que las referencias no puede considerarse un buen resultado dada la naturaleza del ruido.

Ruido por respiración: los filtros teóricos BT2-0.025Hz y BT3-0.05Hz dan una respuesta ligeramente mejor que las referencias y entre los filtros reales el que mejor responde es el filtro HP1-0.05Hz lo que sugiere que en particular para este tipo de ruido un filtro con orden bajo produce mejor desempeño.

Ruido por Artefactos: en este tipo de ruido se encontró que la respuesta del filtro teórico BT3-0.05Hz y el filtro real HP2-0.05Hz ofrecen respuestas similares.

En general, respecto de los filtros teóricos se puede afirmar que a medida que el orden aumenta y la

frecuencia de corte disminuye se producen dificultades numéricas que hacen que el filtro tenga un comportamiento indeseable tal y como se puede observar en la figura 11 y 12, con el filtro BT3-0.025Hz.

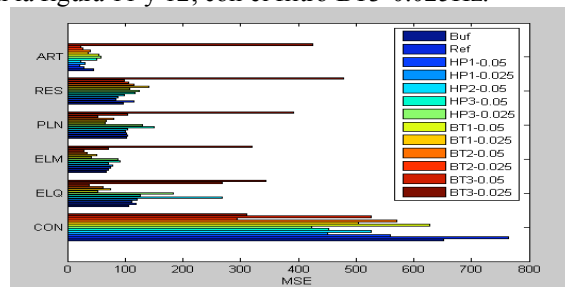


Figura 12. Filtro HP y error cuadrático medio obtenido de las señales en la frecuencia (soporte de la figura 11)

Ruido por contactos de electrodos: el filtro teórico BT2-0.025Hz da una respuesta favorable y entre los filtros reales es el filtro HP3-0.025Hz, que al ser comparados con las referencias resultan en un menor MSE, por lo tanto en un mejor comportamiento.

Ruido por respiración: los filtros teóricos BT2-0.025Hz dan una respuesta favorable y entre los filtros reales es el filtro HP1-0.05Hz, que en comparación con la figura 11, confirman que un orden bajo produce mejores resultados.

Ruido por artefactos: en este tipo de ruido encontramos que la respuesta del filtro teórico BT3-0.05Hz y los filtros reales HP2-0.05Hz y HP1-0.05Hz ofrecen igual respuesta, que en comparación con las referencias muestra un funcionamiento adecuado para este tipo de ruido.

5.3 Filtros Notch

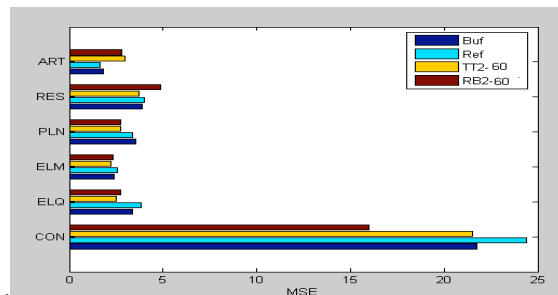


Figura 13. Filtro Notch y MSE obtenidos de las señales en el tiempo

De todas las respuestas, en este caso sólo se está interesado en el ruido producido por la de línea de potencia y se observa que el ruido por armónicos es disminuido en igual proporción por ambos filtros, el activo (RB2-60, figura 6 con amplificador operacional) y el pasivo (TT2-60, figura 6), lo que indica que el filtro es apropiado, considerando que aparte del ruido introducido artificialmente se tiene ruido real del mismo tipo producido por la fuente de alimentación de los amplificadores operacionales.

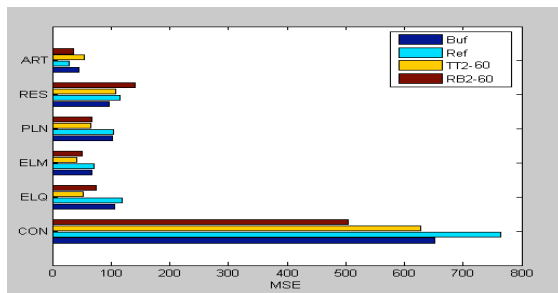


Figura 14. Filtro Notch y MSE obtenidos de las señales en la frecuencia (soporte de la figura 13)

5.4 Filtros pasa-banda

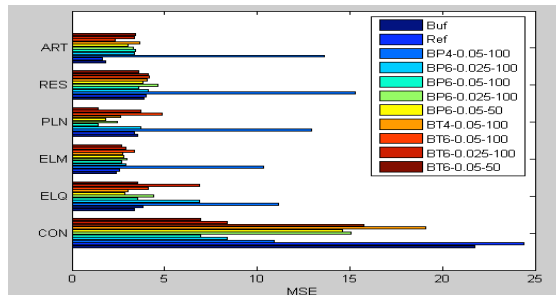


Figura 15. Filtro BP y MSE obtenidos de las señales en el tiempo

Ruido por contactos de electrodos y línea de potencia: el filtro teórico BT6-(0.05Hz-50Hz) y el filtro real BP6-(0.05Hz-100Hz) coinciden en sus respuestas, disminuyendo considerablemente las interferencias.

Ruido electroquirúrgico, electromiográfico, respiración y artefactos: en las gráficas de estos ruidos se observa que los filtros teórico en el ruido electroquirúrgico y por respiración disminuyeron ligeramente pero no se considera buena respuesta, en los filtros reales el ruido por respiración disminuyo, al igual que en el teórico no funcionan adecuadamente como pasa-banda, además, que el ruido electromiográfico y de respiración siempre van a estar presentes y el ruido de artefactos es demasiado impredecible para abordarlo con este tipo de filtros.

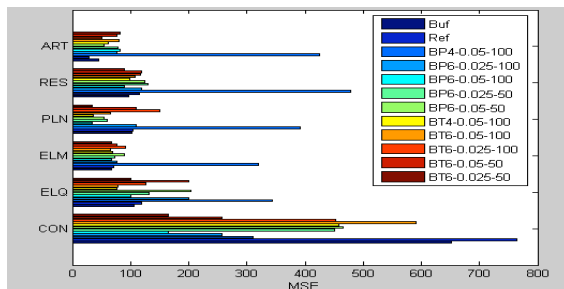


Figura 16. Filtro BP y MSE obtenidos de las señales en la frecuencia (soporte de la figura 15)

En esta figura se verifican los resultados obtenidos en la figura 15. Con los valores obtenidos a partir del espectro de la misma señal, aquí se encontró que en todos los casos los resultados de ambas figuras son consistentes.

5. CONCLUSIONES

Un examen electrocardiográfico es realizado para determinar si una persona sufre de enfermedades cardiacas, en el momento de realizar dicho examen y existe la posibilidad de que se introduzcan perturbaciones o ruidos que alteran las componentes de la señal. Estas perturbaciones pueden resultar en la realización de diagnósticos inadecuados, siendo necesario desarrollar herramientas que acondicionen la señal.

Dado el rango de frecuencias de la señal ECG (0.05Hz - 100Hz) y (0.025Hz - 50Hz), se determinó que el filtro pasa-banda era la mejor opción para filtrar los ruidos indeseables que se presentan en dichas señales.

Finalmente, se realizaron combinaciones de anchos de banda (0.025Hz -100Hz) y (0.05Hz - 50Hz) para observar el comportamiento de los filtros. Ante estas condiciones, se concluye que entre todos los filtros, el pasa-banda de orden 6 (0.05Hz-100Hz) fue el que mejor respuesta de filtrado obtuvo.

En un trabajo posterior se pretenden comparar los resultados obtenidos en este trabajo con el desempeño de filtros análogos correspondientes a otras familias de funciones como las Chebyshev y las elípticas. Además, de implementar paralelamente sus versiones digitales.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] http://www.healthsystem.virginia.edu/uvahealth/adult_cardiac/electro.cfm.
- [2] MUÑOZ MARÍ, Jorge. "Compresión de ECG en Tiempo Real con el DSP TMS320C25". Tesis de licenciatura. Universidad de Valencia, 1997.
- [3] http://www.tesisenred.net/TESIS_UPC/AVAILABLE/TDX-1126102-154204//02CAPITULO1.pdf.
- [4] PULGARÍN GIRALDO, Juan Diego."Regularización Mediante Molificación Discreta de Señales ECG Perturbadas", Trabajo de Grado. Universidad Autónoma de Manizales. Facultad de Ingeniería y Arquitectura.
- [5] http://viref.udea.edu.co/contenido/apuntes/gusramon/con_corporal_%20IV/03-sist-cardiovascular.pdf
- [6] <http://es.geocities.com/simplex59/electrocardiograma.html>
- [7] <http://www.galeon.com/medicinadeportiva/CURSOECG4.htm>
- [8] LLAMOSA RINCON, Luis Enrique. "Diseño de Canales para la Detección de Biopotenciales." Pereira: Área Biomédica, 1998.
- [9] AVENDAÑO, Luis Enrique. "Sistemas Electrónicos Análogos." Pereira: Área Electrónica.
- [10] VERA, Oscar. "Extracción de Características de la Señal Electrocardiográfica Mediante Software de Análisis Matemático", Trabajo de grado. Universidad Tecnológica de Pereira. Facultad de Ingeniería Eléctrica.
- [11] RASHID, Muhammad, "Circuitos Microelectrónicas Análisis y Diseño", Internacional Thomson Editores, 2000.
- [12] TADDEI, A. and DISTANTE, G. and EMDIN, M. and PISANI, P. and MOODY, G.B. and ZEELENBERG, C. and MARCHESI, C. "The European {ST-T} Database: Standard for Evaluating Systems for the Analysis of {ST-T} Changes in Ambulatory Electrocardiography", European Heart Journal, vol. 13, 1992, 1164-1172p.