

**ANÁLISIS DE ESQUEMAS DE FILTRADO PARA SEÑALES
ELECTROCARDIOGRÁFICA (ECG)**

LEYDY LAURA ÁLVAREZ ESCOBAR

**UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE PEREIRA
FACULTAD DE TECNOLOGÍAS
ESCUELA DE TECNOLOGÍA ELÉCTRICA
PEREIRA
2007**

**ANÁLISIS DE ESQUEMAS DE FILTRADO PARA SEÑALES
ELECTROCARDIOGRÁFICA (ECG)**

LEYDY LAURA ÁLVAREZ ESCOBAR

**Proyecto de grado para optar a título de Tecnóloga en
Electricidad**

**Director
EDISON DUQUE CARDONA
INGENIERO ELECTRÓNICO**

**UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE PEREIRA
FACULTAD DE TECNOLOGÍAS
ESCUELA DE TECNOLOGÍA ELÉCTRICA
PEREIRA
2007**

TABLA DE CONTENIDO

	Pág.
RESUMEN	3
INTRODUCCIÓN	4
OBJETIVOS GENERALES Y ESPECÍFICOS	5
LISTA DE FIGURAS	6
1. SEÑAL ELECTROCARDIOGRÁFICA (ECG)	8
1.1 DESCRIPCIÓN DE LA SEÑAL ECG	9
1.2 DERIVACIONES DEL ELECTROCARDIOGRAMA	10
1.3 PERTURBACIONES EN LA SEÑAL ELECTROCARDIOGRÁFICA	14
2. FILTROS ACTIVOS	17
2.1 FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA	17
2.1.1 Función de Magnitud Máxima Plana	18
2.1.2 Función de Butterworth	18
2.1.3 Función de Chebyshev	19
2.1.4 Función Inversa de Chebyshev	20
2.1.5 La Característica Elíptica	23
2.2 RED RAUCH	23
2.2.1 Descripción matricial de redes para hallar la función de transferencia de la red de rauch	24

3.FILTRADO DE LA SEÑAL ELECTROCARDIOGRÁFICA	32
3.1 DISEÑO DE FILTROS	33
3.1.1 Diseño Filtro Pasa-Banda	33
3.1.2 Diseño Filtro Pasa-Banda	34
4.CASOS DE PRUEBA Y RESULTADOS	36
4.1 PRUEBAS	36
4.2 RESULTADOS	45
5.CONCLUSIONES	55
BIBLIOGRAFÍA	56

RESUMEN

En el desarrollo de este trabajo, se realizó una caracterización de la señal electrocardiográfica (ECG) 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 ECG.

También se diseñó e implementó un filtro pasa-banda (BP) con conexión en cascada con un filtro pasa-baja (LP) y un filtro pasa-alta (HP) con el fin de eliminar las perturbaciones presentes en la onda ECG.

INTRODUCCIÓN

En la actualidad se busca la optimización de los diagnósticos en el área de la medicina, por lo tanto se hace importante el estudio de nuevos hardware para su implementación, ya que las señales ECG se enmarcan en la investigación biomédica, para un mayor conocimiento del funcionamiento del cuerpo humano y su modelamiento algorítmico que permite realizar desarrollos tecnológicos aplicados a los equipos médicos.

La importancia de este estudio radica en el ajuste de equipos que entreguen una señal más pura, permitiendo obtener resultados más veraces y así poder brindar mayor soporte a los profesionales de la salud en sus decisiones.

OBJETIVOS GENERALES Y ESPECÍFICOS

OBJETIVO GENERAL.

- Filtrar la señal obtenida por el electrocardiograma.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS.

- Estudiar las características de la señal electrocardiográfica y los segmentos y ondas que la componen.
- Estudio de técnicas de filtrado de la señal de ECG.
- Implementación de Hardware para filtrado de señales provenientes del ECG.

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1.1. Sistema Eléctrico del corazón.	8
Figura 1.2. Esquema de las Ondas del electrocardiograma ECG [3].	9
Figura 1.3. Colocación de los electrodos de miembros para obtener las derivaciones bipolares (Einthoven) o monopolares (Goldberger) [8].	12
Figura 1.4. Localización de los puntos torácicos para la obtención convencional de las derivaciones precordiales desde una perspectiva frontal y transversal [8].	13
Figura 2.1. Respuesta en Magnitud vs Frecuencia de una función de Butterworth.	19
Figura 2.2. Respuesta en Magnitud vs Frecuencia de una Función de Chebyshev	20
Figura 2.3. Parámetros de la característica de magnitud inversa de Chebyshev.	21
Figura 2.4. Respuesta en Magnitud vs Frecuencia de una Función de Chebyshev inversa	22
Figura 2.5. Respuesta en magnitud vs. frecuencia de una función Elíptica	23
Figura 2.6. La red rauch es utilizada para determinar a partir de ella la función de transferencia de filtros de segundo orden.	24
Figura 2.7. Filtro rauch con el nodo 5 aterrizado	25
Figura 2.8. Filtro pasa-bajos a partir de la red Rauch	28
Figura 2.9. Filtro pasa-altos a partir de la red Rauch.	29
Figura 2.10. Filtro pasa-bajos a partir de la red Rauch.	31
Figura 3.1. Esquema Sallen-Key tipo pasa-bajos segundo orden.	32
Figura 3.2. Esquema Sallen-key tipo BP- 2 orden.	33
Figura 3.3. Esquema Sallen-key tipo BP- 4 orden.	34
Figura 3.4. Esquema Sallen-key tipo BP- 6 orden.	34
Figura 3.5. Esquema Filtro Noch	35
Figura 4.1. Proceso de Adquisición de la señal	37
Figura 4.2. Señal ECG en el tiempo, Filtrada con LP1-0.05Hz.	38
Figura 4.3. Señal ECG en la frecuencia, filtrada con LP1-0.05Hz.	39
Figura 4.4. Señal ECG en el tiempo, Filtrada con HP2-0.05Hz.	40
Figura 4.5. Señal ECG en la frecuencia, Filtrada con HP2-0.05Hz.	41
Figura 4.6. Señal ECG en el tiempo, Filtrada con un Filtro ranura ó Notch.	42
Figura 4.7. Señal ECG en la frecuencia, Filtrada con un Filtro ranura ó Notch.	43

Figura 4.8. Señal ECG en el tiempo, Filtrada con BP6-(0.05Hz-100Hz)	44
Figura 4.9. Señal ECG en la frecuencia, Filtrada con BP6-(0.05Hz-100Hz)	45
Figura 4.10 Filtros LP y error cuadrático medio obtenido de las señales en el tiempo.	47
Figura 4.11. Filtros LP y error cuadrático medio obtenido de las señales en la frecuencia.	48
Figura 4.12. Filtro HP y error cuadrático medio obtenido de las señales en el tiempo.	49
Figura 4.13. Filtro HP y error cuadrático medio obtenido de las señales en la frecuencia.	50
Figura 4.14. Filtro ranura y error cuadrático medio obtenido de las señales en el tiempo.	51
Figura 4.15. Filtro ranura y error cuadrático medio obtenido de las señales en la frecuencia.	52
Figura 4.16. Filtro pasa banda y error cuadrático medio obtenido de las señales en el tiempo.	53
Figura 4.17. Filtro pasa banda y error cuadrático medio obtenido de las señales en la frecuencia.	54

1. SEÑAL ELECTROCARDIOGRÁFICA

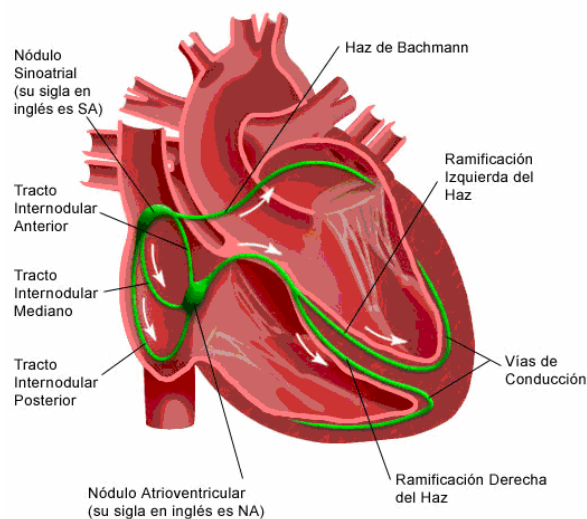
El corazón es una bomba formada por tejido muscular y como todas las bombas necesita una fuente de energía para poder funcionar. La energía de bombeo del corazón proviene de un sistema integrado de conducción eléctrica.

El impulso eléctrico se genera en el nódulo sinusal (también llamado nódulo sino auricular o nódulo sinoatrial), que es una pequeña zona de tejido especializado localizada en la aurícula derecha (también llamada atrio o la cavidad superior derecha) del corazón. En condiciones normales, el nódulo sinusal genera un estímulo eléctrico cada vez que el corazón late (de 60 a 100 veces por minuto en condiciones normales).

Este estímulo eléctrico 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. La aurícula 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).

El impulso eléctrico viaja desde el nódulo sinusal hasta el nódulo atrioventricular (su acrónimo en inglés es 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]

Figura 1.1. Sistema Eléctrico del corazón.



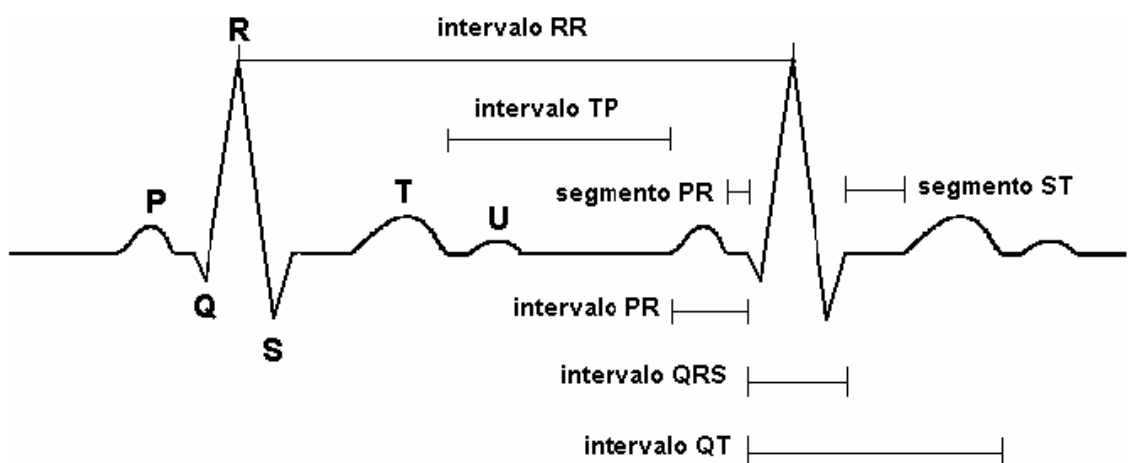
Un electrocardiograma (llamado comúnmente ECG o EKG), es una medición y representación gráfica de la actividad eléctrica del corazón, con un ancho de banda que es indicado para adquirir el ECG estándar de 12 derivaciones sea de (0.05Hz -100Hz) con una frecuencia de muestreo de 500Hz [3].

Durante el ciclo cardíaco de bombeo y llenado un patrón conocido de pulsos eléctricos cambiantes refleja exactamente la acción del corazón [2], conformado por una onda P, el complejo QRS, la onda T y la onda U, las distancias entre deflexiones u ondas se denominan segmentos o intervalos.

Uno de los segmentos más importantes en la señal de ECG es el complejo QRS, así como el semiciclo QT y PR los cuales nos van a indicar el funcionamiento eléctrico medio dentro del corazón.

1.1 DESCRIPCIÓN DE LA SEÑAL ECG:

Figura 1.2. Esquema de las Ondas del electrocardiograma ECG [3].



La señal ECG esta compuesta por [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. La forma depende de la localización de los electrodos (derivación). Un aumento del voltaje o de la duración de esta onda indica una anomalía auricular.

Complejo QRS: Representa la despolarización de los ventrículos. Está formado por las ondas Q, R y S. Su duración normal es aproximadamente 100ms.

Onda T: Representa la repolarización de los ventrículos. La onda T normal es asimétrica en sus ramas y está redondeada en su vértice. La pendiente de la rama inicial es más suave que la de la rama terminal. Las anomalías de esta onda pueden indicar enfermedades cardíacas primarias, aunque hay casos de personas sanas con las mismas anomalías.

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 es isoelectrico [3]. La duración normal de este Intervalo está entre 0.12 y 0.21 segundos, dependiendo de la frecuencia cardíaca.

Intervalo ST: Es el intervalo entre el final del complejo QRS y el inicio de la onda T. Representa el tiempo que los ventrículos permanecen en estado activado y puede iniciarse la repolarización ventricular. Normalmente el Intervalo ST es isoelectrico, aunque puede estar también ligeramente desviado. Una desviación elevada a menudo representa un infarto de miocardio, una pericarditis aguda o una miocarditis.

Intervalo QRS: Corresponde al intervalo de tiempo entre el comienzo de la onda Q y el final de la onda S, dentro del mismo complejo QRS. Es un indicador del tiempo de conducción intraventricular.

Intervalo QT: Corresponde al intervalo de tiempo entre el comienzo del complejo QRS y el final de la onda T.

Intervalo PP: Corresponde al intervalo de tiempo entre el comienzo de la onda P y el comienzo de la siguiente onda P.

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 cardíaca por minuto con un ritmo ventricular regular [3].

1.2 DERIVACIONES DEL ELECTROCARDIOGRAMA

La actividad eléctrica del corazón se mide mediante la colocación de electrodos en determinados lugares del cuerpo como el pecho, los brazos y las piernas de tal manera que se obtenga una representación gráfica (trazado) de su comportamiento.

Los cambios en el trazado normal de un ECG pueden indicar una o más condiciones relacionadas con el corazón [1].

Un ECG normal esta compuesto por doce derivaciones diferentes la cuales se divide en tres grupos [7]:

1. 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 (-).

2. 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 a significa aumento y se obtiene al eliminar el electrodo negativo dentro del propio aparato de registro, V denomina el vector y R (right), L (left) y F (foot) según el lugar donde se coloque el electrodo positivo.

3. Derivaciones Precordiales:

El electrodo se coloca en:

V1: 4º espacio intercostal derecho, línea paraesternal derecha.

V2: 4º espacio intercostal izquierdo, línea paraesternal izquierda

V3: simétrico entre V2 y V4.

V4: 5º espacio intercostal izquierdo, línea medioclavicular.

V5: 5º espacio intercostal izquierdo, línea anterior axilar.

V6: 5º espacio intercostal izquierdo, línea axilar media.

Figura 1.3. Colocación de los electrodos de miembros para obtener las derivaciones bipolares (Einthoven) o monopolares (Goldberger) [8].

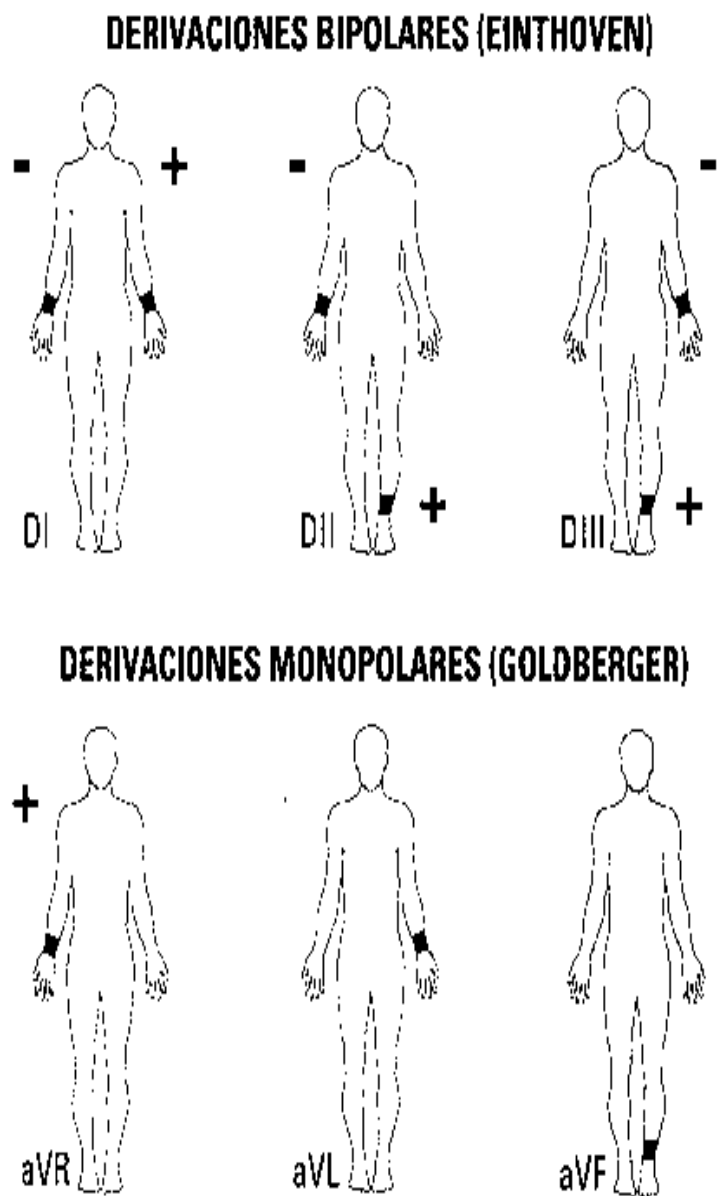
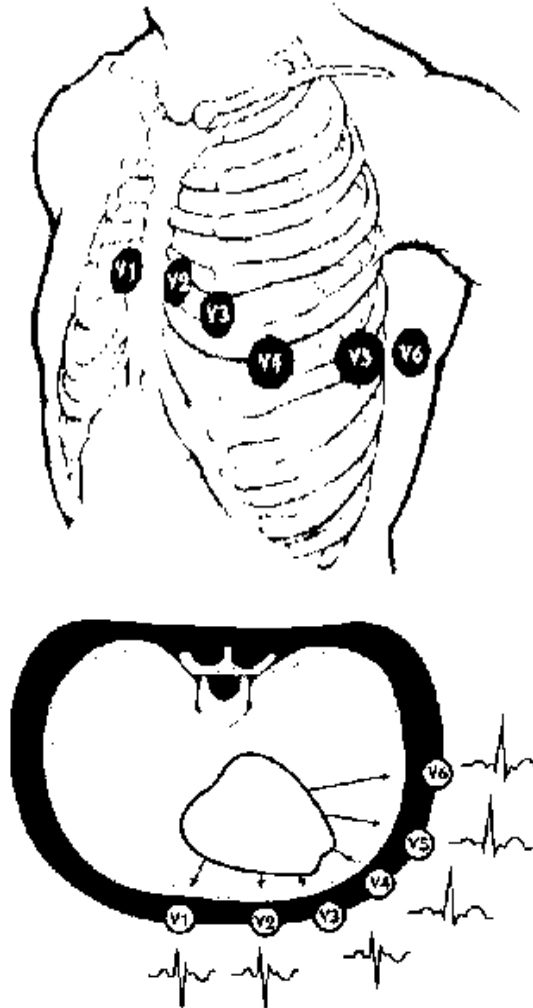


Figura 1.4. Localización de los puntos torácicos para la obtención convencional de las derivaciones precordiales desde una perspectiva frontal y transversal [8].



Las señales más censadas y utilizadas como patrón de diagnóstico en la medicina es la de electrocardiografía o ECG, la cual permite determinar algún tipo de anomalía cardíaca del paciente.

Un ECG también podría realizarse por otros motivos, incluyendo, entre otros, los siguientes [3]:

- Durante un examen físico para obtener un trazado basal de la función del corazón, el cual se puede utilizar para compararlo con futuros ECG y ver si se ha producido algún cambio.

- Como parte de la preparación previa a un procedimiento, como una cirugía, a fin de asegurarse de que no existe ninguna afección cardíaca que pudiera causar complicaciones durante o después del procedimiento.
- Para controlar el funcionamiento de un marcapasos implantado.
- Para controlar la eficacia de ciertos medicamentos para el corazón.
- Para controlar el estado del corazón después de un procedimiento en el mismo, como un cateterismo cardíaco, una cirugía cardíaca o estudios electrofisiológicos.

Por ello se hace importante el estudio de las señales electrocardiográficas (ECG) para la detección y diagnóstico temprano de las posibles patologías cardíacas.

El estudio y la caracterización de los parámetros más significativos de la señal de electrocardiografía permitirá reconocer y clasificar las posibles patologías cardíacas según la variación temporal que manifieste; para tal fin, la metodología escogida de extracción de las características está basada esencialmente en el estudio de las propiedades de la estructura final de las señales de ECG. El inconveniente presentado en el proceso de adquisición de la señal ECG es la posible contaminación de la señal debido a perturbaciones.

1.3 PERTURBACIONES EN LA SEÑAL ELECTROCARDIOGRÁFICA

Una perturbación es una señal indeseable que puede alterar los resultados deseados.

Los típicos ejemplos son [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. Las características que puedan ser necesarias para variar un modelo de ruido incluyendo la amplitud y las frecuencias contenidas en la señal. Estas características son generalmente consistentes para una situación dada, y una vez determinadas, no cambian durante su evaluación.

La interferencia eléctrica de otras fuentes además de la línea de potencia puede afectar el ECG. La interferencia electromagnética de complejos cercanos de alta potencia de radio, televisión, o de radar pueden ser recogidas en el ECG. Los

cables conducen y el paciente sirve como antena. Una vez la señal es detectada, la señal demodulada aparece como interferencia en el ECG.

Parámetros típicos:

Contenido frecuencial - 60Hz (fundamental) con armónicos

Amplitud - superior al 50 por ciento de la amplitud pico a pico del ECG

b. Ruido por contacto de electrodos:

Es un ruido transitorio causado por las pérdidas de contacto entre el electrodo y la piel, la cual efectivamente desconecta el sistema de medición del sujeto. La pérdida de contacto puede ser permanente, o puede ser intermitente, así como puede ocurrir en el caso de un electrodo suelto que hace contacto una y otra vez con la piel como resultado del movimiento y la vibración. Esta acción de conmutación en el sistema de medición puede resultar debido a que las señales de ECG son usualmente capacitancias acopladas al sistema.

Parámetros típicos:

Amplitud - Máxima salida del grabador

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 causa usual de los artefactos de movimiento son las vibraciones o movimientos del sujeto. La amplitud del pico y la duración del artefacto son variables. Igual que en el descontacto de electrodos, se puede modelar como un ruido de alta frecuencia debido a su rápida conmutación.

Parámetros típicos

Duración - 100 ms -500 ms

Amplitud - 30 por ciento de la amplitud pico a pico del ECG

d. Contracción muscular (electromiográfico, EMG):

Las contracciones musculares causan potenciales de niveles de milivoltios. La línea base de electromiograma esta usualmente en el rango de los micro-voltios y por lo tanto es usualmente 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 por ciento de la amplitud pico a pico del ECG.

Duración - 50ms.

Contenido Frecuencial dc - 10000Hz.

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. La amplitud y la frecuencia de la componente sinusoidal deben ser variables. La amplitud de la señal ECG puede variar del 15% debido a la respiración. La variación puede producir una modulación de la amplitud del ECG por la componente sinusoidal que es adicionada a la línea base. El espectro de la señal contaminada muestra componentes adicionales de 0.15Hz - 0.30Hz. Es de especial cuidado el tratamiento de este tipo de ruidos, debido a que se encuentra ubicado en la banda de componentes importantes del ECG, por lo que su filtrado puede eliminar componentes importante en él.

Parámetros típicos:

Variación de amplitud -15 por ciento de la amplitud pico a pico del ECG.

Variación de línea base-15 por ciento de la amplitud pico a pico de ECG.

Variación de frecuencia 0.15Hz - 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 -900Hz, como la frecuencia de muestreo de una señal ECG es de 250Hz-1000Hz, una versión parásita puede adicionarse a la señal ECG.

Si no se logra tener una señal lo más pura posible se podría diagnosticar erróneamente a cualquier individuo al que se le haya hecho algún tipo de análisis.

Parámetros típicos:

Amplitud - 200 por ciento de la amplitud pico a pico del ECG.

Contenido frecuencial - 100Hz - 900Hz.

Duración – 1s-10s.

2. FILTROS ACTIVOS

Son aquellos que constan de elementos pasivos (resistencias, condensadores y bobinas) asociados a otros activos (válvulas, transistores, amplificadores operacionales). Los elementos activos que se utilizan actualmente son los amplificadores operacionales.

Los filtros activos proporciona una gran amplificación de la señal de entrada (ganancia) lo que es importante al trabajar con señales muy bajas, a demás facilitan el diseño de filtros complejos mediante la asociación de etapas simples. [8]

Los filtros activos se clasifican en:

- Filtros pasa-bajos (LP), los cuales solamente dejan pasar señales con frecuencias menores a una frecuencia de corte establecida por el diseñador.
- Filtros pasa-altos (HP), los cuales solamente dejan pasar señales con frecuencias mayores a la frecuencia de corte establecida por el diseñador.
- Filtro pasa-banda (BP), los que permiten el paso de las señales eléctricas comprendidas entre dos frecuencias establecidas por el diseñador.
- Filtro rechaza-banda (Notch), son los que no permite pasar una frecuencia específica.

Los filtros activos se caracterizan por su función de transferencia, en forma general una función de transferencia se expresa de la siguiente forma:

$$H(s) = \frac{e_{sal}}{e_{ent}}$$

donde:

$H(s)$: es la función de transferencia.

E_{sal} : es el voltaje de salida

E_{ent} : es el voltaje de entrada

2.1 FUNCIONES DE TRANSFERENCIA

Una función de transferencia es un modelo matemático que entrega la respuesta de un sistema a una señal de entrada o excitación exterior [9]

2.1.1 Función de Magnitud Máxima Plana. Las condiciones de necesidad y suficiencia dadas para las funciones cuadráticas en magnitud son aplicables a las características específicas de los filtros. Considérese la determinación de una función cuadrática en magnitud que en el rango de frecuencia baja empezando en cero tenga característica plana tanto como sea posible. Una forma de obtener tal respuesta es llevando a cero en $\omega = 0$ rad/s, tantas derivadas de la función como sea posible. Tal función se denomina máximamente plana.

2.1.2 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:

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

donde:

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

N: es el orden del filtro.

Ω_p : es la frecuencia de corte (en la que la respuesta cae -3 dB por debajo de la banda pasante).

Ω : es la frecuencia analógica compleja ($\omega = |j\omega|$).

Las funciones de Butterworth de paso bajo tienen la forma dada en (1) poseen las siguientes propiedades:

1. El rango de frecuencias $0 \leq \omega \leq 1$ rad/s se llama banda pasante.

2. El rango de frecuencias $\omega/\omega_p \geq 1$ rad/s se llama banda bloqueada

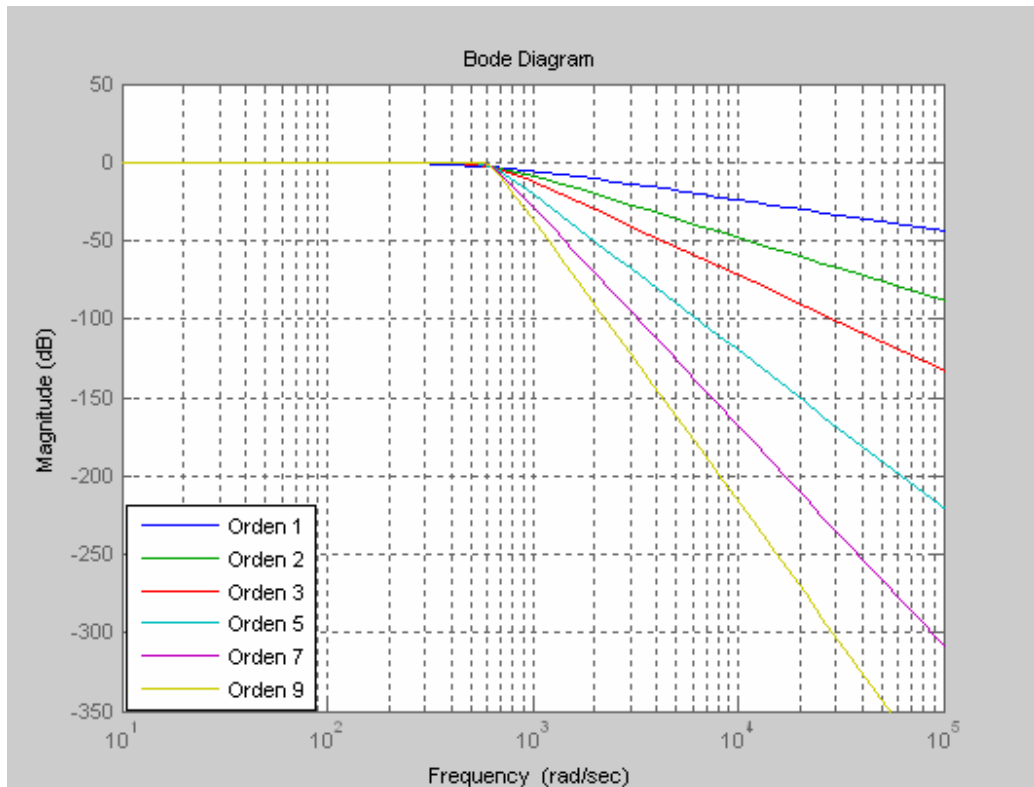
3. En $\omega = \omega_p$ rad/s, $|H(j\omega)| = \frac{H_o}{\sqrt{1 + 1^{2n}}} = \frac{H_o}{\sqrt{2}} = 0.7071H_o$, independiente del valor de n.

4. En $\omega = \omega_p$ rad/s, la pendiente de $|H(j\omega)|^2$ es proporcional a $\alpha - \frac{1}{2}n$.

5. La función $|H(j\omega)|$ es función monótona (continuamente decreciente) de ω .

La función definida en (1) con $\omega_p = 1$ rad/s se conoce como función normalizada de Butterworth. Puesto que $20 \log[|H(j1)| / |H(j0)|] = 20 \log 0.70711 = -3.010$ dB, a la frecuencia de $\omega_p = 1$ rad/s se conoce como frecuencia de -3dB.

Figura 2.1. Respuesta en Magnitud vs Frecuencia de una función de Butterworth.



2.1.3 Función de Chebyshev. Los filtros de chebyshev consiguen una caída de la respuesta en frecuencia más pronunciada en frecuencias bajas debido a que permiten más rizado que otros filtros en alguna de sus bandas.

Son filtros que únicamente tienen polos, presentan un rizado constante en la banda pasante y presentan una caída monótona en la banda no pasante. la respuesta en frecuencia es:

$$|H(\omega)|^2 = \frac{H_o^2}{1 + \epsilon^2 C_n^2(\omega)} \quad (2)$$

donde:

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

n: es el orden del filtro

ω_p : es la frecuencia de corte

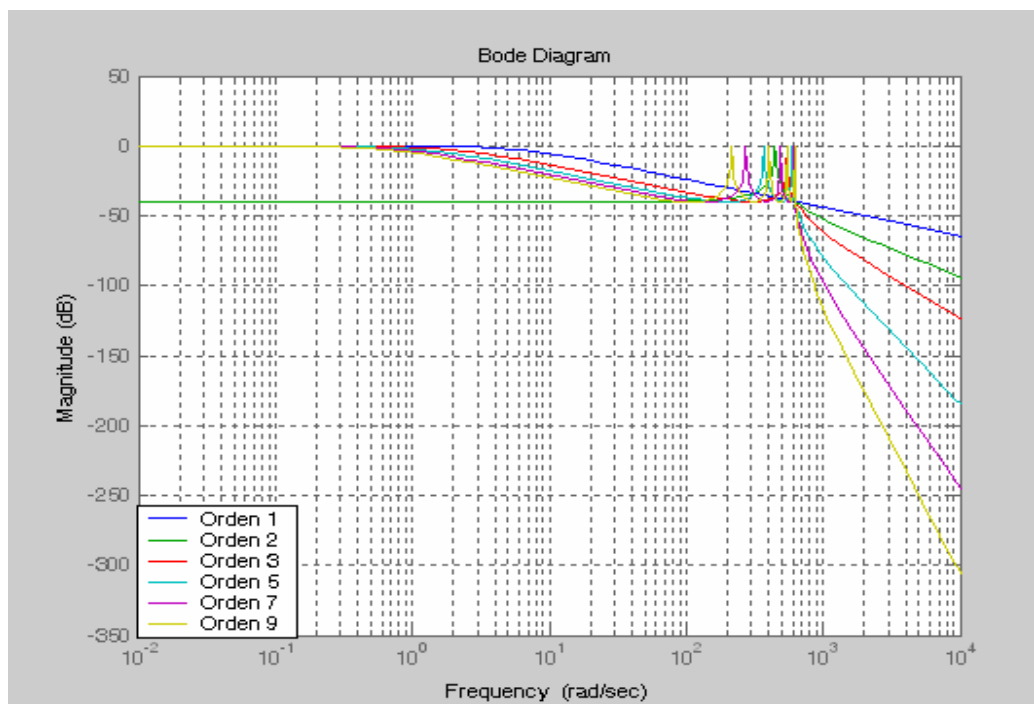
ω : es la frecuencia analógica compleja ($\omega = j\omega$)

$C_n(\omega)$: es el polinomio de Chebyshev de orden n.

Una función de Chebyshev de paso bajo que tiene la forma dada en (2) posee las siguientes propiedades:

1. El rango de frecuencias $0 \leq \omega \leq 1$ se denomina banda pasante.
2. La característica de magnitud en la banda pasante es de igual rizo.
3. El rango de frecuencias $\omega \geq 1$ se denomina banda bloqueada.
4. La característica de magnitud en la banda bloqueada es monótona.
5. Para n impar, $|H(j0)| = 1$, para n par $|H(j0)| = \frac{1}{\sqrt{1+\varepsilon^2}}$ para todo n .
6. En $\omega = 1$, $|H(j1)| = \frac{1}{\sqrt{1+\varepsilon^2}}$ independiente del valor de n .

Figura 2.2. Respuesta en Magnitud vs Frecuencia de una Función de Chebyshev



2.3.1.4 Función Inversa de Chebyshev. Esta función se caracteriza por tener rizo en la banda pasante y decrecer monótonamente en la banda bloqueada. En esta sección se introduce un tipo de función relacionado con la característica de magnitud: la función inversa de Chebyshev. Sus propiedades son las inversas de las funciones de igual rizo, es decir, tiene comportamiento monótono en la banda

pasante y una aproximación de igual rizo en la banda bloqueada. Su desventaja es que su implementación es más compleja.

$$|H_{IC}(j\omega)|^2 = \frac{\varepsilon^2 C_n^2\left(\frac{1}{\omega}\right)}{1 + \varepsilon^2 C_n^2\left(\frac{1}{\omega}\right)} \quad (3)$$

donde:

$H_{IC}(j\omega)$: es la función de transferencia el subíndice significa inversa de Chebyshev.

N : es el orden del filtro

ω_c : es la frecuencia de corte

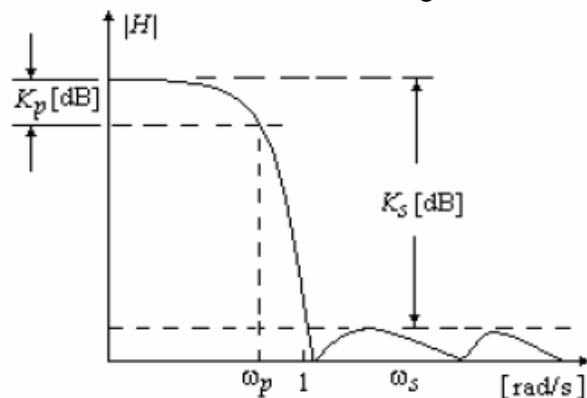
ω : es la frecuencia analógica compleja ($\omega = j\omega$)

C_n : es el polinomio de Chebyshev de orden n .

Esta función tendrá respuesta de magnitud contra frecuencia monótona en la banda pasante y con rizo en la banda retenida. Las propiedades de la característica de magnitud de la función inversa de Chebyshev se pueden especificar en términos de los parámetros mostrados en la figura 2.3

Nótese que la normalización escogida para la función original de igual rizo tiene dos efectos: (i) la magnitud pico en la banda pasante es la unidad y (ii) la frecuencia de arranque de la característica de banda retenida de igual rizo es 1.0 rad/s. Los parámetros definidos en la figura 2.3. son la atenuación en la banda pasante K_p (dB), la frecuencia ω_p (rad/s) a la cual se especifica la atenuación de la banda pasante, y la atenuación de la banda bloqueada K_s (dB).

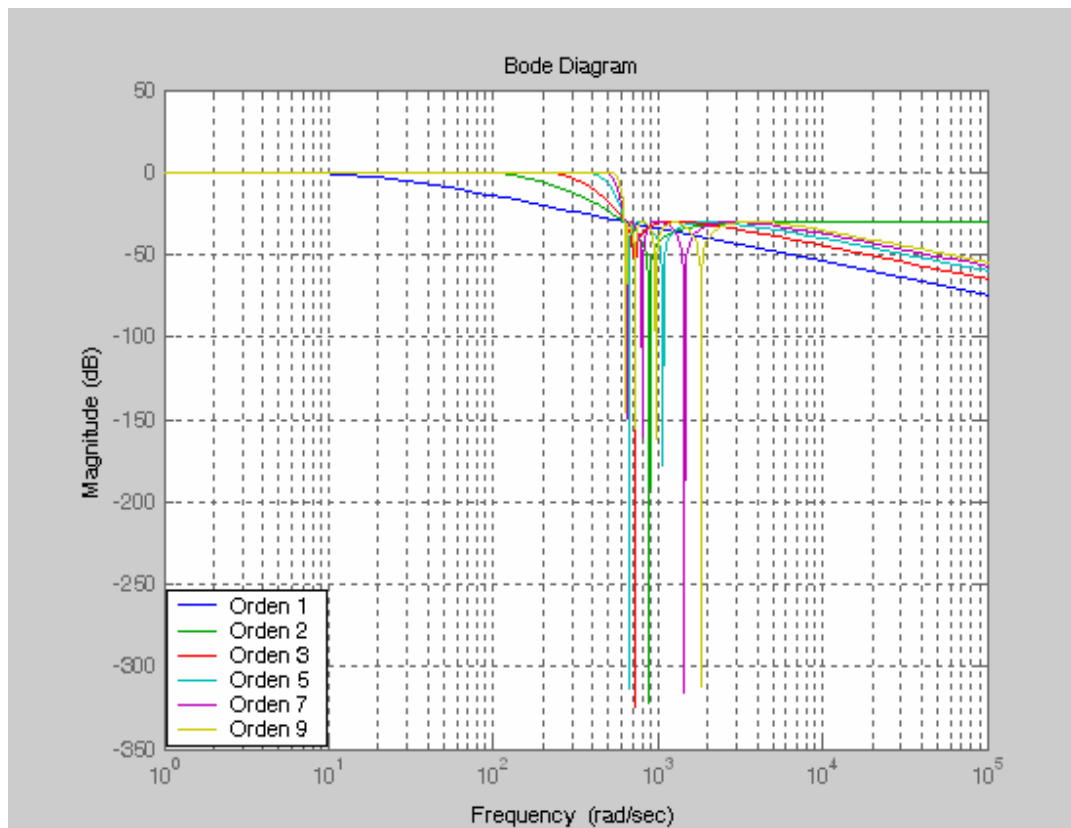
Figura 2.3. Parámetros de la característica de magnitud inversa de Chebyshev.



Una función inversa Chebyshev la cual tiene la forma dada en (3) tiene las siguientes propiedades:

1. El rango de frecuencias $0 \leq \omega \leq \omega_p$ se llama banda pasante.
2. La característica de magnitud en la banda pasante es monótona.
3. El rango de frecuencias $\omega \geq 1$ rad/s se llama banda bloqueada.
4. La característica de magnitud en la banda bloqueada es de igual rizo.
5. Para n par, $|H(j\infty)|$, tiene K_s dB de atenuación, y para n impar. $|H(j\infty)| = 0$
6. En la forma dada en (3), $|H(j0)| = 1$.
7. El orden es igual al orden de una función Chebyshev.
8. La especificación K_s de la banda de retención se obtiene exactamente, mientras que la especificación K_p de la banda pasante se ajusta conservadoramente, esto es, $20 \log_{10}[|H(0)| / |H(j\omega_p)|] \leq K_p$.

Figura 2.4. Respuesta en Magnitud vs Frecuencia de una Función de Chebyshev inversa



2.1.5 La Característica Elíptica. En las funciones anteriores se describieron dos tipos de aproximación de magnitud, particularmente, la máxima plana y la de igual rizo. Éstas pueden ser escritas en la forma:

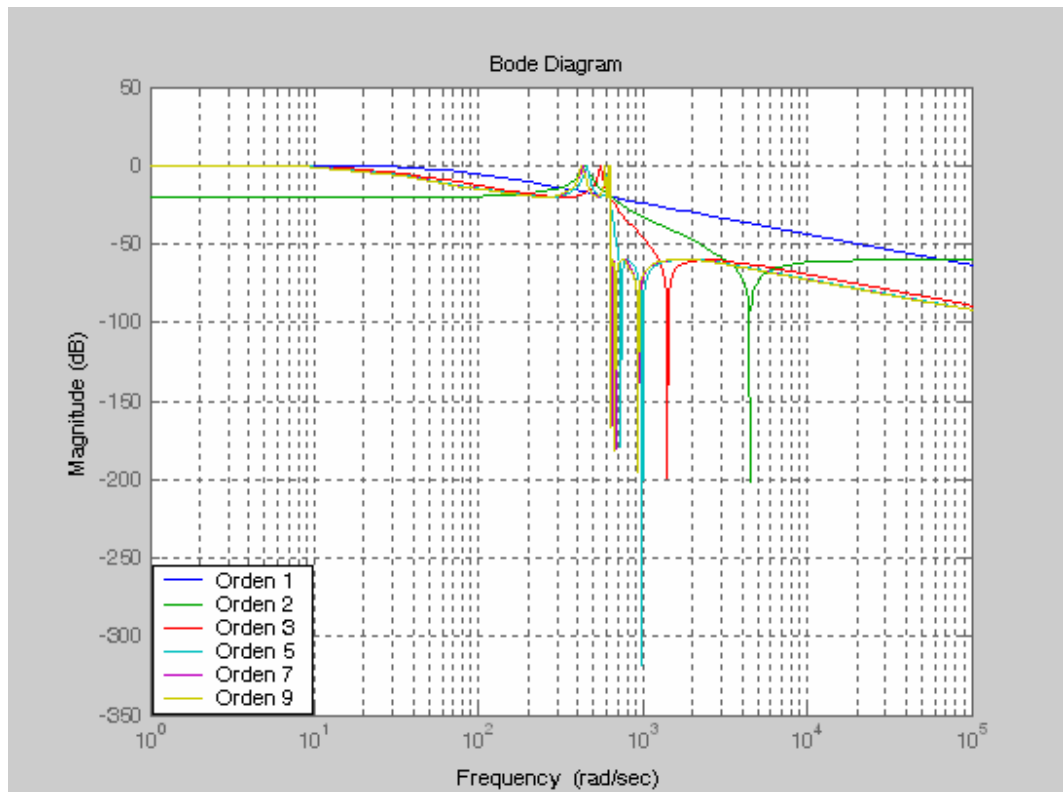
$$|H(j\omega)|^2 = \frac{H_o^2}{1 + \varepsilon^2 P_n^2(\omega)} \quad (4)$$

donde:

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

P_n^2 : es un polinomio que para el caso de máxima plana es ω^{2n} y para el caso de igual rizo es $C_n^2(\omega)$ (un polinomio de Chebyshev).

Figura 2.5. Respuesta en magnitud vs frecuencia de una función Elíptica



2.2 RED DE RAUCH

Este tipo de filtro se realiza a partir de un circuito predeterminado como el que se muestra en la gráfica. Para los diferentes tipos de filtro (paso bajo, pasa banda,

paso alto) cambia el tipo de admitancias del circuito, para cumplir con la función de transferencia, cuya ecuación característica es de segundo orden. [8]

2.2.1 Descripción matricial de redes para hallar la función de transferencia de la red de rauch

1. MIA (Matriz Indefinida de Admitancias)

Propiedades

1. La suma de los elementos de cada columna es cero:

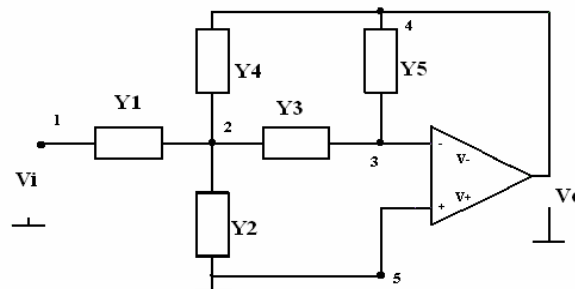
$$y_{ij} + y_{2j} + \dots + y_{nj} = 0, \quad j = 1, 2, \dots, n$$

2. La suma de los elementos de cada fila es cero

$$y_{i1} + y_{i2} + \dots + y_{in} = 0, \quad i = 1, 2, \dots, n$$

3. El determinante de la matriz es igual a cero $\Delta y = 0$ (matriz de suma cero)

Figura 2.6. La red rauch es utilizada para determinar a partir de ella la función de transferencia de filtros de segundo orden.



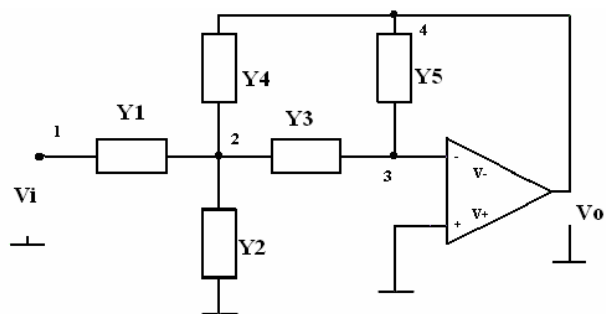
$$\begin{bmatrix} y_1 & -y_1 & 0 & 0 & 0 \\ -y_1 & y_1 + y_2 + y_3 + y_4 & -y_3 & -y_4 & -y_2 \\ 0 & -y_3 & y_3 + y_5 & -y_5 & 0 \\ 0 & -y_4 & -y_5 & y_4 + y_5 & y_2 \\ 0 & -y_2 & 0 & 0 & y_2 \end{bmatrix}$$

2. Aterrizar Nodo

Si uno de los terminales de la red se aterriza, es decir, se le asigna punto de referencia, entonces la matriz indefinida se transforma en definida, borrando la fila y la columna correspondiente al terminal aterrizado[8].

$$\begin{bmatrix} y_1 & -y_1 & 0 & 0 & 0 \\ -y_1 & y_1+y_2+y_3+y_4 & -y_3 & -y_4 & -y_2 \\ 0 & -y_3 & y_3+y_5 & -y_5 & 0 \\ 0 & -y_4 & -y_5 & y_4+y_5 & y_2 \\ \textcolor{red}{0} & \textcolor{red}{-y_2} & \textcolor{red}{0} & \textcolor{red}{0} & \textcolor{red}{y_2} \end{bmatrix}$$

Figura 2.7. Filtro rauch con el nodo 5 aterrizado



3. Matriz Definida de Admitancias

En la matriz definida comparándola con respecto a la Matriz Indefina de Admitancias se identifica cual es la columna del nodo que corresponde a V^+ y V^- , ya identificadas se procede a sumar las columnas y a eliminar una de ella, luego identificamos la fila que corresponda al nodo V_0 , y a eliminar la fila del nodo V_0 .

$$\begin{bmatrix} y_1 & -y_1 & 0 & 0 \\ -y_1 & y_1+y_2+y_3+y_4 & -y_3 & -y_4 \\ 0 & -y_3 & y_3+y_5 & -y_5 \\ \textcolor{red}{0} & \textcolor{red}{-y_4} & \textcolor{red}{-y_5} & \textcolor{red}{y_4+y_5} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} y_1 & -y_1 & 0 \\ -y_1 & y_1+y_2+y_3+y_4 & -y_4 \\ 0 & -y_3 & -y_5 \end{bmatrix}$$

4. Función de Transferencia de Filtro Rauch

Para hallar la función de transferencia se aplica cofactores en los nodos que corresponden al V_i y V_0

$$\begin{matrix} \mathbf{V_i} & & \mathbf{V_0} \\ \begin{bmatrix} y_1 & -y_1 & 0 \\ -y_1 & y_1+y_2+y_3+y_4 & -y_4 \\ 0 & -y_3 & -y_5 \end{bmatrix} \end{matrix}$$

$$A = G(s) = \frac{V_0}{V_i} = \frac{y_{V_0}^{V_i}}{y_{V_i}^{V_0}} = \frac{y_3^1}{y_1^1}$$

$$y_3^1 = (-1)^{(3+1)} \begin{bmatrix} -y_1 & \sum_{n=1}^4 y_n \\ 0 & -y_3 \end{bmatrix} = y_1 \cdot y_3$$

$$y_1^1 = (-1)^{(1+1)} \begin{bmatrix} \sum_{n=1}^4 y_n & -y_4 \\ -y_3 & -y_5 \end{bmatrix} = -y_5 \sum_{n=1}^4 y_n - y_3 y_4 = -(y_5 \sum_{n=1}^4 y_n + y_3 y_4)$$

$$A=G(s) = -\frac{y_1 y_3}{(y_5(y_1+y_2+y_3+y_4) + y_3 y_4)} \quad (9)$$

Para obtener la función de transferencia filtro pasa-bajos a partir de la red rauch se debe obtener la siguiente ecuación cuadrática:

$$H(s) = \frac{K\omega_0^2}{s^2 + \frac{\omega_0}{Q}s + \omega_0^2} \quad (10)$$

Si se compara de la función de transferencia (9) con (10) se puede observar que el numerador de (10) es constante, por lo tanto la ecuación (9) también lo debe ser, es decir, deben ser resistores.

$$y_1 = \frac{1}{R_1} \qquad y_3 = \frac{1}{R_3}$$

El denominador de (9) debe ser una función de segundo orden.

Para garantizar el término de segundo orden y obtener el término independiente se pueden hacer las siguientes asignaciones:

$$y_4 = \frac{1}{R_4}$$

$$y_5 = SC_5$$

$$y_2 = SC_2$$

reemplazando en la ecuación (9).

$$G(s) = - \frac{\frac{1}{R_1 R_3}}{\frac{1}{R_3 R_4} + SC_5 \left(\frac{1}{R_1} + SC_2 + \frac{1}{R_3} + \frac{1}{R_4} \right)}$$

$$G(s) = - \frac{\frac{1}{R_1 R_3}}{\frac{1}{R_3 R_4} + SC_5 \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_3} + \frac{1}{R_4} \right) + S^2 C_2 C_5}$$

$$G(s) = - \frac{\frac{1}{R_1 R_3 C_2 C_5}}{\frac{1}{R_3 R_4 C_2 C_5} + S \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_3} + \frac{1}{R_4} \right) \frac{1}{C_2} + S^2}$$

$$G(s) = - \frac{\frac{R_4}{R_1} \cdot \frac{1}{R_3 R_4 C_2 C_5}}{\frac{1}{R_3 R_4 C_2 C_5} + S \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_3} + \frac{1}{R_4} \right) \frac{1}{C_2} + S^2}$$

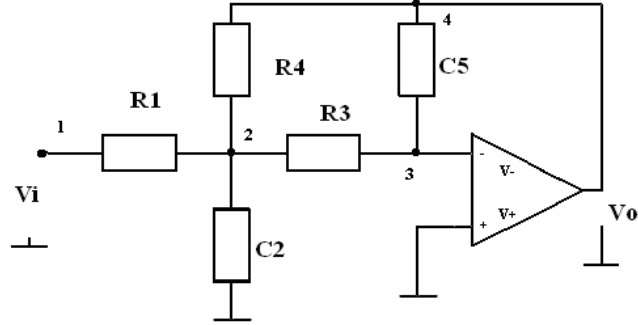
De esta ecuación se puede observar que:

$$|K| = \frac{R_4}{R_1}$$

$$\omega_0^2 = \frac{1}{R_3 R_4 C_2 C_5}$$

$$\frac{\omega_0}{Q} = \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_3} + \frac{1}{R_4} \right) \frac{1}{C_2}$$

Figura 2.8. Filtro pasa-bajos a partir de la red Rauch



Para obtener la función de transferencia filtro pasa-altos a partir de la red rauch se debe obtener la siguiente ecuación cuadrática:

$$H(s) = \frac{KS^2}{s^2 + \frac{\omega_0}{Q}s + \omega_0^2} \quad (11)$$

Si se compara de la función de transferencia (9) con (11) se puede observar que el numerador de (11) contiene la variable S^2 , la ecuación (9) también debe contenerla, es decir, deben ser capacitares.

$$y_1 = SC_1 \quad y_3 = SC_3$$

El denominador de (9) debe ser una función de segundo orden.

Para garantizar el término de segundo orden y obtener el término independiente se pueden hacer las siguientes asignaciones:

$$y_4 = SC_4 \quad y_2 = \frac{1}{R_2} \quad y_5 = \frac{1}{R_5}$$

reemplazando en la ecuación (9).

$$G(s) = - \frac{S^2 C_1 C_3}{S^2 C_3 C_4 + \frac{1}{R_5} \left(SC_1 + \frac{1}{R_2} + SC_3 + SC_4 \right)}$$

$$G(s) = - \frac{S^2 C_1 C_3}{S^2 C_3 C_4 + \frac{SC_1}{R_5} + \frac{SC_3}{R_5} + \frac{SC_4}{R_5} + \frac{1}{R_5 R_2}}$$

$$G(s) = - \frac{S^2 C_1 C_3}{S^2 C_3 C_4 + \frac{1}{R_5} (SC_1 + SC_3 + SC_4) + \frac{1}{R_5 R_2}}$$

$$G(s) = - \frac{C_1}{C_4} \cdot \frac{S^2}{\left(S^2 + \frac{1}{R_5 C_3 C_4} (SC_1 + SC_3 + SC_4) + \frac{1}{R_5 R_2 C_3 C_4} \right)}$$

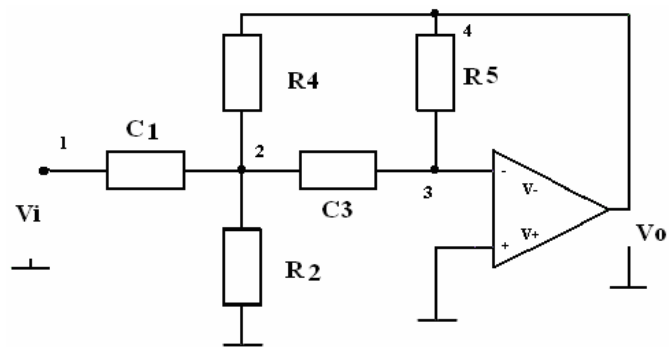
De esta función se puede observar que:

$$|K| = \frac{C_1}{C_4}$$

$$\omega_0^2 = \frac{1}{R_5 R_2 C_3 C_4}$$

$$\frac{\omega_0}{Q} = \frac{1}{R_5 C_3 C_4} (SC_1 + SC_3 + SC_4)$$

Figura 2.9. Filtro pasa-altos a partir de la red Rauch.



Para obtener la función de transferencia filtro pasa-banda a partir de la red rauch se debe obtener la siguiente ecuación cuadrática pasa-banda:

$$H(s) = \frac{s \left(\frac{\omega_0}{Q} \right)}{s^2 + \frac{\omega_0}{Q} s + \omega_0^2} \quad (12)$$

Si se compara de la función de transferencia (9) con (12) se puede observar que el numerador de (12) contiene la variable S, la ecuación (19) también debe contenerla, es decir, deben existir un elemento resistivo y otro capacitivo.

$$y_1 = \frac{1}{R_1} \quad y_3 = SC_3$$

El denominador de (9) debe ser una función de segundo orden.

Para garantizar el término de segundo orden y obtener el término independiente se pueden hacer las siguientes asignaciones:

$$y_2 = \frac{1}{R_2} \quad y_4 = SC_4 \quad y_5 = \frac{1}{R_5}$$

Reemplazando en la ecuación (9).

$$G(s) = - \frac{\frac{SC_3}{R_1}}{s^2 C_3 C_4 + \frac{1}{R_5} \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} + SC_3 + SC_4 \right)}$$

$$G(s) = - \frac{\frac{SC_3}{R_1}}{s^2 C_3 C_4 + \frac{1}{R_5 R_1} + \frac{1}{R_5 R_2} + \frac{SC_3 + SC_4}{R_5}}$$

$$G(s) = - \frac{s \frac{1}{R_1 C_4}}{s^2 + \frac{R_1 + R_2}{R_5 R_1 R_2 C_3 C_4} + \frac{SC_3 + SC_4}{R_5 C_3 C_4}}$$

$$G(s) = - \frac{C_3 R_5}{R_1 (C_3 + C_4)} \cdot \frac{s \left(\frac{C_3 + C_4}{R_5 C_3 C_4} \right)}{\left(s^2 + s \left(\frac{C_3 + C_4}{R_5 C_3 C_4} \right) + \frac{R_1 + R_2}{R_5 R_1 R_2 C_3 C_4} \right)}$$

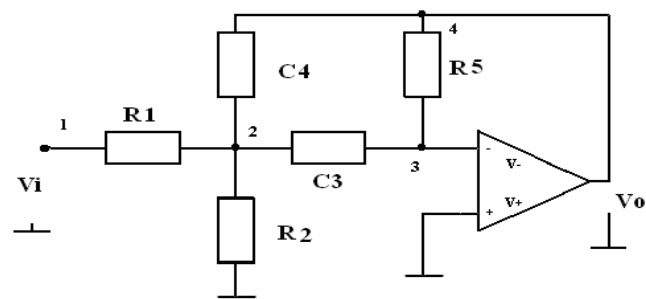
De esta ecuación se puede observar que:

$$|K| = \frac{C_3 R_5}{R_1(C_3 + C_4)}$$

$$\omega_0^2 = \frac{R_1 + R_2}{R_5 R_1 R_2 C_3 C_4}$$

$$\frac{\omega_0}{Q} = \frac{C_3 + C_4}{R_5 C_3 C_4}$$

Figura 2.10. Filtro pasa-bajos a partir de la red Rauch.



3. FILTRADO DE LA SEÑAL ELECTROCARDIOGRÁFICA (ECG).

Para el filtrado de la señal ECG, se comparó la respuesta en frecuencia de las funciones de transferencia de cada familia de los filtros y se observó que la función que nos brinda una ganancia lo mas plana posible es la butterworth, mientras que la función chebyshev I en su banda de paso se observa un rizado que no es conveniente para nuestra señal ecg, la función chebyshev II su rizado lo presenta en la banda de supresión pero su ganancia no es tan plana como nos ofrece la butterworth y la función elíptica contiene un rizado en la banda de paso y en la banda de supresión, por lo tanto con las características que identifica cada función se decidió utilizar la función butterworth.

Para el diseño de los filtros butterworth utilizamos el esquema y parámetros de la célula Sallen-Key [11]:

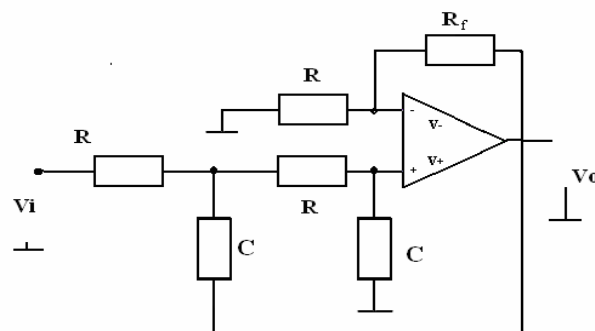
$$R = \frac{1}{2\pi f_0 C} \quad (13)$$

$$K = 1 - \frac{R_f}{R} \quad (14)$$

donde

K : Ganancia
 R_f : Resistencia de realimentación
 F_0 : Frecuencia de corte
 C : Capacitor (se asigna un valor comercial)

Figura 3.1. Esquema Sallen-Key tipo pasa-bajos segundo orden.



3.1 DISEÑO DE FILTROS

3.1.1 Diseño Filtro Pasa-Banda (BP). Diseñar un filtro pasa-banda con el rango de frecuencia (0.05Hz – 100Hz) y ordenes 2, 4, 6, para este diseño se utilizara la conexión en cascada de un filtro pasa-baja con un filtro pasa-alta para facilitar su diseño.

El filtro pasa-bajo requiere la frecuencia de corte a 100Hz, $C = 0.1\mu\text{F}$, $K=1$,

Reemplazando en (13)

$$R = \frac{1}{2\pi f_0 C} = \frac{1}{2\pi \cdot 100\text{Hz} \cdot 0.1 \cdot 10^{-6}\text{F}} \approx 15\text{k}\Omega \text{ (Toma un valor comercial)}$$

de (14) se despeja R_f

$$R_f = (K - 1)R = (1 - 1)15\text{k}\Omega = 0\Omega$$

El filtro pasa-alto se requiere la frecuencia de corte a 0.05Hz, $C = 4.7\mu\text{F}$, $K=1$

Reemplazando en (13)

$$R = \frac{1}{2\pi f_0 C} = \frac{1}{2\pi \cdot 0.05\text{Hz} \cdot 4.7 \cdot 10^{-6}\text{F}} \approx 680\text{k}\Omega \text{ (Toma un valor comercial)}$$

de (14) se despeja R_f

$$R_f = (K - 1)R = (1 - 1)680\text{k}\Omega = 0\Omega$$

Figura 3.2. Esquema Sallen-key tipo BP- 2 orden.

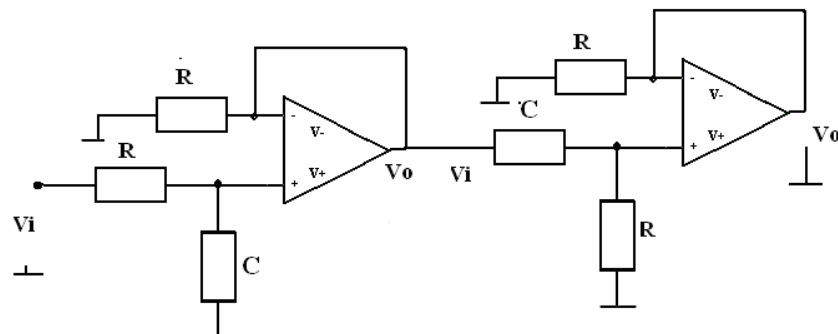


Figura 3.3. Esquema Sallen-key tipo BP- 4 orden.

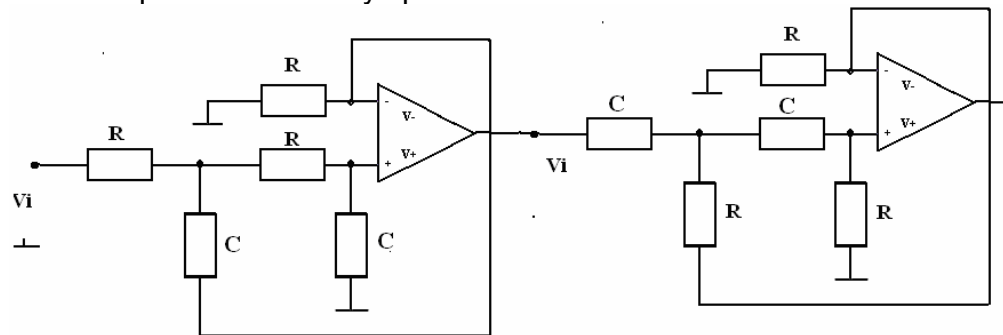
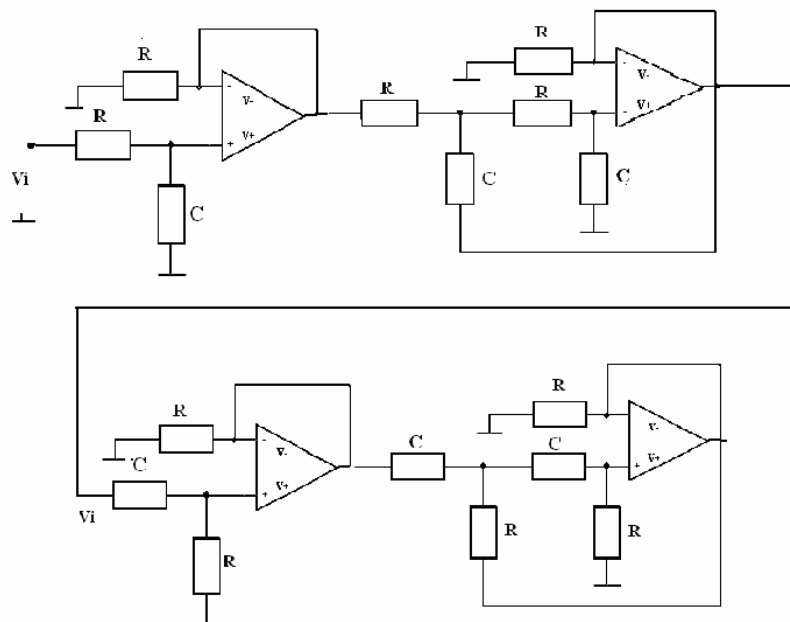


Figura 3.4. Esquema Sallen-key tipo BP- 6 orden.



3.1.2 Diseño Filtro Notch. La función del filtro Notch es eliminar determinado valor de frecuencia, en nuestro caso la frecuencia de 60Hz que es generada por la línea de potencia.

Para su diseño se requiere, $f_o = 60\text{Hz}$ y se asume $C = 0.47\mu\text{F}$

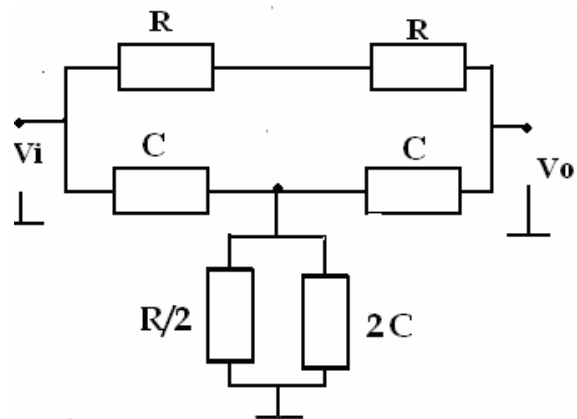
Reemplazando en (13)

$$R = \frac{1}{2\pi f_o C} = \frac{1}{2\pi \cdot 60\text{Hz} \cdot 0.47 \cdot 10^{-6}\text{F}} \approx 5.4\text{k}\Omega$$

$$\frac{R}{2} = 2.7k\Omega$$

$$2 \cdot C \approx 1\mu F$$

Figura 3.5. Esquema Filtro Notch



4. CASOS DE PRUEBA Y RESULTADOS

4.1 PRUEBAS

Para realizar las pruebas se utilizó los siguientes componentes:

- a. Una señal pura ECG de 1000 muestras obtenida 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
- b. Una tarjeta de adquisición National instruments PCI-6221 con entradas y salidas en un rango de (-10,10)V, la tarjeta es la que permite ingresar las 1000 muestras de señal ECG a los filtros reales y adquirirlas de nuevo.
- c. Un amplificador operacional TL084 (de entrada Transistor de efecto de campo de unión (Fet)) y LM234 alimentados a $V_{cc} = \pm 15V$.

Identificación de los filtros (T-n)

donde:

T: Tipo de filtro(BP, LP, HP)

n: orden del filtro(1, 2,...n).

Para el filtro BP-2 y BP-4 orden, la etapa del LP se utilizó capacitores cerámicos $C = 0.1\mu F$, en el HP y Notch capacitores electrolíticos $C = 4.7\mu F$.

Para el filtro BP-6 orden, la etapa del LP se utilizó capacitores cerámicos $C = 0.1\mu F$ y en el HP capacitores tantalio $C = 5\mu F$.

Además se realizó filtro en los mismos órdenes con el rango de frecuencia (0.025Hz -50Hz), esto se hizo porque se observó en el espectro de la señal ECG que sus componentes más significativas se encuentran en este rango, para la implementación de estos filtros se utilizaron los filtros anteriores con las siguientes modificaciones:

Para el filtro PB-2 y PB-4 orden, la etapa del LP utilizó capacitores cerámicos $C = 0.2\mu F$ y en el HP capacitor electrolítico $C = 9.4\mu F$.

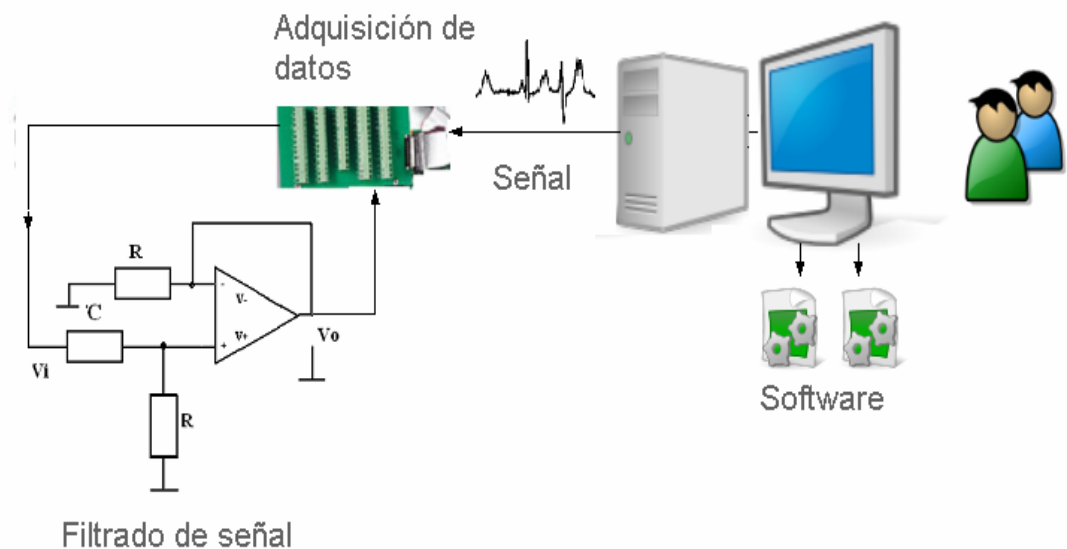
Para el filtro PB-6 orden, la etapa del LP utilizó capacitores cerámicos $C = 0.2\mu F$ y en el HP capacitores tantalio $C = 10\mu F$.

Las pruebas se realizaron por etapas, es decir:

- Prueba para el BP-2, primero se tomó el filtro LP-1, con $C=0.1\mu F$, $f=0.05\text{Hz}$, se introdujo la señal contaminada a través del filtro y se adquirió de nuevo las muestras de la señal ecg filtrada, luego se realizó el mismo procedimiento para HP-1, $f=100\text{Hz}$, con $C=4.7\mu F$ y por ultimo la conexión en cascada BP-2, $f=(0.05\text{Hz} - 100\text{Hz})$.
- Prueba para el filtro Notch, se introdujo la señal contaminada a través del filtro y se adquirió de nuevo la señal ecg filtrada, y así sucesivamente con todos los filtro realizados.
- Otras pruebas que se realizaron fue combinando los rangos de frecuencias de los filtros diseñados, es decir, con los filtros BP existentes se obtuvieron los siguientes filtros:

BP-2 (0.05Hz -50Hz), BP-2 (0.25Hz -100Hz), BP-4 (0.05Hz -50Hz), BP-4 (0.25Hz -100Hz), BP-6 (0.05Hz -50Hz), BP-6 (0.025Hz -100Hz), a los cuales se le realizaron las mismas pruebas de introducir y adquirir las muestras de la señal ecg.

Figura 4.1. Proceso de Adquisición de la señal



A continuación se mostraran algunas figuras que se obtuvieron en el momento de realizar las pruebas en cada una de las etapas.

Figura 4.2. Señal ECG en el tiempo, Filtrada con LP1-0.05Hz.

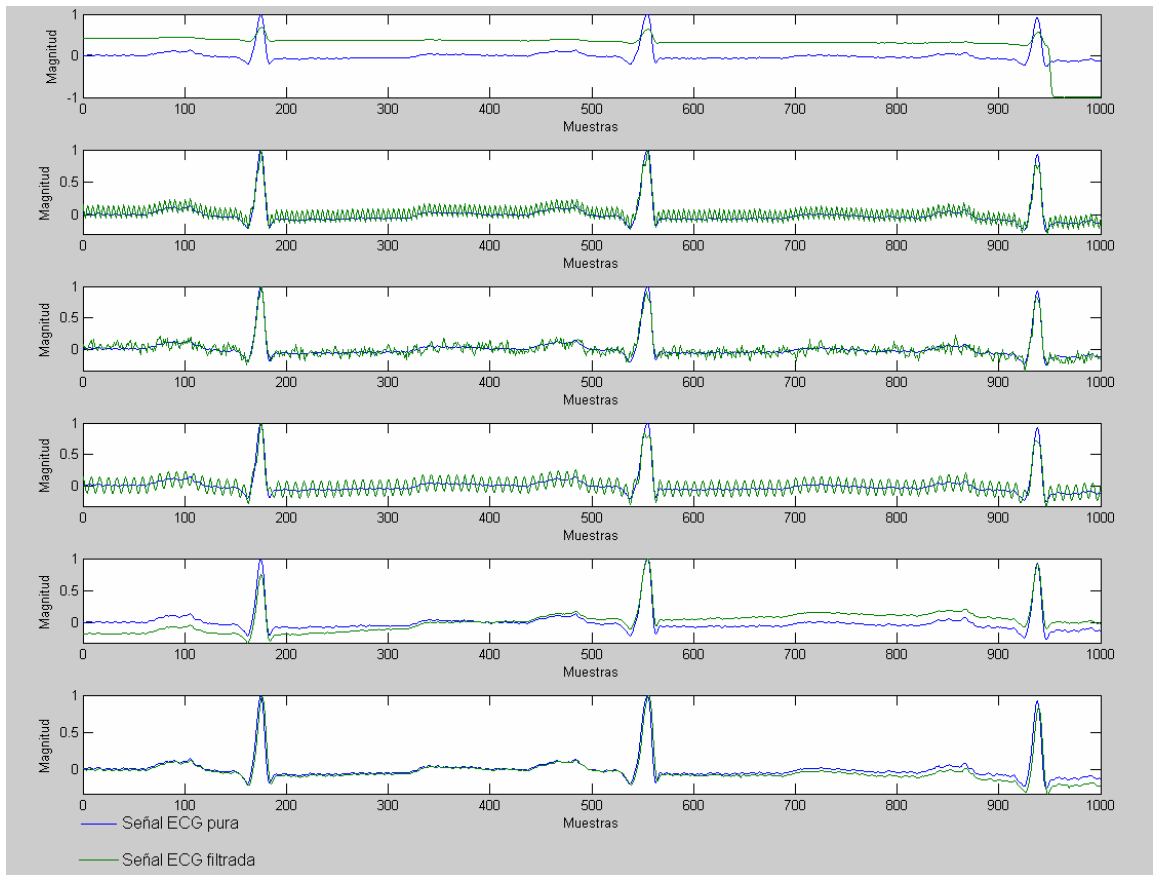


Figura 4.3. Señal ECG en la frecuencia, filtrada con LP1-0.05Hz.

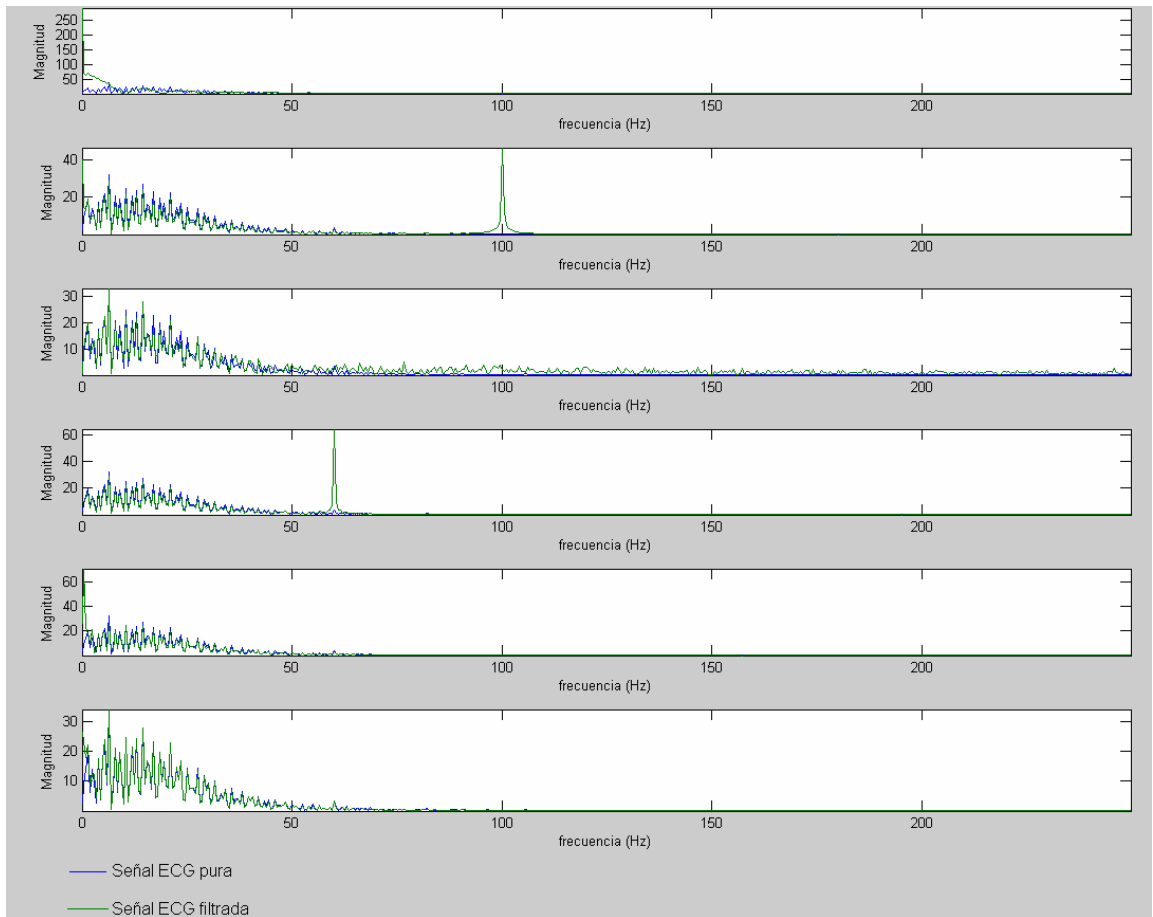


Figura 4.4. Señal ECG en el tiempo, Filtrada con HP2-0.05Hz.

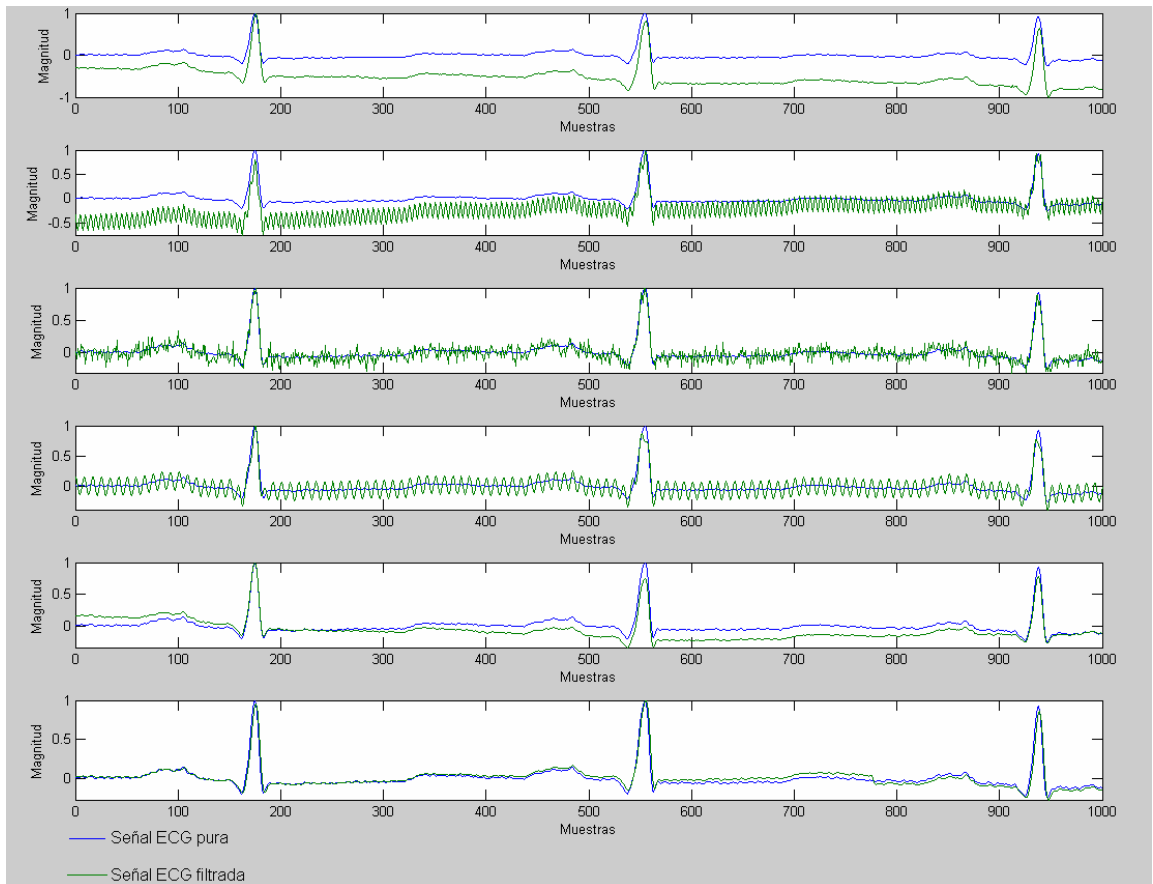


Figura 4.5. Señal ECG en la frecuencia, Filtrada con HP2-0.05Hz

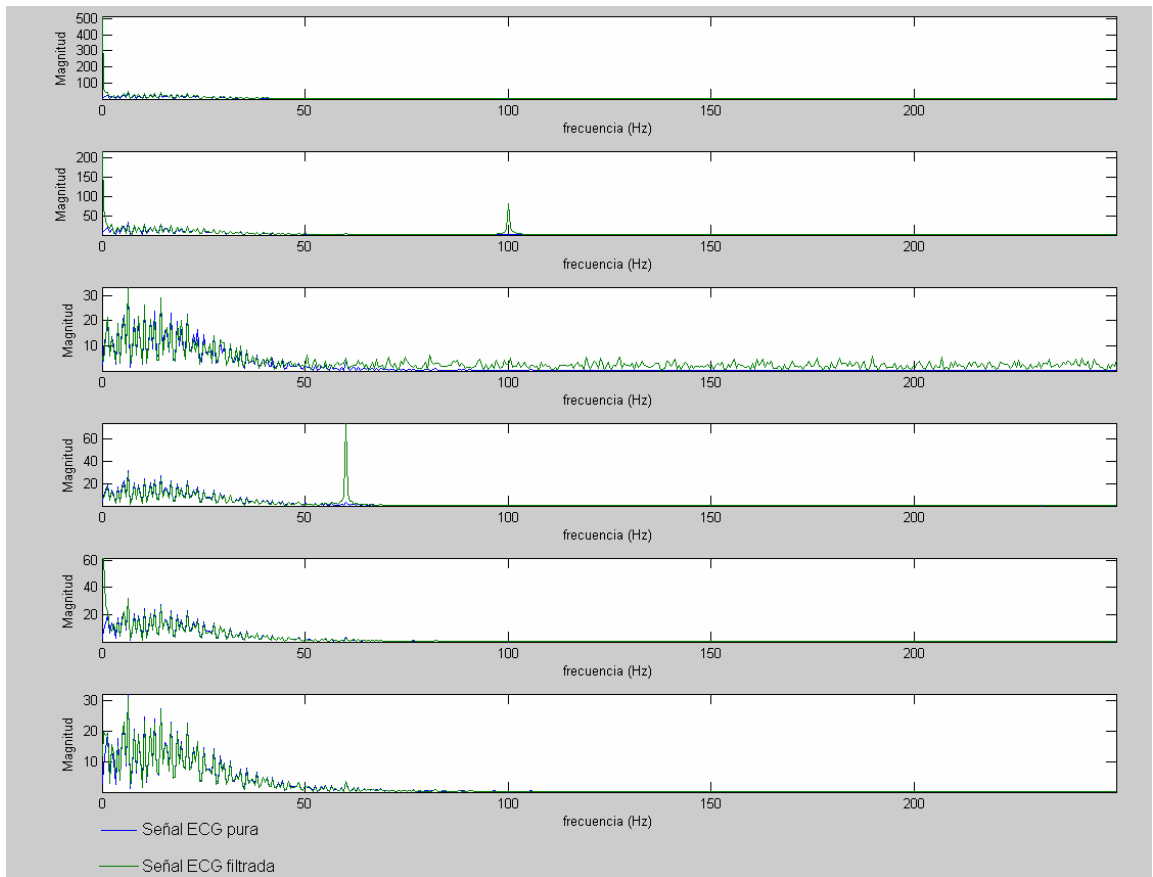


Figura 4.6. Señal ECG en el tiempo, Filtrada con un Filtro ranura ó Notch.

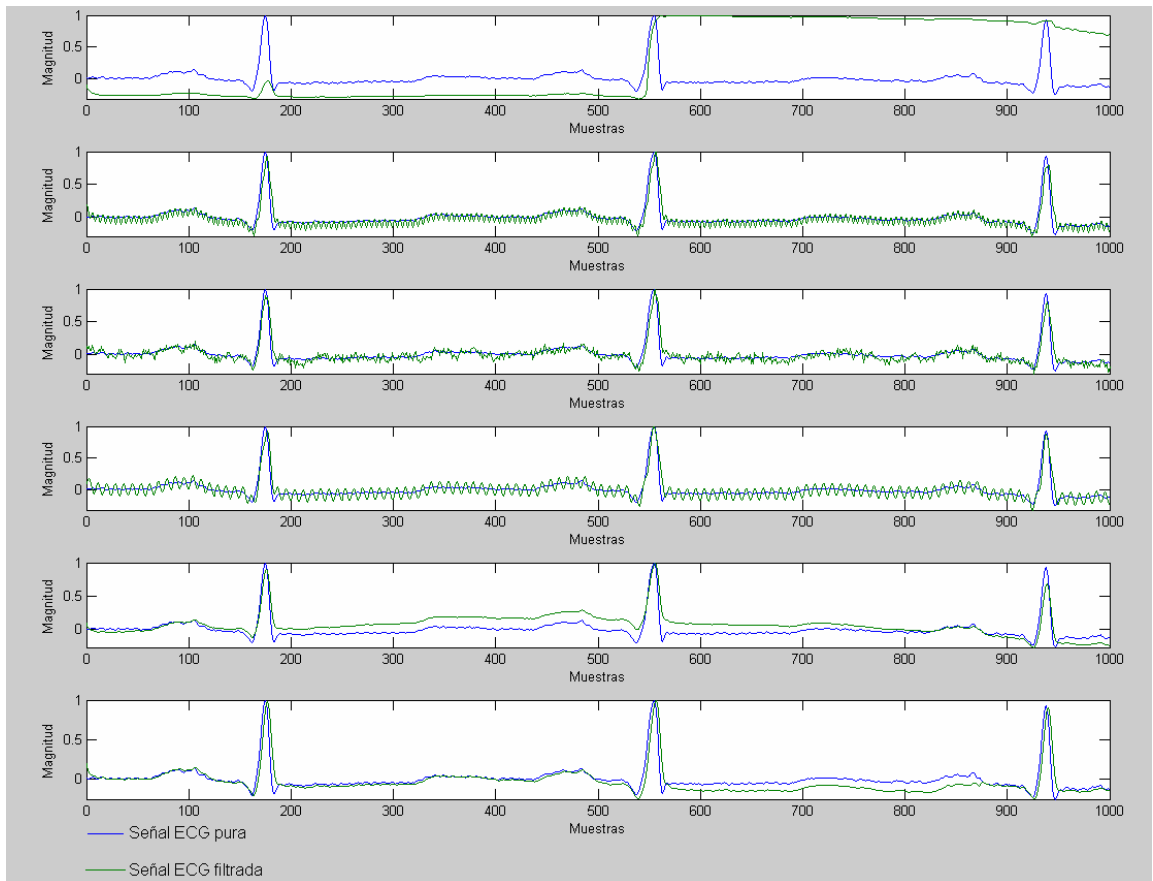


Figura 4.7. Señal ECG en la frecuencia, Filtrada con un Filtro ranura o Notch.

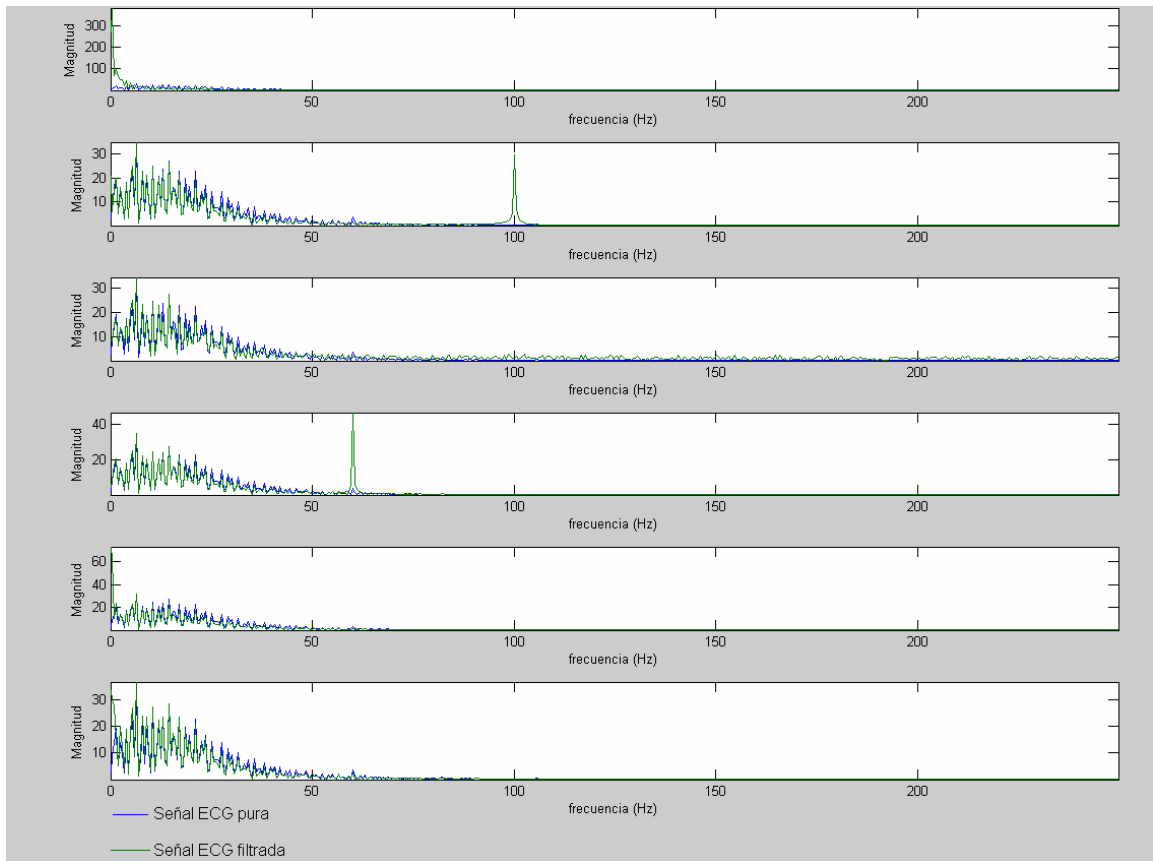


Figura 4.8. Señal ECG en el tiempo, Filtrada con BP6-(0.05Hz-100Hz)

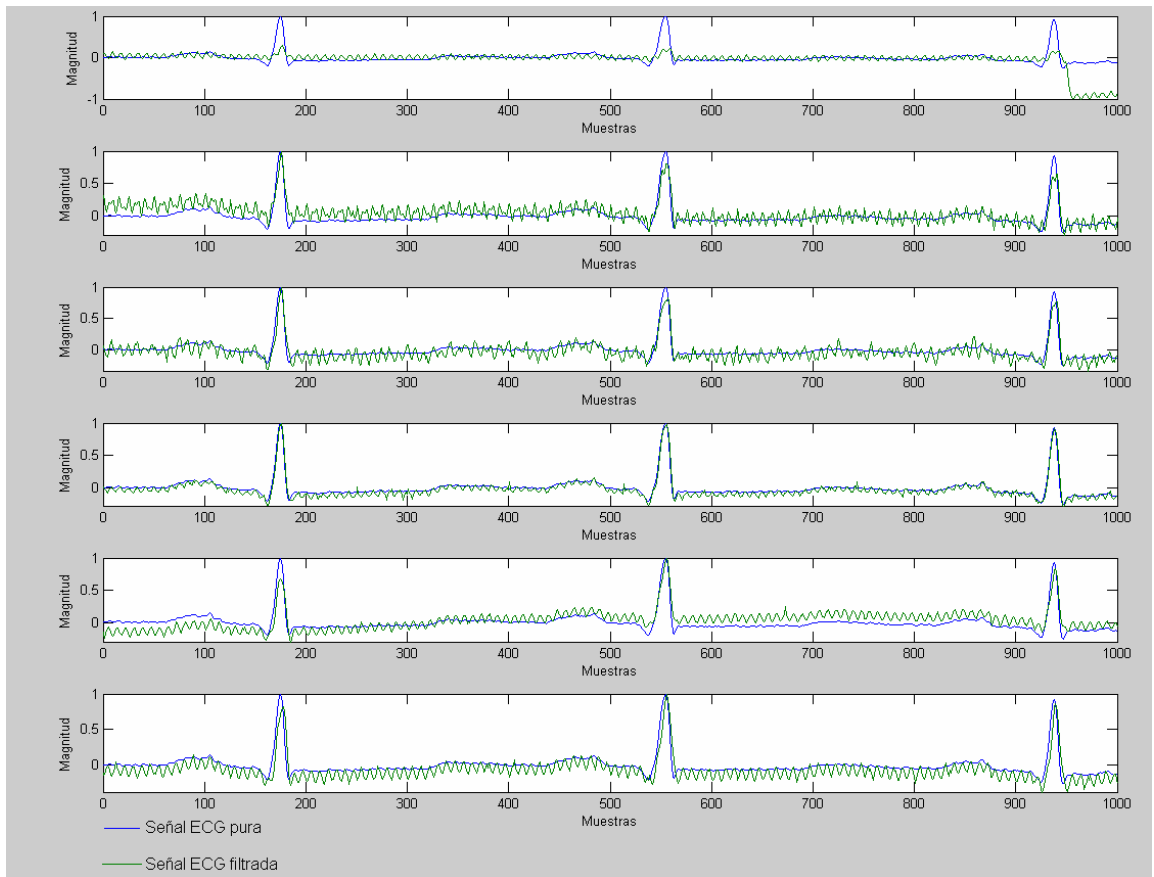
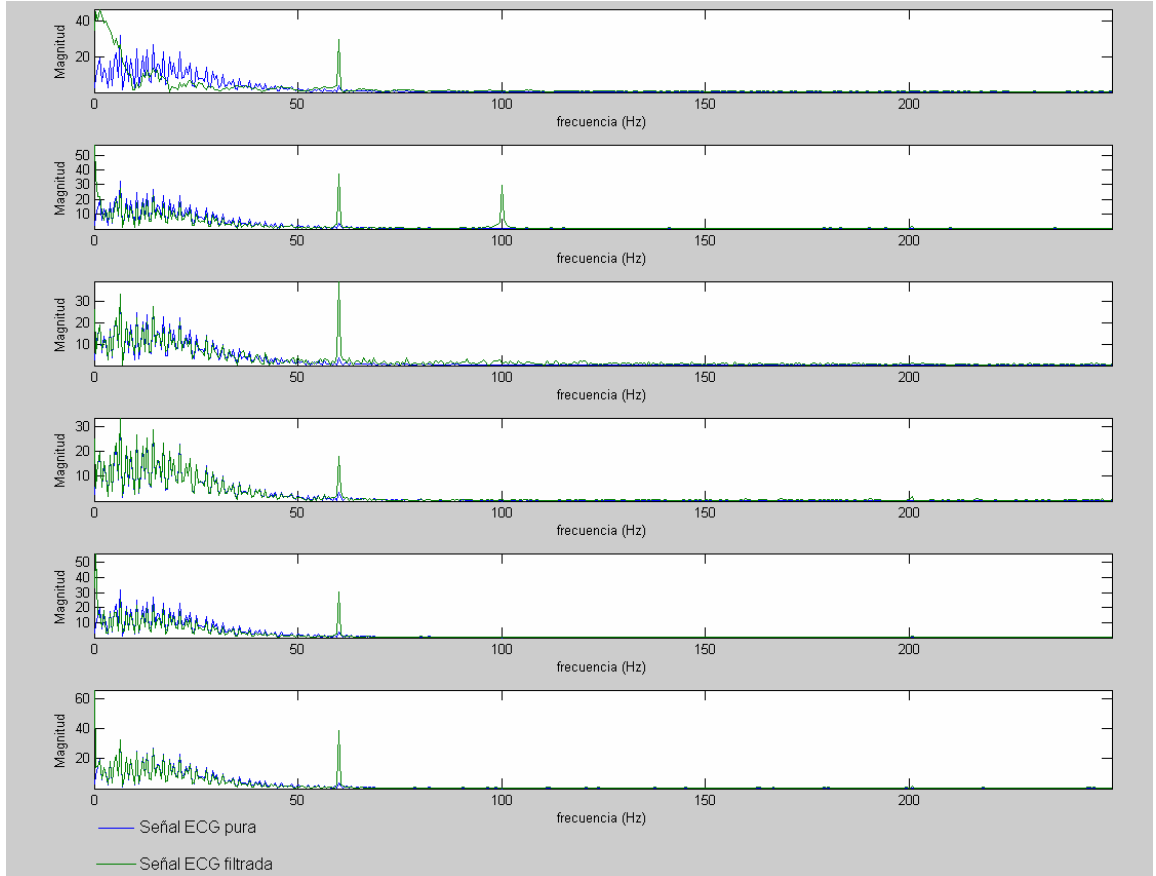


Figura 4.9. Señal ECG en la frecuencia, Filtrada con BP6- (0.05Hz-100Hz)



4.2 RESULTADOS

El propósito de utilizar el método Error Cuadrático Medio es proveer respuestas veraces y eficientes de los resultados y determinar una buena aproximación de la solución deseada.

El Error Cuadrático Medio (ECM), es definido como la raíz 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 teórico, las señales adquiridas directamente usando sólo la tarjeta de adquisición y un seguidor de voltaje para poder concluir que tipo de filtro real produce una mejor respuesta a los diferentes tipos de ruido.

Teniendo en cuenta que con sólo el uso de la tarjeta de adquisición se genera un ruido de cuantificación producido tras el proceso de decodificación digital de la señal, y al tiempo el ruido producido por la línea de potencia y sus armónicos. Además, el amplificador operacional introducirá un ruido a la señal adquirida debido a la no linealidad y distorsión inherente del dispositivo.

Para los filtros teóricos hay que tener en cuenta que estos en general deben producir una mejor respuesta, porque no se encuentran expuestos a la misma cantidad de ruido que se genera en el montaje práctico.

En las siguientes figuras se observaran los datos del error cuadrático medio obtenido de las señales en el tiempo y la frecuencia, y la interpretación de cada una de ellas.

donde:

CON: Ruido por contacto de electrodos (discontinuidad baja frecuencia).

ELQ: Ruido por electroquirúrgico (en 100Hz -900Hz).

ELM: Ruido por electromiográfico (normal en todo el espectro).

PLN: Ruido por línea de potencia (en 60Hz).

RES: Ruido por respiración (corrimiento línea base y modulación amplitud en 0.3Hz).

ART: Ruido por contacto de artefactos (duración definida en 0.07Hz).

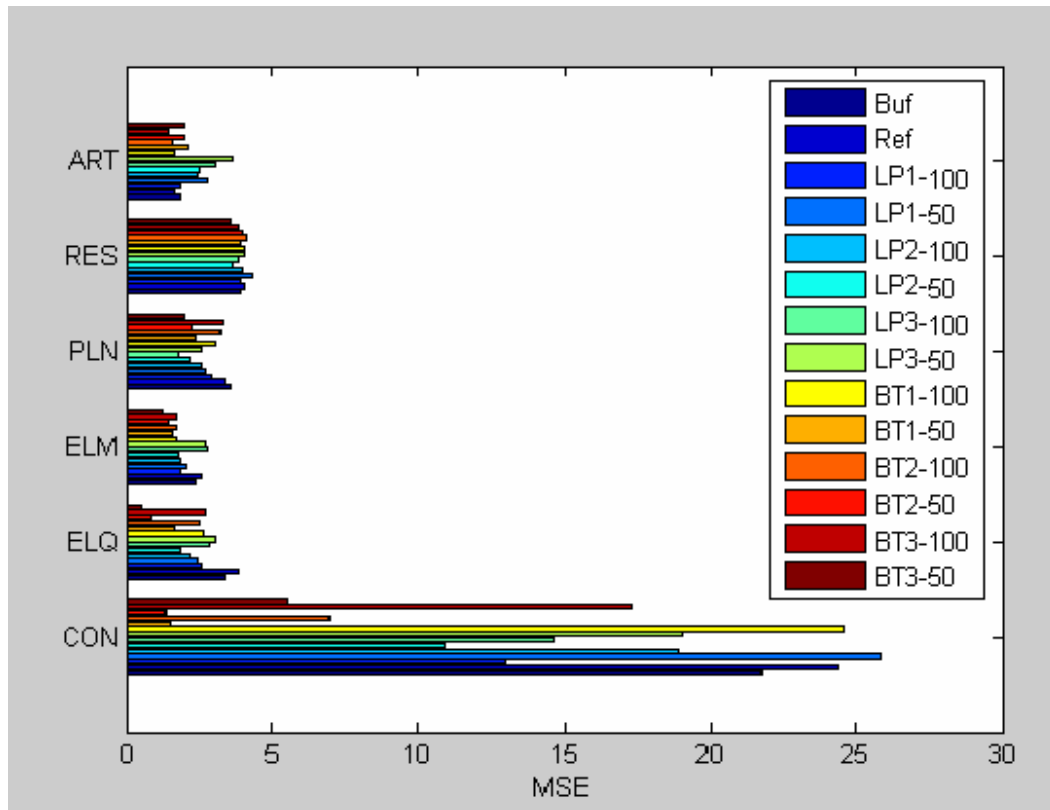
But: Referencia datos adquiridos a través del seguidor de voltaje.

Ref: Referencia datos adquiridos a través tarjeta de adquisición.

T n-f: donde: T Tipo de filtro, n orden del filtro, f: frecuencia del filtro.

BT n-f: donde: BT indica filtro TEÓRICO, n orden del filtro, f: frecuencia del filtro.

Figura 4.10 Filtros LP y error cuadrático medio obtenido de las señales en el tiempo



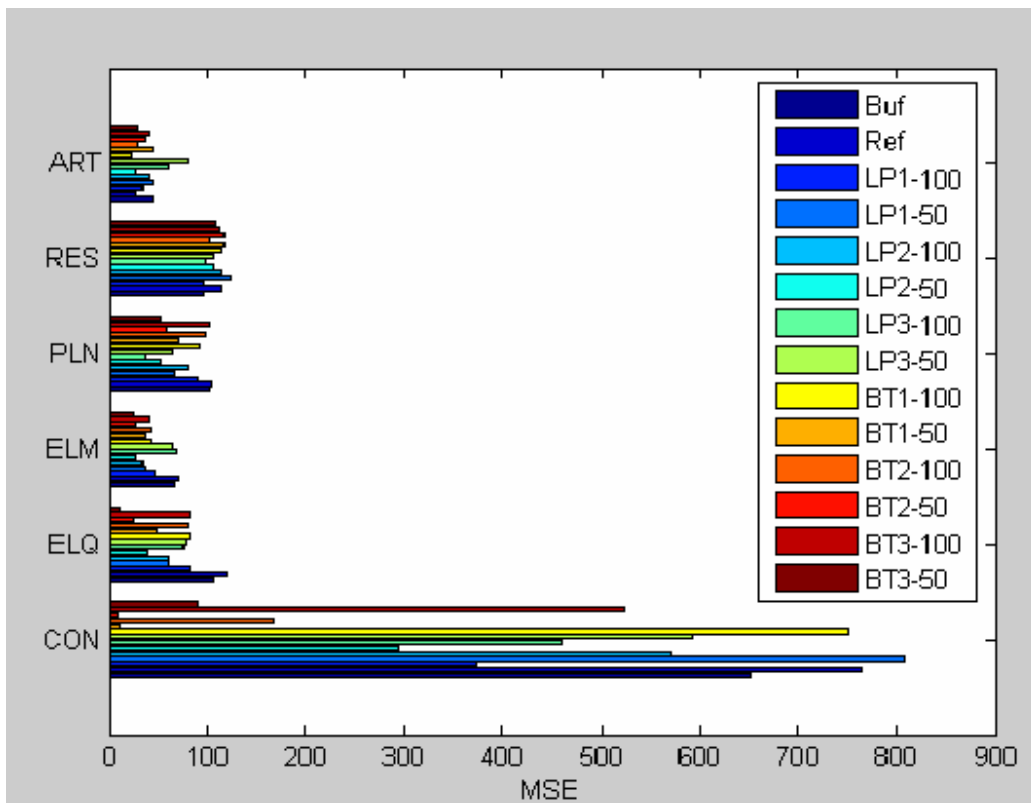
– Ruido por Contactos de Electrodo, Respiración, Artefactos
Debido a que estos tipos de ruido contienen frecuencias bajas, en este caso en particular no se espera ni se obtiene buena respuesta de los filtros.
Por lo tanto, el hecho de que LP2-50Hz se comporte mejor es mas bien una coincidencia que un resultado consistente.

– Ruido por Electroquirúrgico y Electromiográfico
En estos tipos de ruido se puede observar que el filtro teórico LP3-50Hz 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 pueden observar que el ruido Electroquirúrgico y Electromiográfico disminuyen con el orden del filtro lo que indica que este filtro es apropiado en este caso, 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

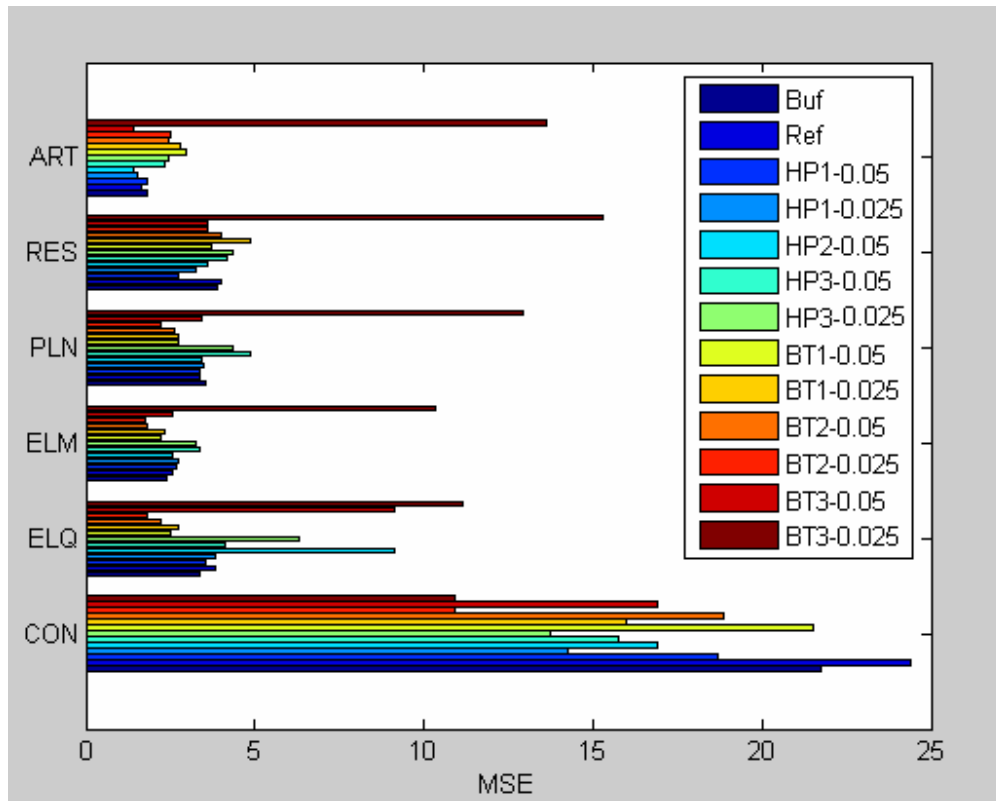
se puede observar que el ruido de la línea de potencia disminuye lo que indica que el filtro responde mejor a medida que el orden aumenta.

Figura 4.11. Filtros LP y error cuadrático medio obtenido de las señales en la frecuencia (soporte de la figura 4.10)



En esta figura se verifican los resultados obtenidos en la figura 4.9 con los valores obtenidos a partir del espectro de la misma señal, aquí se encontró que todos los casos los resultados de ambas figuras son consistentes.

Figura 4.12. Filtro HP y error cuadrático medio obtenido de las señales en el tiempo



– Ruido por Contactos de Electrodo

Los filtros teóricos HP3-0.025Hz y HP2-0.025Hz 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.

– Ruido Electroquirúrgico, Línea de potencia, Electromiográfico

Acerca de estos tipos de ruidos no se puede decir nada porque contiene una frecuencia alta 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 HP2-0.025Hz y HP3-0.05Hz dan una respuesta ligeramente mejor que las referencias y entre los filtros reales el que mejor responde es el filtro

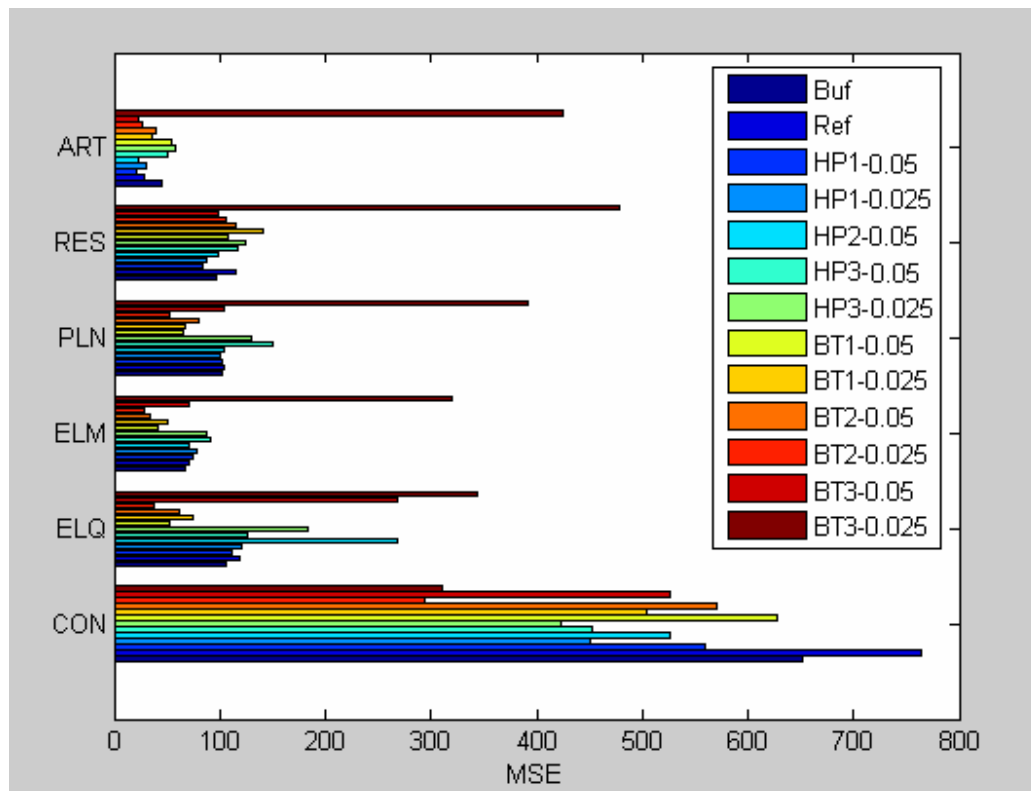
HP1-0.05Hz lo que sugiere que en particular para este tipo de ruido un filtro con orden bajo produce mejor desempeño.

– Ruido por Artefactos

En este tipo de ruido se encontró que la respuesta del filtro teórico HP3-0.05Hz y el filtro real HP2-0.05Hz ofrecen respuestas similares en términos de MSE.

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 con el filtro BT3-0.025Hz.

Figura 4.13. Filtro HP y error cuadrático medio obtenido de las señales en la frecuencia (soporte de la figura 4.12.)



– Ruido por contactos de electrodos

El filtro teórico HP2-0.025Hz 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 HP2-0.025Hz dan una respuesta favorable y entre los filtros reales es el filtro HP1-0.05Hz, que en comparación con la figura 4.11. confirman que un orden bajo produce mejores resultados.

– Ruido por Artefactos

En este tipo de ruido encontramos que la respuesta del filtro teórico HP3-0.05Hz y los filtros reales HP2-0.05Hz y HP1-0.05Hz ofrecen igual respuesta, que en comparación con las referencias el filtro muestra un funcionamiento adecuado para este tipo de ruido.

Figura 4.14. Filtro ranura y error cuadrático medio obtenido de las señales en el tiempo

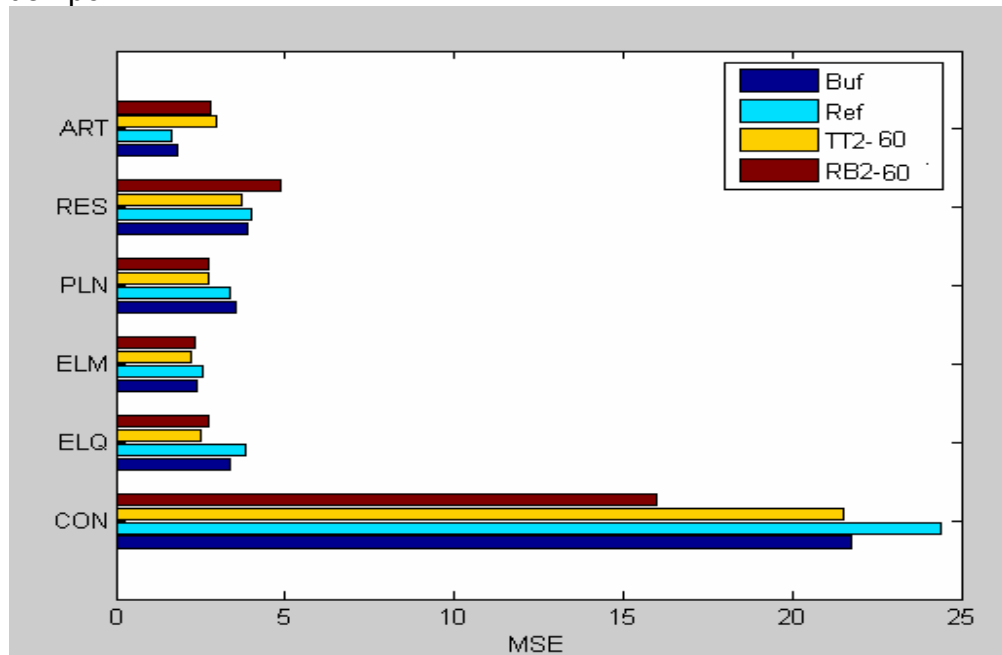
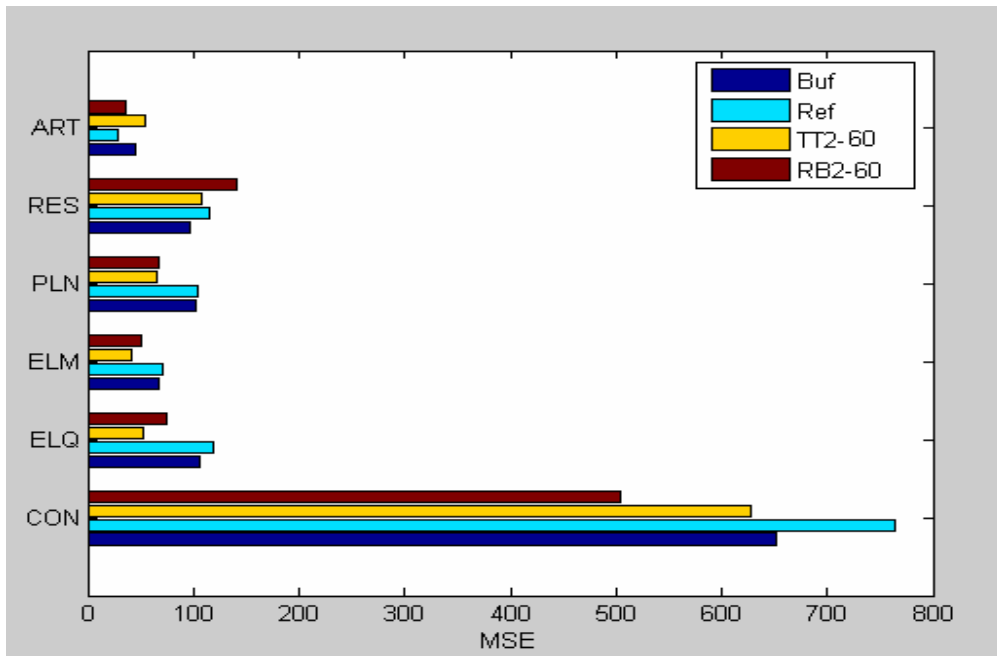
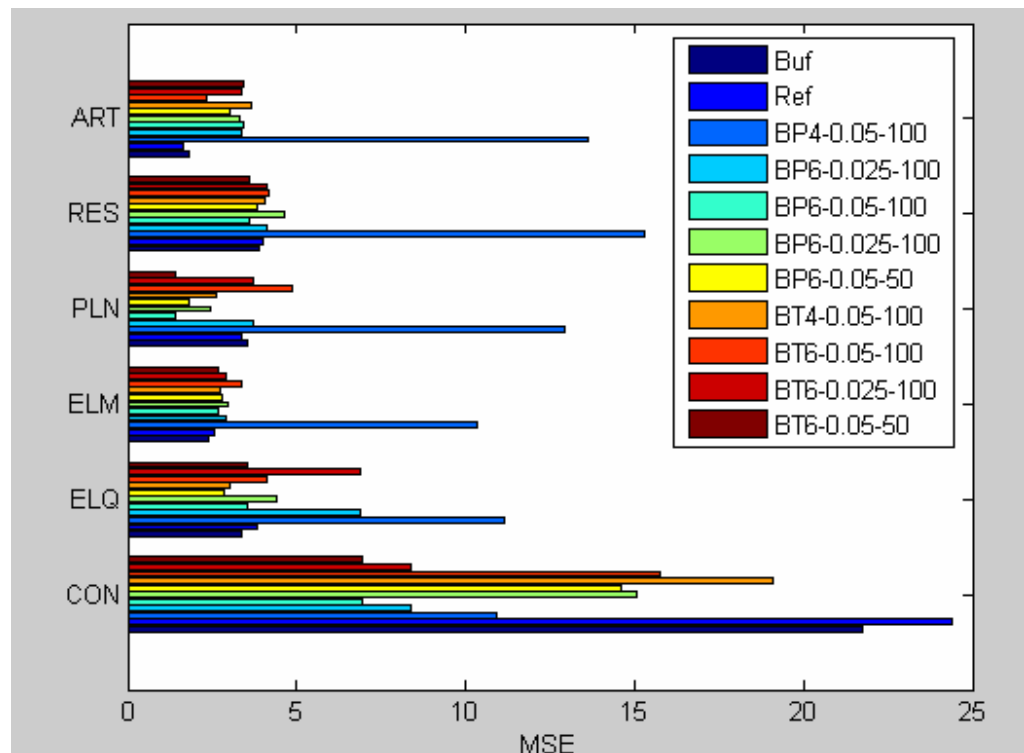


Figura 4.15. Filtro ranura y error cuadrático medio obtenido de las señales en la frecuencia (soporte de la figura 4.14)



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 y el pasivo, lo que indica que el filtro es apropiado considerando que a parte del ruido introducido artificialmente se tiene ruido real del mismo tipo producido por la fuente de alimentación de los amplificadores operacionales.

Figura 4.16. Filtro pasa banda y error cuadrático medio obtenido de las señales en el tiempo



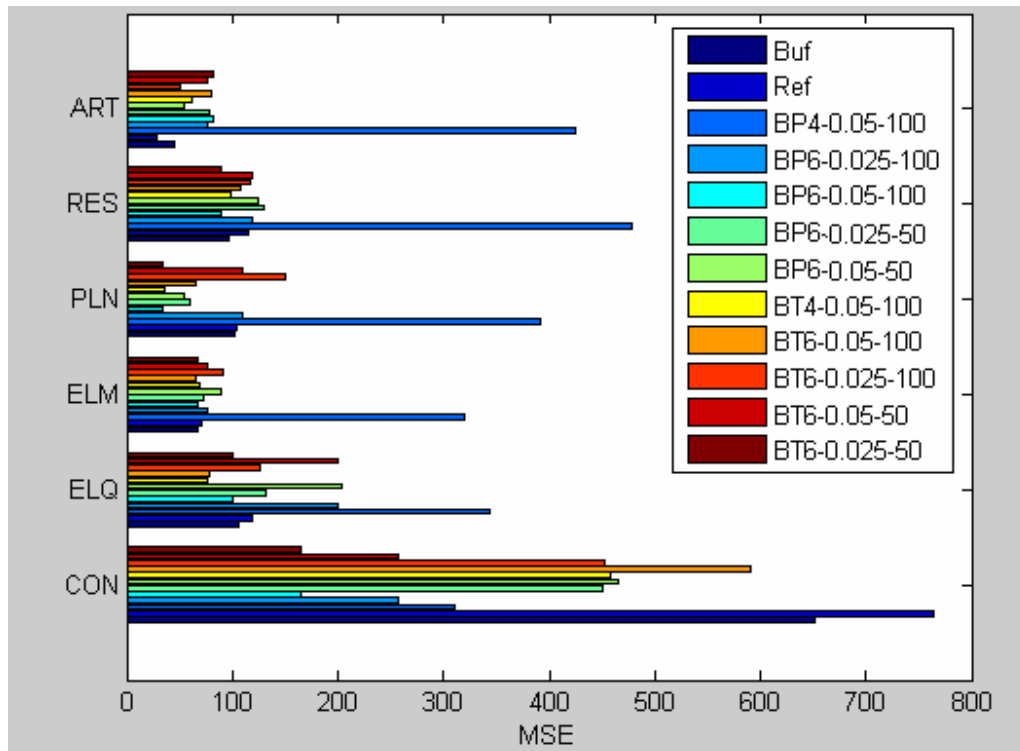
- Ruido por contactos de electrodos y Línea de potencia

El filtro teórico BP6-(0.05Hz-50Hz) y el filtro real BP6-(0.05Hz-100Hz) coinciden en sus respuestas, disminuyendo considerablemente las interferencias.

- Ruido Electroquirúrgico, Electromiográfico, Respiración, 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, respiración siempre van a estar allí y el ruido de artefactos es demasiado impredecible para atacarlo con este tipo de filtros.

Figura 4.17. Filtro pasa banda y error cuadrático medio obtenido de las señales en la frecuencia (soporte de la figura 4.16)



En esta figura se verifican los resultados obtenidos en la figura 4.16. con los valores obtenidos a partir del espectro de la misma señal, aquí se encontró que todo los casos los resultados de ambas figuras son consistentes.

5. CONCLUSIONES

Un examen electrocardiográfico (ECG) es realizado para determinar si una persona sufre de enfermedades cardíacas, si el corazón está latiendo normalmente, como examen preventivo antes y después de una operación y como control para personas que en algún momento pudieron sufrir infartos o estén propensos a estos.

En el momento de realizar un examen electrocardiográfico, existe la posibilidad de que se introduzcan perturbaciones o ruidos que alteran las componentes de la señal. Estas perturbaciones pueden llevar a 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 el ruido indeseables que se presentan en estas señales.

El diseño del filtro pasa-banda se realizó mediante dos etapas en cascada (filtro pasa-bajo y filtro pasa-alto) ya que facilita el proceso de implementación. Esta característica permitió que se realizaran pruebas independientes de las diferentes etapas.

Al implementar la etapa de los filtros pasa-bajos de orden 1, 2 y 3 se pudo observar que el filtro de orden 2 con frecuencia de corte de 50 Hz es eficiente ante el ruido electroquirúrgico y electromiográfico. El filtro de orden 3 con frecuencia de corte de 100 Hz es el que mejor responde ante el ruido por línea de potencia. Ante los ruidos por contactos de electrodos, respiración y artefactos no hay filtrado debido a que son ondas de baja frecuencia.

Al implementar la etapa de los filtros pasa-altos de orden 1, 2 y 3 se pudo observar que el filtro de orden 3 con frecuencia de corte de 0.025 Hz es eficiente ante el ruido por contactos de electrodos, el filtro de orden 1 con frecuencia de corte de 0.05 Hz es el que mejor responde ante el ruido por respiración y el filtro de orden 2 con frecuencia de corte de 0.05 es el que mejor responde ante el ruido por artefactos. Ante los ruidos electroquirúrgico, línea de potencia y electromiográfico no hay filtrado debido a que son ondas de alta frecuencia.

Se diseñaron varios filtros pasa-banda de diferentes órdenes (2, 4 y 6) con el objetivo de determinar cual presentaba el mejor comportamiento. En los resultados se observó que el filtro pasa-banda de orden 6 (0.05Hz-100Hz) disminuyó considerablemente la interferencia de la línea de potencia y contacto de electrodos, se observó en los filtros teórico y en los reales que el ruido Electroquirúrgico y por Respiración disminuyeron ligeramente pero esto no es

considerado una respuesta adecuada, además que el ruido Electromiográfico, respiración siempre van a estar allí y el ruido de artefactos es demasiado impredecible para atacarlo con este tipo de filtros.

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

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 (Ingeniero Electrónico) 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#ELECTROCARDIOGRAMA>
- [7]. <http://www.galeon.com/medicinadeportiva/CURSOECG4.htm>
- [8]. LLAMOSA RINCON, Luís Enrique. "Diseño de canales para la detección de Biopotenciales." Pereira: Área Biomédica, 1998, 202p.
- [9]. AVENDAÑO, Luís Enrique. "Sistemas Electrónicos Análogos." Pereira: Área Electrónica, 586p.
- [10]. VERA, Oscar. "Extracción de características de la señal electrocardiográfica mediante software de análisis matemático", Anteproyecto de grado (Ingeniero Electricista) Universidad Tecnológica de Pereira. Facultad de Ingeniería Eléctrica.
- [11]. RASHID, Muhammad, "Circuitos Microelectrónicos Análisis y Diseño", Editorial Internacional Thomson Editores, 2000, 990p.
- [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.