



**UNIVERSIDAD CATÓLICA  
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL**

FACULTAD DE EDUCACIÓN TÉCNICA PARA EL DESARROLLO  
CARRERA DE INGENIERÍA EN TELECOMUNICACIONES

TEMA:

**Implementación de método basado en Wavelets para la eliminación de  
derivas de línea base en señales de ECG**

AUTOR:

Hidalgo Barsallo, Marlon Enrique

Trabajo de Titulación previo a la obtención del grado de  
**INGENIERO EN TELECOMUNICACIONES**

TUTOR:

Zamora Cedeño, Néstor Armando

Guayaquil, Ecuador

15 de Marzo del 2017



**UNIVERSIDAD CATÓLICA  
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL**

FACULTAD DE EDUCACIÓN TÉCNICA PARA EL DESARROLLO  
CARRERA DE INGENIERÍA EN TELECOMUNICACIONES

**CERTIFICACIÓN**

Certificamos que el presente trabajo fue realizado en su totalidad por el Sr.  
**Hidalgo Barsallo, Marlon Enrique** como requerimiento para la obtención  
del título de **INGENIERO EN TELECOMUNICACIONES**.

TUTOR

---

Zamora Cedeño, Néstor Armando

DIRECTOR DE CARRERA

---

Heras Sánchez, Miguel Armando

Guayaquil, a los 15 del mes de Marzo del año 2017



**UNIVERSIDAD CATÓLICA  
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL**

FACULTAD DE EDUCACIÓN TÉCNICA PARA EL DESARROLLO  
CARRERA DE INGENIERÍA EN TELECOMUNICACIONES

**DECLARACIÓN DE RESPONSABILIDAD**

Yo, **Hidalgo Barsallo, Marlon Enrique**

**DECLARÓ QUE:**

El trabajo de titulación “**Implementación de método basado en Wavelets para la eliminación de derivas de línea base en señales de ECG**” previo a la obtención del Título de **Ingeniero en Telecomunicaciones**, ha sido desarrollado respetando derechos intelectuales de terceros conforme las citas que constan en el documento, cuyas fuentes se incorporan en las referencias o bibliografías. Consecuentemente este trabajo es de mi total autoría.

En virtud de esta declaración, me responsabilizo del contenido, veracidad y alcance del Trabajo de Titulación referido.

Guayaquil, a los 15 del mes de Marzo del año 2017

EL AUTOR

---

HIDALGO BARSALLO, MARLON ENRIQUE



**UNIVERSIDAD CATÓLICA  
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL**

FACULTAD DE EDUCACIÓN TÉCNICA PARA EL DESARROLLO  
CARRERA DE INGENIERÍA EN TELECOMUNICACIONES

**AUTORIZACIÓN**

Yo, **Hidalgo Barsallo, Marlon Enrique**

Autorizó a la Universidad Católica de Santiago de Guayaquil, la publicación, en la biblioteca de la institución del Trabajo de Titulación: “**Implementación de método basado en Wavelets para la eliminación de derivas de línea base en señales de ECG**”, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi exclusiva responsabilidad y total autoría.

Guayaquil, a los 15 del mes de Marzo del año 2017

EL AUTOR

---

HIDALGO BARSALLO, MARLON ENRIQUE

# REPORTE DE URKUND

**URKUND**

<b>Documento</b>	<a href="#">Titulación Hidalgo Marlón Final.docx</a> (D26038736)
<b>Presentado</b>	2017-02-27 02:43 (-05:00)
<b>Presentado por</b>	fernandopm23@hotmail.com
<b>Recibido</b>	edwin.palacios.ucsg@analysis.orkund.com
<b>Mensaje</b>	Revisión Titulación Marlón Hidalgo <a href="#">Mostrar el mensaje completo</a> 3% de esta aprox. 15 páginas de documentos largos se componen de texto presente en 3 fuentes.

**Lista de fuentes** Bloques

Categoría	Enlace/nombre de archivo
>	<a href="http://www.exa.unicen.edu.ar/escuelapav/">http://www.exa.unicen.edu.ar/escuelapav/...</a>
	<a href="#">Formato TT Kevin Almeida V.27.12.206.docx</a>
	<a href="#">tesis final - NV y JV.docx</a>
	<a href="#">PORTADA FINAL 1.doc</a>
	<a href="#">Paucaz Pablo V1.docx</a>

Reiniciar Exportar Compartir

1 Advertencias

UNIVERSIDAD CATÓLICA DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL  
FACULTAD DE EDUCACIÓN TÉCNICA PARA EL DESARROLLO  
CARRERA

DE INGENIERÍA EN TELECOMUNICACIONES

TEMA:

Implementación de método basado en Wavelets para la  
eliminación de derivas de línea base en señales de ECG

AUTOR: Hidalgo Barsallo, Marlón Enrique

Trabajo de Titulación previo a la obtención del grado de  
INGENIERO EN TELECOMUNICACIONES

TUTOR: Zamora Cedeño, Néstor Armando

## DEDICATORIA

A mis abuelos que siempre me cuidaron me guiaron, están conmigo y siempre me desean lo mejor del mundo.

A mi madre Rosita Barsallo pilar fundamental de mi vida mi gran amor.

A la memoria de mi padre Jorge Hidalgo el mejor hombre que pude conocer.

Y a mí, yo sé, porque me lo dedico.

EL AUTOR

HIDALGO BARSALLO, MARLON ENRIQUE

## **AGRADECIMIENTO**

A Dios el todo poderoso por guiarme y estar a mi favor siempre.

Gracias a todas las personas de la Universidad Católica de Santiago de Guayaquil y a la Facultad de Educación Técnica para el Desarrollo, por su atención y amabilidad, por todo lo referente a mi vida en calidad de estudiante.

A los maestros los cuales no solamente daban a cocer su conocimiento de la materia, si no también experiencia de vida lo cual me sumo mucho.

A mi tutor, M. Sc. Néstor Zamora Cedeño y M. Sc. Fernando Palacios Meléndez por hacer fácil lo difícil.

A todos los amigos, compañeros de aula con los cuales estuve algunos años de mi vida.

A mi familia que me apoyo de una manera moral y económica.

**EL AUTOR**

**HIDALGO BARSALLO, MARLON ENRIQUE**



**UNIVERSIDAD CATÓLICA  
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL**

FACULTAD DE EDUCACIÓN TÉCNICA PARA EL DESARROLLO  
CARRERA DE INGENIERÍA EN TELECOMUNICACIONES

**TRIBUNAL DE SUSTENTACIÓN**

f. \_\_\_\_\_  
**ZAMORA CEDEÑO, NÉSTOR ARMANDO**  
TUTOR

f. \_\_\_\_\_  
**HERAS SÁNCHEZ, MIGUEL ARMANDO**  
DIRECTOR DE CARRERA

f. \_\_\_\_\_  
**PALACIOS MELÉNDEZ, EDWIN FERNANDO**  
COORDINADOR DE TITULACIÓN



## Índice General

Índice de Figuras .....	XI
Índice de Tablas.....	XIII
Resumen.....	XIV
CAPÍTULO 1: Generalidades del trabajo de titulación .....	2
1.1. Introducción.....	2
1.2. Antecedentes del Problema de Investigación.....	3
1.3. Problema de Investigación. ....	4
1.4. Justificación del Problema de Investigación. ....	4
1.5. Objetivos del trabajo de titulación. ....	4
1.4.1. Objetivo general.....	5
1.4.2. Objetivos específicos.....	5
1.6. Hipótesis.....	5
1.7. Metodología de investigación.....	5
CAPÍTULO 2: Fundamentos teóricos.....	7
2.1. Introducción al ECG .....	7
2.2. Transformada Wavelets.....	9
2.2.1. Funciones de escala.....	11
2.2.2. Funciones de la Wavelet madre .....	13
CAPÍTULO 3: Implementación de método basado en Wavelets .....	21
3.1. Señales utilizadas en la simulación.....	21
3.2. Obtención de métricas en señales ECG. ....	26
3.2.1. Porcentaje de la diferencia del error cuadrático medio – PRD. ...	26
3.2.2. Distancia máxima absoluta – MAD.....	27
3.3. Experimentos .....	27
3.4. Detalles de la implementación. ....	29
3.5. Resultados obtenidos.....	30

Capítulo 4: Conclusiones y Recomendaciones.....	36
4.1. Conclusiones.....	36
4.2. Recomendaciones.....	37
Bibliografía.....	38
Glosario.....	42

## Índice de Figuras

### Capítulo 2

Figura 2. 1: Señal de una ECG típico. ....	8
Figura 2. 2: Wavelet madre Haar .....	16
Figura 2. 3: Wavelets madre Daubechies. ....	16
Figura 2. 4: Wavelets madre Coiflets .....	17
Figura 2. 5: Wavelets madre Biorthogonal.....	18
Figura 2. 6: Wavelets madre Symlets. ....	19
Figura 2. 7: Wavelet madre Morlet.....	19
Figura 2. 8: Wavelet madre Mexican Hat.....	20
Figura 2. 9: Wavelet madre Meyer.....	20

### Capítulo 3

Figura 3. 1: Segmento de 5 segundos de la señal bioeléctrica de la NSTD (a) registro “bw” canal 1, DLB producida por la respiración, (b) registro “em” canal 1, DLB producida por los artefactos de movimiento de los electrodos, (c) registro “118e12” canal 1, señal de ECG contaminado con valores de amplitud aleatorios de las señales mostradas en (a) y (b). ....	22
Figura 3. 2: Segmento de 5 segundos de la señal sel100m de la QT Database. ....	23
Figura 3. 3: Segmento de 5 segundos de la señal sel103m de la QT Database. ....	24
Figura 3. 4: Segmento de 5 segundos de la señal sel116m de la QT Database. ....	24
Figura 3. 5: Segmento de 5 s de señal sintética generada por ECGSym con 70 lpm. ....	25
Figura 3. 7: Segmento de 5 s de señal sintética generada por ECGSym con 120 lpm. ....	26

Figura 3. 7: Diagrama de flujo de la implementación del método .....	29
Figura 3. 8: Código fuente de la función en Matlab para la eliminación de DLB usando Transformada Wavelet.....	30
Figura 3. 9: Desempeño del método en señal de ECG sintética y ruido sintético. Ventana de 1 segundo centrada en el punto de mayor distancia absoluta. Elaborado por: autor.....	34
Figura 3. 10: Desempeño del método en señal de ECG real registro sel103m de la QT Database y ruido real de la NSTDB. Ventana de 1 segundo centrada en el punto de mayor distancia absoluta.....	35

## Índice de Tablas

### Capítulo 3

Tabla 3. 1: Características de los experimentos. ....	28
Tabla 3. 2: Desempeño del método en señales sintéticas y ruido sintético. ....	31
Tabla 3. 3: Desempeño del método en señales sintéticas y ruido real de la NSTDB.....	32
Tabla 3. 4: Desempeño del método en señales reales de la QT Database y ruido sintético.....	32
Tabla 3. 5: Desempeño del método en señales reales de la QT Database y ruido real de la NSTDB.....	33

## Resumen

El electrocardiograma (ECG) es una técnica no invasiva de gran utilidad y ampliamente difundida en los hospitales de todo el mundo. Esta bioseñal es fuertemente afectada por diferentes ruidos de varias naturalezas, entre ellos se encuentran las derivas de línea base que son considerables en ECG ambulatorio o adquirido durante pruebas de esfuerzo físico. En este trabajo se implementa en Matlab un método basado en Transformada *Wavelet* para la eliminación de este tipo de ruido. Se utiliza la familia *Wavelet Symlet 8* con umbral *semi-soft* ya que fue reportado con buenos resultados en la literatura revisada. Además, se realizan varios experimentos con señales de ECG reales y sintéticas a las cuales se les añaden derivas de línea bases reales y sintéticas utilizando bases de datos mundialmente conocidas. Para evaluar cuantitativamente el desempeño del método implementado se aplican las métricas de similitud por ciento de la diferencia del error medio cuadrático y la distancia máxima absoluta, obteniendo valores promedios de 26,51% y 0,29 unidades arbitrarias respectivamente en los experimentos realizados con señales reales y ruidos reales que son el caso más cercano a la realidad.

Palabras claves: ECG, RUIDO, DERIVAS DE LÍNEA BASE, TRANSFORMADA WAVELETS, MATLAB, MÉTRICAS.

## **CAPÍTULO 1: Generalidades del trabajo de titulación**

### **1.1. Introducción**

Las enfermedades cardiovasculares son la principal causa de muerte a nivel mundial (World Health Organization, 2014), por lo que la demanda tanto de servicios médicos especializados como de tecnologías de apoyo al diagnóstico necesarias para el estudio y monitorización de pacientes con enfermedades cardiovasculares está en constante aumento.

El electrocardiograma (ECG por sus siglas en inglés) es un procedimiento médico no invasivo muy utilizado para el diagnóstico de enfermedades cardiovasculares. El corazón es un órgano movido por electricidad. Cada latido, cada contracción del músculo cardíaco, cada uno de los movimientos de las válvulas del corazón son comandados por pequeños impulsos eléctricos generados en el propio corazón. Esta actividad eléctrica a lo largo del tiempo es registrada por medio del ECG (Barrett, 2013). Él también permite identificar los padrones normales de transmisión y generación de estos impulsos eléctricos. Las anomalías en la actividad eléctrica cardíaca son claros indicadores de que hay problemas con el corazón del paciente.

La señal de ECG puede ser registrada en varias situaciones: en reposo, de forma ambulatoria y durante una prueba de esfuerzo (Barrett, 2013). El ECG en reposo registra la actividad eléctrica cardíaca cuando el

individuo está decúbito dorsal, pero tiende a ser de corta duración, lo que torna difícil la detección de eventos que varían a lo largo del tiempo o están relacionados a actividades físicas, como pueden ser la identificación del infarto de miocardio antiguo, de la hipertrofia ventricular izquierda, la sobrecarga atrial izquierda y de los bloqueos de rama.

## **1.2. Antecedentes del Problema de Investigación.**

El ECG ambulatorio es adquirido mientras el paciente realiza sus actividades diarias, por un período de 24 horas o más, lo que aumenta la probabilidad de detectar varios tipos de eventos patológicos. En la prueba de esfuerzo el paciente realiza, por períodos relativamente cortos (5-15 minutos), un esfuerzo físico controlado (bicicleta ergométrica o caminadora). En esas circunstancias, es posible evaluar con el ECG, la capacidad funcional del sujeto, la ocurrencia de isquemia miocárdica e identificar posibles arritmias, entre otras aplicaciones.

Las principales fuentes de ruido en el ECG están divididas en ruidos de alta frecuencia (AF), su espectro está por encima del espectro de la señal de ECG y ruidos de baja frecuencia (BF), que tienen espectro por debajo del espectro de la señal de ECG (Webster, 1978). Entre los ruidos de BF está el ruido generado por el movimiento del paciente, por el mal contacto de los electrodos y por la deriva de línea base debida a la respiración. Entre los ruidos de AF están: el ruido generado por los electro-bisturís, por la red eléctrica y por la contracción de los músculos. El ruido de instrumentación



generado por el sistema de adquisición del ECG se considera ruido blanco (Friesen et al., 1990).

### **1.3. Problema de Investigación.**

Las señales obtenidas en pruebas de esfuerzo físico y mediante ECG ambulatorio son fuertemente contaminadas por derivas de línea base (DLB) que si no son eliminadas correctamente impide el buen funcionamiento de algoritmos de detección de puntos característicos con gran importancia clínica ya que permiten el diagnóstico de muchas patologías. De acuerdo a lo expuesto, surge la necesidad de realizar la implementación de un método basado en la transformada Wavelet que permita la eliminación de derivas de línea base ocurridos durante la etapa de obtención de señales electrocardiográficas.

### **1.4. Justificación del Problema de Investigación.**

A través de la implementación del método basado en la transformada Wavelet lograremos eliminar el ruido que se produce en las derivas de línea base. Lo importante del trabajo de titulación, es que se desarrolla un algoritmo para eliminar la DLB y que sirve como base para futuros proyectos en el área del procesamiento de señales, en especial las señales ECG.

### **1.5. Objetivos del trabajo de titulación.**

Atendiendo a la importancia de una correcta eliminación de las derivas de línea base, el presente trabajo tiene como objetivo general y específicos:

#### **1.4.1. Objetivo general**

Implementar un método basado en Transformada Wavelet para la eliminación de derivas de línea base en señales ECG.

#### **1.4.2. Objetivos específicos**

Los objetivos específicos son:

- Estudiar los fundamentos teóricos de la Transformada *Wavelet*.
- Implementar en Matlab los métodos basados en Transformada *Wavelet* para la eliminación de derivas de línea base.
- Realizar experimentos aplicando el método en señales de ECG sintéticas y reales en presencia de derivas de línea base sintéticas y reales.
- Aplicar mediciones de similitud para la evaluación del desempeño del método implementado por la Transformada de Wavelet.

#### **1.6. Hipótesis.**

Si son investigados e implementados métodos para la eliminación de la DLB, esto contribuirá en la correcta detección de puntos, aumentando el diagnóstico certero de muchas patologías.

#### **1.7. Metodología de investigación.**

El trabajo de titulación propuesto utiliza un enfoque cuantitativo, para las pruebas realizadas en señales sintéticas y reales, se recogen y se procesan para evaluar sus resultados. El diseño de investigación, es

descriptivo, explicativo y exploratorio. En la parte descriptiva, se realiza una descripción teórica de la transformada Wavelets lo que ayudará en el desarrollo del método para la eliminación de la DLB. En la parte explicativa, se explica a partir de expresiones matemáticas y del algoritmo planteado se explica la programación en MatLab para la eliminación de la DLB. En la parte exploratoria, se realizó una búsqueda bibliográfica de trabajos y publicaciones en revistas del tratamiento y procesamiento de señales biomédicas, así como explorar los fenómenos que causan la DLB.

## **CAPÍTULO 2: Fundamentos teóricos**

En este capítulo se hace una introducción al ECG y se describe las ondas y segmentos de una señal típica. También se analizan los fundamentos teóricos de la Transformada *Wavelets*, sus basamentos matemáticos y se describen algunas de las funciones *Wavelets* madre más usadas.

### **2.1. Introducción al ECG**

El electrocardiograma es un estudio muy utilizado en la rutina clínica. Permite evaluar el ritmo y la función cardíaca registrando, por medio de electrodos, la actividad eléctrica generada durante el ciclo cardíaco. Con este examen se pueden detectar múltiples anormalidades y condiciones debidas a diferentes patologías, como por ejemplo alteraciones en la posición del corazón en la cavidad torácica, el aumento de la espesura del musculo cardiaco, conocida como hipertrofia; también permite detectar las alteraciones del ritmo cardiaco (arritmias) y de la conducción de los impulsos eléctricos a través del corazón (bloqueos) que pueden producirse por diversas enfermedades (Murgatroyd, 2002).

El paso del potencial de acción a través de las células cardiacas genera formas de onda, las cuales, sumadas entre sí, generan una señal electrocardiográfica. En la figura 2.1 se muestra una señal de ECG típica con

todas sus ondas y segmentos. A continuación, serán descritas brevemente desde el punto de vista eléctrico y mecánico:

- Onda P: Es la primera marca reconocible del ECG en condiciones normales. Se produce cuando el nodo sinoatrial genera el impulso y se da la despolarización de las aurículas, primero la aurícula derecha y luego la izquierda. Luego se produce la sístole auricular. Esta onda dura entre 0.09 y 0.11 segundos y su voltaje no excede los 2,5mV.

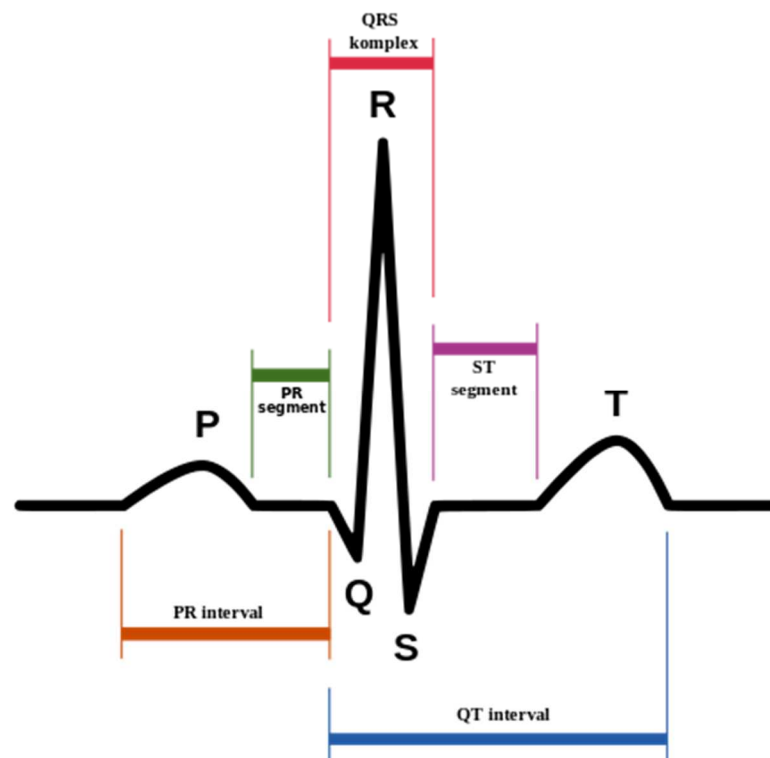


Figura 2. 1: Señal de una ECG típico.

Fuente: (CUNHA, LOPES, CORADINE, SILVA, & MOREIRA., 2012)

- Intervalo P-Q: Es el espacio comprendido entre el fin de la onda P y el inicio del complejo QRS. Dura entre 0.11 y 0.20 segundos. Muestra el período de inactividad eléctrica correspondiente al retraso fisiológico que sufre el estímulo en el nodo auriculoventricular (AV).

- Complejo QRS: Es la marca más característica de la señal electrocardiográfica. El nodo AV reenvía el estímulo eléctrico y se da la despolarización de los ventrículos y por esto, se da la sístole ventricular. La aurícula se repolariza y se genera la diástole auricular. Dura entre 0.07 y 0.11 segundos.
- Segmento ST: Comprendido entre el fin del complejo QRS y el inicio de la onda T. Suele ser isoelectrico en los ECG normales.
- Onda T: Causada por la repolarización de ventrículos, se genera una diástole ventricular. Tiene igual polaridad al complejo QRS.

## **2.2. Transformada Wavelets.**

La Transformada *Wavelets* (TW) es una herramienta para el análisis de señales, similar a la Transformada de Fourier, que descompone una señal en diferentes componentes de frecuencias, permitiendo estudiar cada componente de forma separada en su escala correspondiente. El término "*wavelet*" significa "pequeña onda".

Dentro de los usos de esta poderosa herramienta podemos nombrar, además del análisis local de señales no estacionarias, el análisis de señales electrocardiográficas, sísmicas, de sonido, de radar, así como también es utilizada para la compresión y procesamiento de imágenes y reconocimiento de patrones.

Una de las ventajas de la Transformada *Wavelets* es que un evento puede ser descrito simultáneamente tanto en el dominio de la frecuencia como en el dominio del tiempo, a diferencia de la Transformada de Fourier, donde un evento se describe solamente en el dominio de la frecuencia o del tiempo. Esta diferencia permite un análisis en multiresolución de los datos en diferentes escalas (UNICEN, 2006).

La Transformada *Wavelets* es eficiente para el análisis local de señales no estacionarias y de rápida transitoriedad y, al igual que la Transformada de Fourier con ventanas, mapea la señal en una representación de tiempo-escala. El aspecto temporal de las señales es preservado. El análisis de las frecuencias de mayor rango se realiza usando ventanas estrechas y el análisis de las frecuencias de menor rango se hace utilizando ventanas anchas (UNICEN, 2006).

Según el principio de incerteza de Heisenberg existen limitaciones con la resolución en el tiempo y en la frecuencia, pero es posible realizar un análisis usando la Transformada *Wavelets* que posibilita examinar la señal en diferentes frecuencias con diferentes resoluciones. La TW tiene alta resolución temporal e baja en frecuencia para eventos de alta frecuencia e vice-versa para eventos de baja frecuencia (Mallat, 2008). La Transformada *Wavelets* está formada básicamente por dos tipos de funciones: las funciones de escala  $\phi(t)$  y las funciones de la *Wavelet* madre  $\psi(t)$ .

### 2.2.1. Funciones de escala

Las funciones de escala juegan el papel de funciones promedio. La correlación entre la función de escala y una función continua arbitraria produce la aproximación promediada de la última. Las funciones de escala dilatadas en un factor de escala  $2^i$  son desplazadas de un factor de escala directo de translación  $k$ , según muestra la ecuación 1.

$$\phi_{i,k}(t) = 2^{-i/2}\phi(2^{-i}t - k) \quad (1)$$

Las funciones de escala básicas  $\phi(t)$  que son usadas satisfacen la condición de ortogonalidad de manera que, los desplazamientos discretos  $\phi(t - k)$  con  $k \in \mathbf{Z}$ , forman un conjunto ortonormal. La proyección de una función  $f(t) \in \mathbf{L}^2(\mathbf{R})$  en la base ortonormal  $\{\phi(t - k)\}$  es una correlación entre la función  $f(t)$  original y la función de escala  $\phi(t)$  muestreada a intervalos enteros.

Como resultado de la proyección de  $f(t)$  en la base de la función de escala, se obtiene una aproximación menos detallada de  $f(t)$ . Todas las aproximaciones de  $f(t)$  forman un subespacio  $V_0 \in \mathbf{L}^2(\mathbf{R})$ . El espacio vectorial  $V_0$  puede ser interpretado como el conjunto de todas las posibles aproximaciones de la función en  $\mathbf{L}^2(\mathbf{R})$  generado por el conjunto ortonormal  $\{\phi(t - k)\}$  (UNICEN, 2006).

Las funciones de escalas para todas las escalas  $s = 2^i$  con  $i \in \mathbf{Z}$ , generadas a partir de la misma  $\phi(t)$ , son todas de forma similar. Debido a



que la función de escala básica  $\phi(t)$  genera la base ortonormal  $\{\phi(t - k)\}$  de  $V_0$ , con un paso de traslación entero, la función de escala dilatada  $\phi(t/2)$  generará la base ortonormal  $\{\phi(2^{-1}t - k)\}$  de  $V_1$  con un paso de traslación igual a 2, y  $\phi(t/4)$  generará la base ortonormal  $\{\phi(2^{-2}t - k)\}$  de  $V_2$  con un paso de traslación igual a 4, y así sucesivamente.

Existe entonces un conjunto de bases ortogonales de las funciones de escala. Cada base de la función de escala es ortonormal en el espacio de la misma escala (UNICEN, 2006):

$$\langle \phi_{i,k}, \phi_{i,n} \rangle = \delta_{k,n} \quad (2)$$

para todo  $k$  y  $n \in \mathbf{Z}$ .

Las proyecciones en  $\mathbf{L}^2(\mathbf{R})$  sobre el conjunto de bases ortonormales de la función de escala, forman un conjunto de subespacios  $V_i$ . Cada subespacio  $V_i$  es el conjunto de todas las posibles aproximaciones de la función en  $\mathbf{L}^2(\mathbf{R})$  generado por la base ortonormal de la función de escala  $\phi(2^{-i}t - k)$ . El subespacio  $V_i$  es abarcado por la base ortonormal de la función de escala en el nivel de resolución  $i$ . Por lo tanto, la función de escala  $\phi(t)$  genera los subespacios del análisis multiresolución (UNICEN, 2006).

Las aproximaciones de una función  $f(t)$  en diferentes resoluciones deben ser similares, ya que son todas generadas por la misma función de

escala con escalas diferentes. Los espacios de aproximación  $V_i$  pueden ser, entonces, deducidos unos de otros por simple dilatación (UNICEN, 2006):

$$f(t) \in V_i \Leftrightarrow f(2t) \in V_{i-1} \quad (3)$$

Toda la información útil para calcular la función de aproximación en el nivel de menor resolución  $i$ , está contenida en la función de aproximación en el nivel de mayor resolución  $(i-1)$ . Entonces,  $V_i$  es un subespacio de  $V_{i-1}$ .

### 2.2.2. Funciones de la Wavelet madre

Debido a que la proyección de una función sobre la base de la función de escala ortonormal es una aproximación menos detallada de la función en un nivel de resolución particular, se pierde algo de información en el proceso, esto significa que la función de escala  $\phi$  no es completa a cualquier nivel. Por lo tanto, se usan las proyecciones sobre otras funciones, denominadas *wavelet* ortonormales (o simplemente *wavelets*), para obtener la información complementaria de los detalles de la función.

Las *wavelets* son generadas a partir de la *wavelet* madre  $\psi(t)$  por dilataciones y traslaciones discretas, según se expresa en la ecuación 4:

$$\psi_{i,k}(t) = 2^{-i/2} \psi(2^{-i}t - k) \quad (4)$$

La función  $\psi(t)$  tiene que satisfacer dos criterios, de acuerdo a las ecuaciones 5 y 6; el primero es que su límite cuando  $t$  tiende a infinito tiene que ser 0:

$$\lim_{t \rightarrow \infty} |\psi(t)| = 0 \quad (5)$$

El segundo criterio es:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \psi(t) dt = 0 \quad (6)$$

La Transformada *Wavelet* de una función  $f(t)$  es la descomposición de  $f(t)$  en un conjunto de funciones  $\psi_{s,\tau}(t)$ , que forman una base. A continuación se muestra su definición:

$$W_f(s, \tau) = \int f(t) \psi_{s,\tau}(t) dt \quad (7)$$

Las *Wavelets* se generan a partir del desplazamiento y cambio de escala de la función *Wavelet* madre y se definen de la siguiente forma:

$$\psi_{s,\tau}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right) \quad (8)$$

donde  $s$  es el factor de escala y  $\tau$  es el factor de desplazamiento.

La función  $f(t)$  puede ser reconstruida a partir de los coeficientes *Wavelets* discretos  $W_f(s, \tau)$ :

$$f(t) = \sum_s \sum_\tau W_f(s, \tau) \psi_{s,\tau}(t) \quad (9)$$

La Transformada *Wavelet* Discreta (DWT, del inglés *Discrete Wavelets Transform*) se deriva de la ecuación 7 y se usa para funciones discretas, según se expresa en la ecuación 10:

$$x(n) = D_{2j}[x(n)] + A_{2j}[x(n)] \quad (10)$$

donde  $D_{2j}[x(n)]$  es el detalle de la función en el nivel  $j$  y  $A_{2j}[x(n)]$  es la aproximación de la función en el nivel  $j$ . Sus definiciones se presentan en las ecuaciones 11 y 12.

$$D_2[x(n)] = \sum_k d_{2j}(j)\psi_{2j}(n - 2^j k) \quad (11)$$

$$A_2[x(n)] = \sum_k a_{2j}(j)\phi_{2j}(n - 2^j k) \quad (12)$$

donde  $k$  es el número del coeficiente *Wavelet*.

Para el análisis de señales usando TW es muy importante escoger correctamente la *Wavelet* madre. A continuación, se describen algunas de las *Wavelets* madres más usadas:

- *Wavelet* madre Haar: fue la primera *Wavelet* madre utilizada, es muy sencilla según se muestra en la figura 2.2:

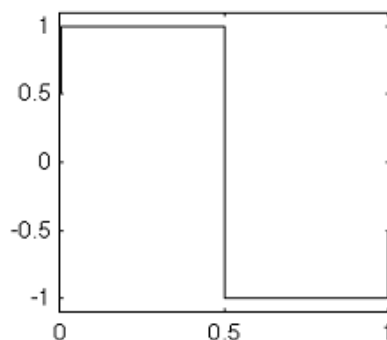


Figura 2. 2: Wavelet madre Haar  
 Fuente: (Misiti, Misiti, Oppenheim, & Poggi, 1997)

- *Wavelets* madre *Daubechies*: son una familia de *Wavelets* madre creadas por Ingrid Daubechies, una de las grandes investigadoras del área. Los nombres de estas *Wavelets* madre tienen la forma dbN, donde N es el orden, la db1 es la misma que la *Wavelet* madre de Haar, tal como se muestra en la figura 3.3.

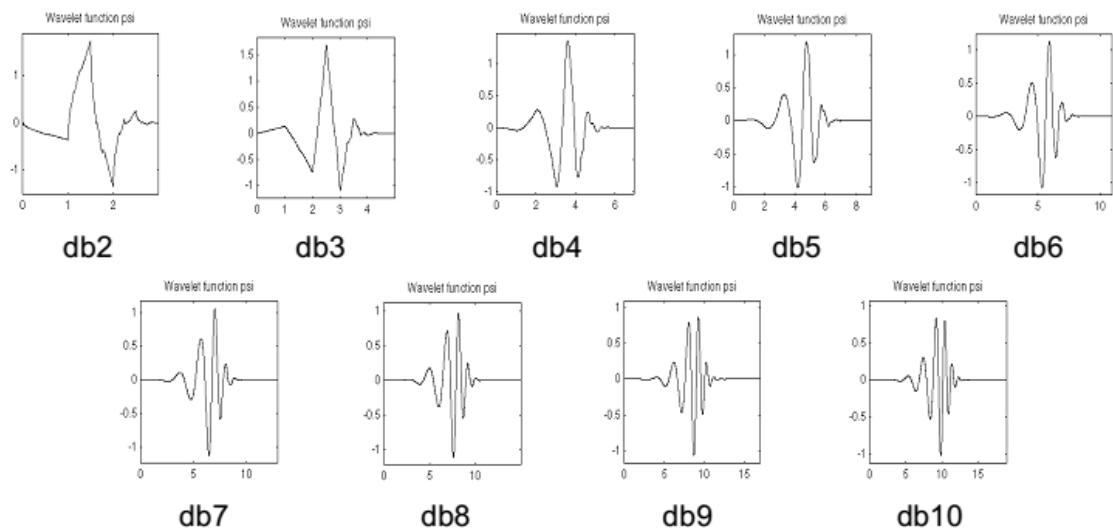


Figura 2. 3: Wavelets madre Daubechies.  
 Fuente: (Misiti et al., 1997)

- *Wavelets* madre *Coiflets*: Fueron creadas también por Ingrid Daubechies por pedido de Ronald Coifman. Las funciones *Wavelets* tienen  $2N$  momentos iguales a 0 y las funciones de escala tienen  $2N-1$ , tal como se muestra en la figura 2.4.

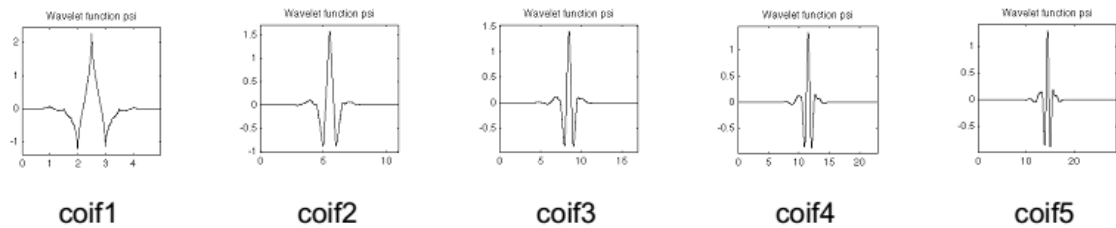


Figura 2. 4: Wavelets madre Coiflets  
Fuente: (Misiti et al., 1997)

- *Wavelets madre Biorthogonal*: Esta familia tiene la propiedad de tener la fase lineal, característica deseada en las aplicaciones relacionadas con señales e imágenes. Se utiliza una *Wavelet* madre para la descomposición y otra para la composición, tal como se muestra en la figura 2.5.
- *Wavelets madre Symlets*: Son *wavelets* casi simétricas creadas por Ingrid Daubechies como una modificación de la familia *db*. Las propiedades de las dos familias son similares, tal como se muestra en la figura 2.6.
- *Wavelet madre Morlet*: Esta *Wavelet* no tiene función de escala. También fue criada por Ingrid Daubechies, según lo observado en la figura 2.7.
- *Wavelet madre Mexican Hat*: Esta *Wavelet* madre no tiene función de escala, es proporcional a la segunda derivada de la función de densidad Gaussiana, según se observa en la figura 2.8.

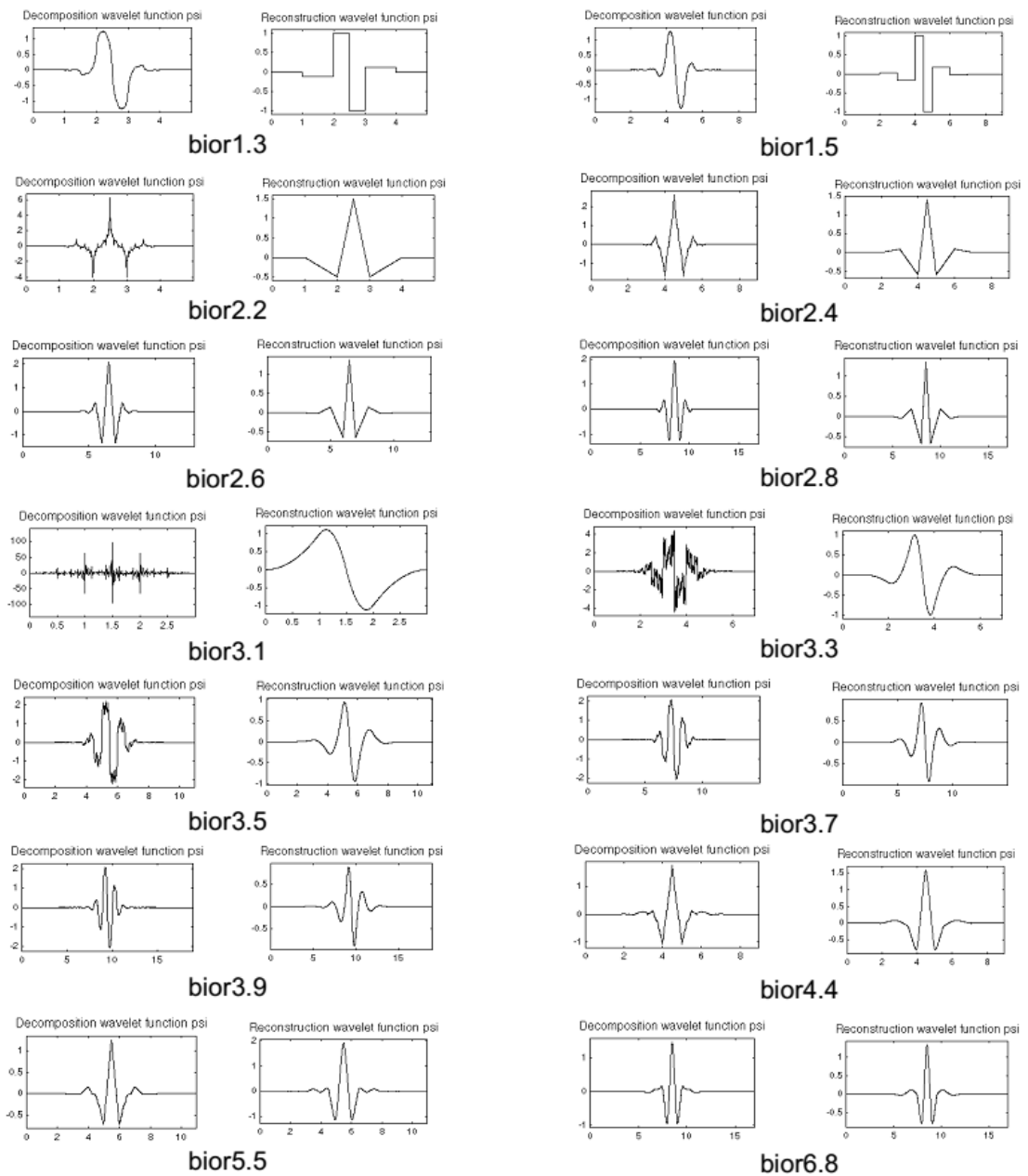


Figura 2. 5: Wavelets madre Biorthogonal.  
Elaborado por: (Misiti et al., 1997)

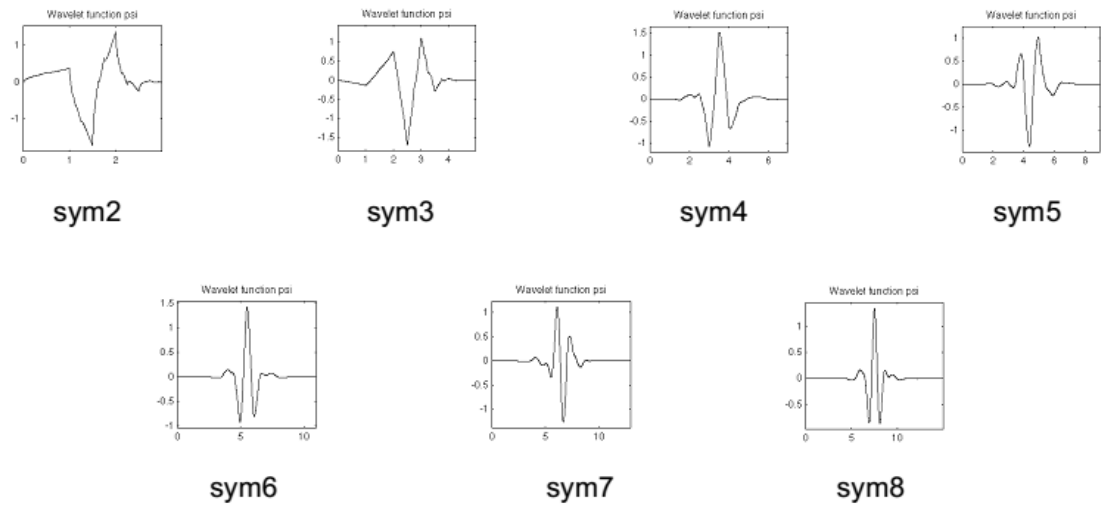


Figura 2. 6: Wavelets madre Symlets.  
Fuente: (Misiti et al., 1997)

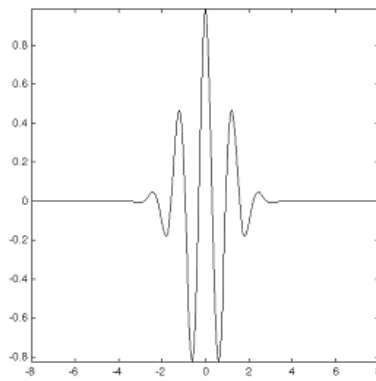


Figura 2. 7: Wavelet madre Morlet.  
Fuente: (Misiti et al., 1997)

- *Wavelet* madre *Meyer*. Esta función *Wavelet* madre y su función de escala están definidas en el dominio de la frecuencia, según se observa en la figura 2.9.



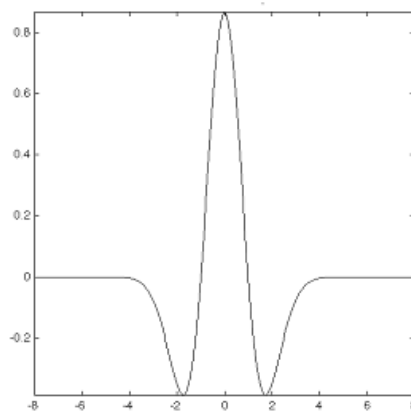


Figura 2. 8: Wavelet madre Mexican Hat.  
Fuente: (Misiti et al., 1997)

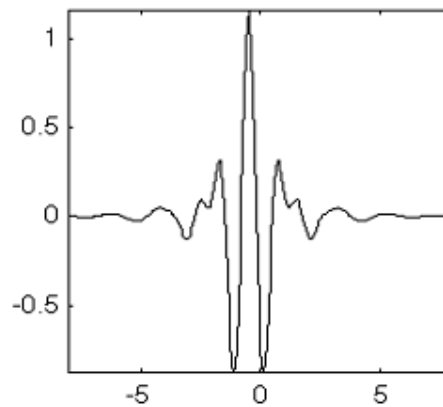


Figura 2. 9: Wavelet madre Meyer.  
Fuente: (Misiti et al., 1997)

Para la eliminación de las DLB utilizando filtraje *Wavelet*, la descomposición se realiza en varios niveles (siempre en el coeficiente de aproximación) hasta llegar al intervalo de frecuencia de las DLB (0 – 0,67 Hz según la AHA) donde los coeficientes *wavelets* se hacen cero para que después de la recomposición de la señal de ECG las DLB estén reducidas.

### **CAPÍTULO 3: Implementación de método basado en Wavelets**

En este capítulo se explican los materiales y métodos usados en el presente trabajo. Los materiales se refieren a las señales reales y artificiales utilizadas que pertenecen a la *QT Database* y al *software* ECGSYN, respectivamente, las cuales fueron contaminadas con derivas de línea base a partir de la *MIT-BIH Noise Stress Test Database*. Son explicadas y definidas las métricas de similitud usadas en la evaluación del desempeño. También se muestran la implementación y los resultados del método basado en Transformada Wavelets para la eliminación de las derivas de línea base.

#### **3.1. Señales utilizadas en la simulación.**

- *MIT-BIH Noise Stress Test Database* (NSTDB) (MOODY et al., 1984) de la Physionet (PhysioBank, 2000).

Esta base de datos incluye 12 registros de ECG de 30 minutos y 3 registros de 30 minutos de ruidos típicos presentes en el ECG ambulatorio: derivas producidas por la respiración, artefactos generados por el movimiento de los electrodos y ruido electromiográfico, respectivamente. Los dos primeros ruidos pertenecen a derivas de línea base que son ruidos de baja frecuencia y el último es un ruido típico de alta frecuencia que aparece en las señales de ECG. Los registros de ECG están contaminados con los registros de ruido y fueron mezclados de forma aleatoria. Cada registro tiene dos canales, en el caso de las señales de ECG el canal 1 (véase figura 3.1) es la derivación *modified limb lead II* (MLII) y el canal 2 es la derivación

unipolar V1. La frecuencia de muestreo de las señales es de 360 Hz. Los registros ruidosos fueron adquiridos durante períodos en que los voluntarios realizaban pruebas de esfuerzo físico, a través de electrodos colocados en posiciones de las extremidades donde no se capta señal de ECG.

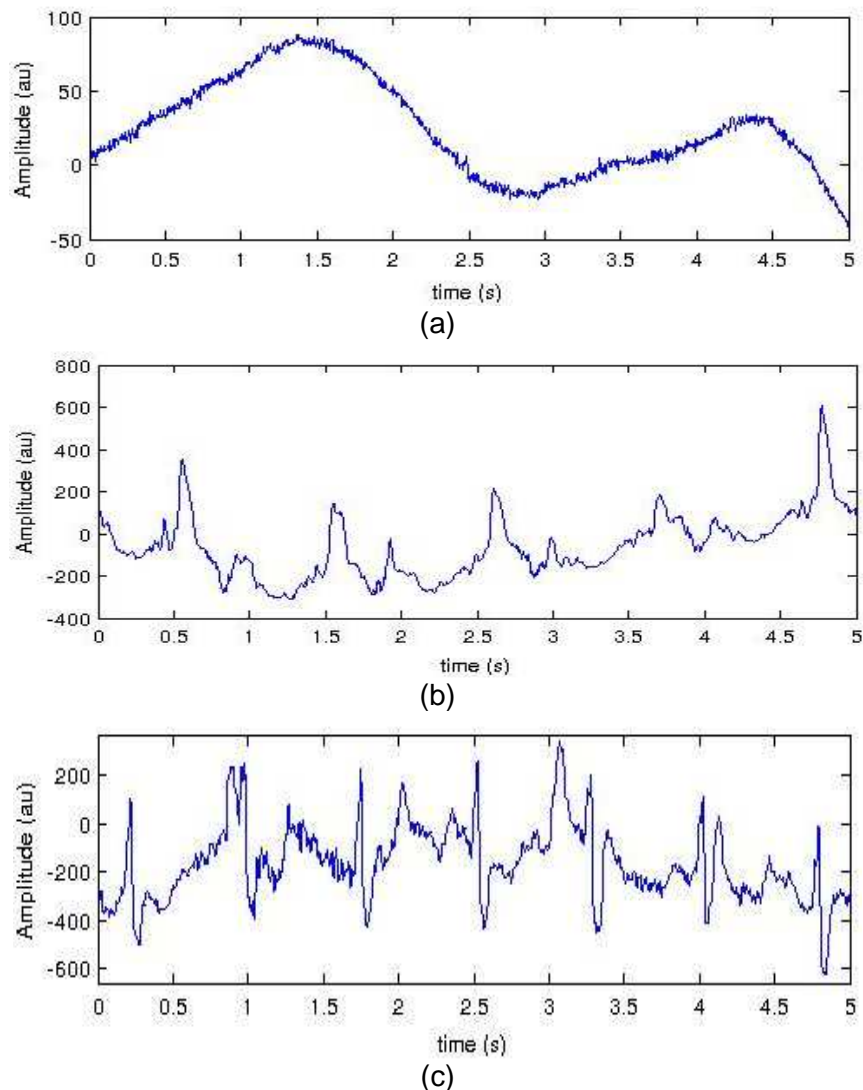


Figura 3. 1: Segmento de 5 segundos de la señal bioeléctrica de la NSTD (a) registro “bw” canal 1, DLB producida por la respiración, (b) registro “em” canal 1, DLB producida por los artefactos de movimiento de los electrodos, (c) registro “118e12” canal 1, señal de ECG contaminado con valores de amplitud aleatorios de las señales mostradas en (a) y (b).

Elaborado por: autor

- QT Database

La base de datos QT *Database* (Laguna, Mark, Goldberg, & Moody, 1997) de la Physionet (PhysioBank, 2000) contiene 105 registros de 15 minutos y 2 canales de grabaciones de señales de *holters*, la frecuencia de muestreo es de 250 Hz. Los registros escogidos para los experimentos fueron 3: sel100m, sel102m y sel116m. Para los experimentos fueron utilizados los primeros 5 minutos del canal 1 de cada registro seleccionado.

En las figuras 3.2, 3.3 y 3.4 se muestran fragmentos de los 5 segundos iniciales de las señales que fueron utilizadas en los experimentos realizados.

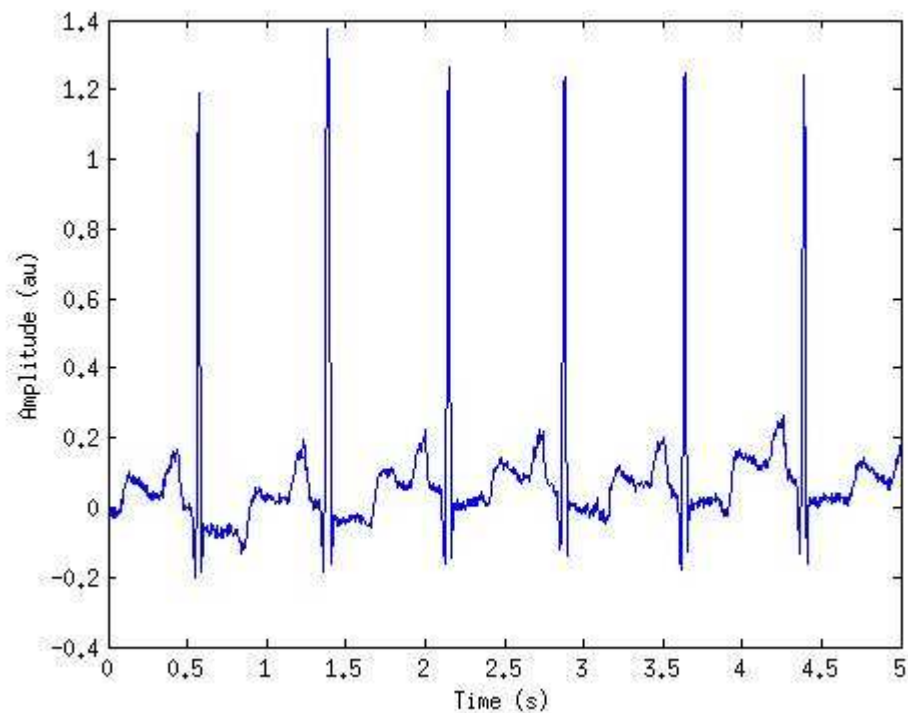


Figura 3. 2: Segmento de 5 segundos de la señal sel100m de la QT Database.  
Elaborado por: autor

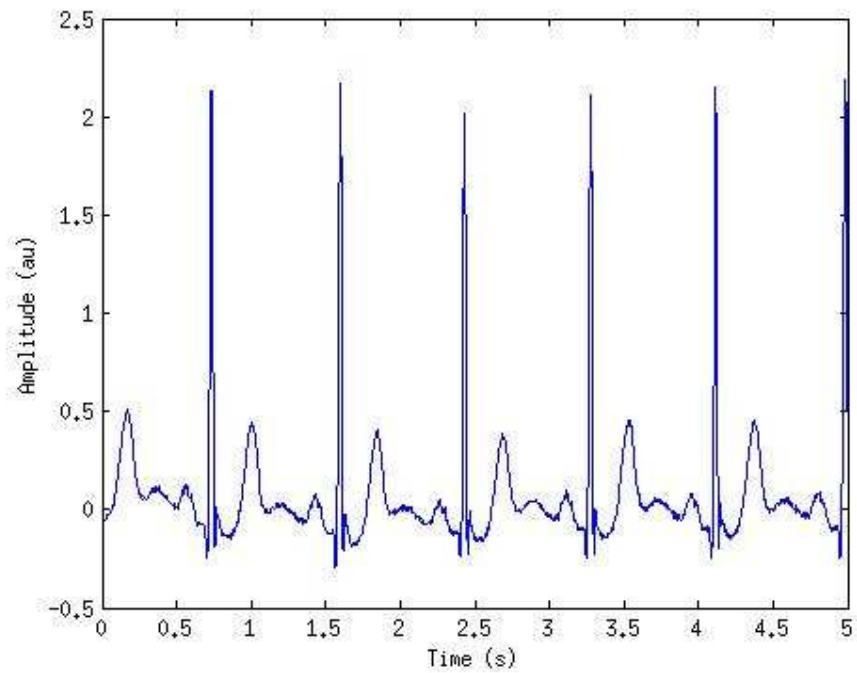


Figura 3. 3: Segmento de 5 segundos de la señal sel103m de la QT Database.  
Elaborado por: autor

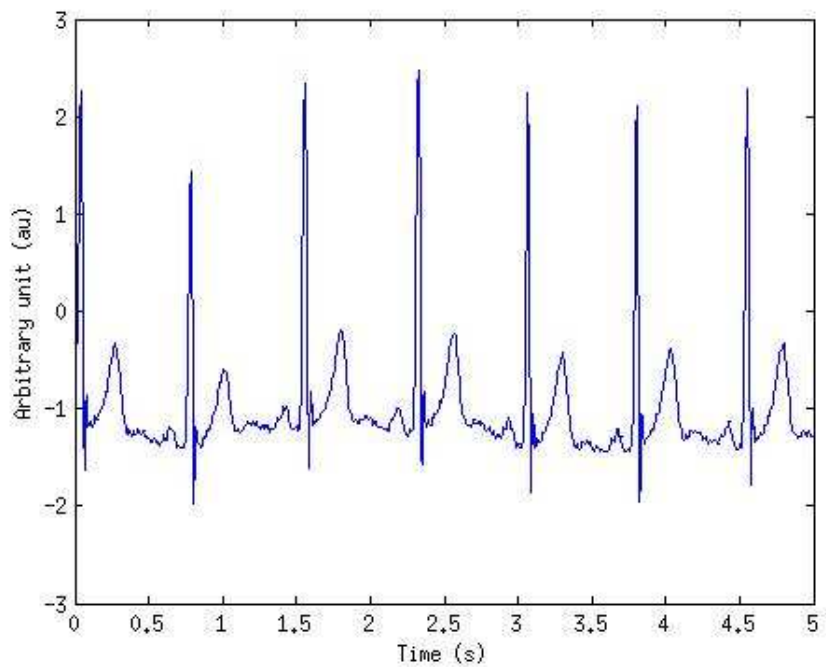


Figura 3. 4: Segmento de 5 segundos de la señal sel116m de la QT Database.  
Elaborado por: autor

- *Software* ECGSYN

El *software* ECGSYN (McSharry, Clifford, Tarassenko, & Smith, 2003) de la Physionet (PhysioBank, 2000) permite fijar la frecuencia cardíaca, la frecuencia de muestreo, el número de latidos, la morfología de las ondas (P, Q, R, S y T), los parámetros de amplitud y duración, y muchos otros parámetros.

Para los experimentos la frecuencia de muestreo fue fijada en 360 Hz, el ancho de la señal en 5 minutos. Fueron seleccionadas 2 frecuencias cardíacas, una de 70 latidos por minuto (lpm) considerada normal y otra de 120 lpm, la cual simula la frecuencia cardíaca de una persona en una caminadora durante una prueba de esfuerzo físico. En las figuras 3.5 y 3.6 se muestran segmentos de 5 segundos de las señales de ECG sintéticas que serán utilizadas en los experimentos.

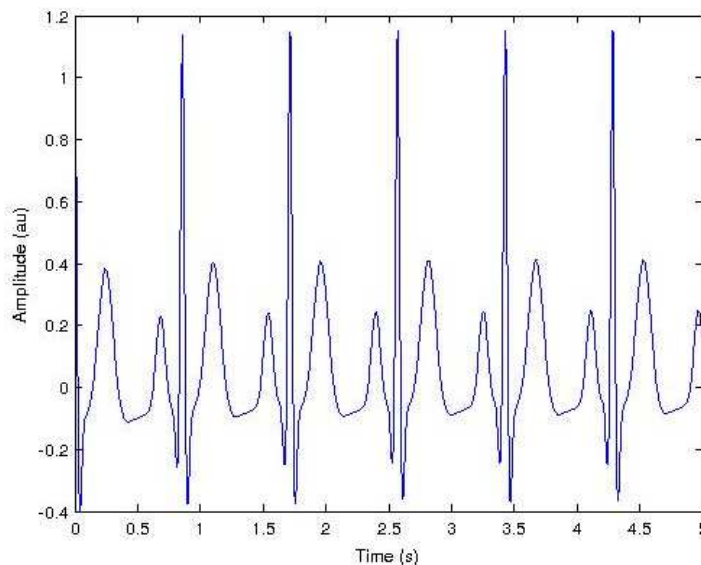


Figura 3. 5: Segmento de 5 s de señal sintética generada por ECGSym con 70 lpm.  
Elaborado por: autor

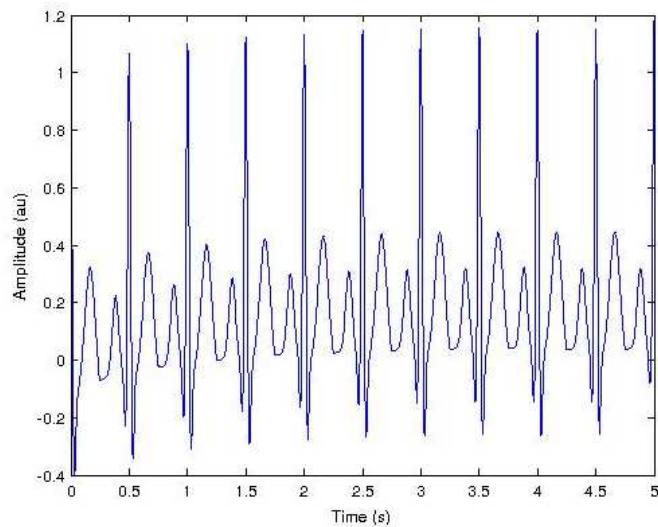


Figura 3. 6: Segmento de 5 s de señal sintética generada por ECGSym con 120 lpm.

Elaborado por: autor

### 3.2. Obtención de métricas en señales ECG.

A continuación, serán descritas las dos métricas escogidas para la evaluación del desempeño del método implementado. Ellas son: el porcentaje de la diferencia del error medio cuadrático y la distancia máxima absoluta.

#### 3.2.1. Porcentaje de la diferencia del error cuadrático medio – PRD.

El porcentaje de la diferencia del error cuadrático medio (PRD, del inglés *Percentage Root-Mean-Square Difference*) (NYGAARD et al., 2001; TOMPKINS, 1993) es muy utilizado para evaluar la distorsión de los compresores de ECG o, dicho de otra forma, cuan similar es la señal comprimida con la señal original. Esta métrica está definida según la ecuación 13:

$$PRD(s1, s2) = \sqrt{\frac{\sum_{m=1}^r (s2(m) - s1(m))^2}{\sum_{m=1}^r (s2(m) - \bar{s1})^2}} \times 100\% \quad (13)$$

donde:

$s_1$  y  $s_2$  son las señales a ser comparadas

$m$ : número de la muestra actual de las señales

$r$ : número máximo de muestras de las señales  $s_1$  y  $s_2$ .

### 3.2.2. Distancia máxima absoluta – MAD.

La distancia máxima absoluta (MAD, del inglés *Maximum Absolute Distance*) (NYGAARD et al., 2001; TOMPKINS, 1993) es una de las métricas de similitud (o distorsión según sea interpretado) más utilizadas para determinar la calidad de la compresión de señales de ECG. Un ejemplo de su uso es en la determinación de la distorsión generada por el algoritmo de compresión FAN (DiPersio & Barr, 1985). Esta métrica está definida según la ecuación 14:

$$MAD(s_1, s_2) = \max |s_2(m) - s_1(m)| \quad 1 \leq m \leq r \quad (14)$$

donde:

$s_1$  y  $s_2$  son las señales a ser comparadas

$m$ : número de la muestra actual de las señales

$r$ : número máximo de muestras de las señales  $s_1$  y  $s_2$ .

### 3.3. Experimentos

El método implementado en este trabajo fue probado tanto en señales generadas artificialmente por el *software* ECGSYN (McSharry et al., 2003) como en señales reales de la base de datos QT *Database* (Laguna et al., 1997). Estas señales fueron contaminadas con derivas de línea base



artificiales de forma sinusoidal a diferentes frecuencias y por derivas de línea base reales extraídas de la *MIT-BIH Noise Stress Test Database* (MOODY et al., 1984).

Tabla 3. 1: Características de los experimentos.

<b>Características</b>	<b>Valor</b>
<i>Señales (5 mins)</i>	<i>Sintéticas (ECGSyn): 70 lpm, 120 lpm. Reales (QT Database): sel100m, sel103m, sel116m. Primeros 5 minutos.</i>
<i>Ruidos (5 mins)</i>	<i>Sintéticos (sinusoidal): 0.60 Hz, 1 Hz, 3 Hz. Real: NSTDB. Primeros 5 minutos.</i>
<i>Métodos para eliminación de FLB</i>	<i>Transformada Wavelets.</i>
<i>Métricas de similaridad</i>	<i>PRD, MAD.</i>

Elaborado por: Autor

Después de la aplicación del método revisado, son calculadas las dos métricas explicadas anteriormente. Aunque las señales de la *QT Database* tengan poco ruido, ellas todavía contienen derivas de línea base. Se realizó un filtraje pasa-altas de tipo FIR (*Finite Impulse Response*) para dejar la señal “lo más limpia posible”. En el momento de combinar el ruido de la NSTDB (con  $f_s = 360$  Hz) con las señales de la QT (con  $f_s = 250$  Hz) el ruido fue remuestreado para tener una  $f_s = 250$  Hz.

En la tabla 3.1 se presenta un resumen de las características de nuestro experimento.

### 3.4. Detalles de la implementación.

En la figura 3.7 se muestra el diagrama de flujo de la implementación del método para la eliminación de las derivas de línea base en señales de ECG usando la Transformada *Wavelet*.

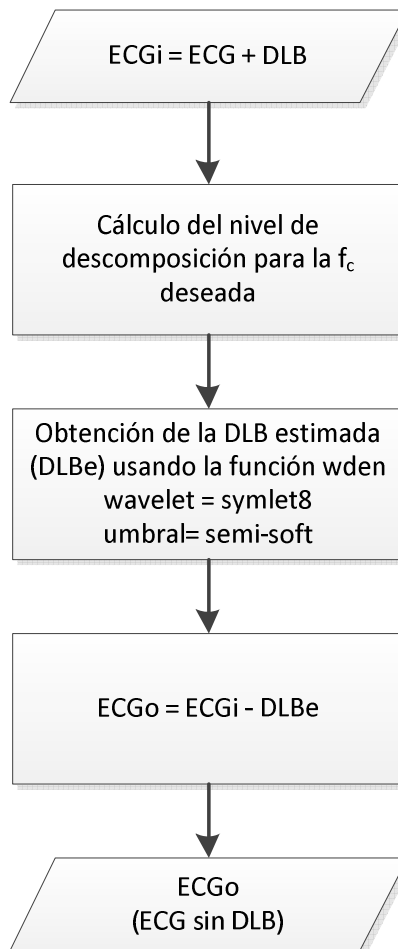


Figura 3. 7: Diagrama de flujo de la implementación del método  
Elaborado por: autor

Después se obtiene una DLB estimada aplicando la función **wden** del Matlab utilizando los coeficientes de aproximación en el nivel de descomposición previamente calculado y calculando la transformada

inversa. Por último se resta la DLB estimada a la señal de entrada obteniéndose la señal resultante sin DLB.

En la figura 3.8 se muestra el código fuente en Matlab de la función que permite implementar el método de la transformada de Wavelets. El código presenta algunos comentarios, con la finalidad de que el lector se familiarice con las operaciones realizadas.

```
function [ECG_Limpio] = TWRemoveBL(ECG, Fs, Fc)
% Eliminar la DLB usando Wavelets
% Fs = frecuencia de muestreo
% Fc = frecuencia de corte inferior

%Tipo de Wavelet
w='sym8';
%Selección del umbral, Semi-Soft
thr_met='s';

% Calculo del nivel de descomposición.
lev = ceil(log2(Fs/Fc));

% Obtención de la DLB estimada
DLBe = wden(ECG, 'heursure', thr_met, 'one', lev, w);

% Obtención del ECG sin DLB
ECG_Limpio = ECG - DLBe;
end
```

Figura 3. 8: Código fuente de la función en Matlab para la eliminación de DLB usando Transformada *Wavelet*.

Elaborado por: autor

### 3.5. Resultados obtenidos.

En la presente sección serán mostrados con la ayuda de tablas los resultados de los experimentos realizados. También serán mostradas imágenes que ilustran el desempeño del método implementado. Como la contaminación de las señales de ECG con DLB es hecha de manera artificial se ha seleccionado el valor de 0,5 unidades arbitrarias de contaminación

según la métrica MAD. Esto se realizó para que el nivel de ruido en todos los experimentos fuera el mismo. La primera fila de cada tabla contiene los niveles de ruido con que fue contaminada la señal de ECG.

En la tabla 3.2 se muestran las métricas de la señal ruido para observar el desempeño del método de señales sintéticas y ruido sintético.

Tabla 3. 2: Desempeño del método en señales sintéticas y ruido sintético.

<b>Señal – Ruido / Métricas</b>	<b>MAD</b>	<b>PRD</b>
<b>ECG/ECG_n</b>	0,503	146,121
<b>ECGSyn, <math>f_{ca}=70</math>bpm, ruido: Seno 0.67Hz</b>	0,208	40,919
<b>ECGSyn, <math>f_{ca}=70</math>bpm, ruido: Seno 1Hz</b>	0,348	49,687
<b>ECGSyn, <math>f_{ca}=70</math>bpm, ruido: Seno 3Hz</b>	0,467	72,891
<b>ECGSyn, <math>f_{ca}=120</math>bpm, ruido: Seno 0.67Hz</b>	0,242	80,251
<b>ECGSyn, <math>f_{ca}=120</math>bpm, ruido: Seno 1Hz</b>	0,356	85,165
<b>ECGSyn, <math>f_{ca}=120</math>bpm, ruido: Seno 3Hz</b>	0,415	91,136

Elaborado por: Autor

En la tabla 3.3 se muestran las mismas métricas de la señal ruido de la tabla 3.2 pero con datos reales obtenidas de la base de datos MIT-BIH de ruido en pruebas de esfuerzo. Y de manera similar en la tabla 3.4 se muestran las señales reales obtenidas de la base de datos QT (intervalo de las ondas Q y T).

Tabla 3. 3: Desempeño del método en señales sintéticas y ruido real de la NSTDB.

<b>Señal – Ruido / Métricas</b>	<b>MAD</b>	<b>PRD</b>
<b>ECG/ECG_n</b>	0,502	52,732
<b>ECGSyn, fca=70 bpm, ruido: Real BL filtros fc=0.67Hz</b>	0,248	39,063
<b>ECGSyn, fca=70 bpm, ruido: Real BL filtros fc=3.1Hz</b>	0,304	43,981
<b>ECGSyn, fca=120 bpm, ruido: Real BL filtros fc=0.67Hz</b>	0,359	83,266
<b>ECGSyn, fca=120 bpm, ruido: Real BL filtros fc=3.1Hz</b>	0,347	81,656

Elaborado por: Autor

Tabla 3. 4: Desempeño del método en señales reales de la QT Database y ruido sintético.

<b>Señal – Ruido / Métricas</b>	<b>MAD</b>	<b>PRD</b>
<b>ECG/ECG_n</b>	0,502	200,965
<b>ECGReal, QT Database, reg: sel100m, ruido: Seno 0.67Hz</b>	0,091	19,955
<b>ECGReal, QT Database, reg: sel100m, ruido: Seno 1Hz</b>	0,162	31,895
<b>ECGReal, QT Database, reg: sel100m, ruido: Seno 3Hz</b>	0,282	60,585
<b>ECGReal, QT Database, reg: sel103m, ruido: Seno 0.67Hz</b>	0,097	11,569
<b>ECGReal, QT Database, reg: sel103m, ruido: Seno 1Hz</b>	0,097	11,569
<b>ECGReal, QT Database, reg: sel103m, ruido: Seno 3Hz</b>	0,445	47,725
<b>ECGReal, QT Database, reg: sel116m, ruido: Seno 0.67Hz</b>	3,318	72,163
<b>ECGReal, QT Database, reg: sel116m, ruido: Seno 1Hz</b>	3,307	72,886
<b>ECGReal, QT Database, reg: sel116m, ruido: Seno 3Hz</b>	3,330	74,306

Elaborado por: Autor

En la tabla 3.5 se muestran los resultados de señales reales de la base de datos QT (intervalo de las ondas Q y T) y del ruido real de la base de datos MIT-BIH de ruido en pruebas de esfuerzo.

Tabla 3. 5: Desempeño del método en señales reales de la QT Database y ruido real de la NSTDB.

<b>Señal – Ruido / Métricas</b>	<b>MAD</b>	<b>PRD</b>
<b>ECG/ECG_n</b>	0,502	72,670
<b>ECGReal, QT Database, reg: sel100m, ruido: Real BL filtros fc=0.67Hz</b>	0,288	35,684
<b>ECGReal, QT Database, reg: sel100m, ruido: Real BL filtros fc=3.1Hz</b>	0,297	25,384
<b>ECGReal, QT Database, reg: sel103m, ruido: Real BL filtros fc=0.67Hz</b>	0,287	20,081
<b>ECGReal, QT Database, reg: sel1003, ruido: Real BL filtros fc=3.1Hz</b>	0,313	14,601
<b>ECGReal, QT Database, reg: sel116m, ruido: Real BL filtros fc=0.67Hz</b>	0,297	23,781
<b>ECGReal, QT Database, reg: sel116m, ruido: Real BL filtros fc=3.1Hz</b>	0,333	19,401

Elaborado por: Autor

Como puede ser observado en las tablas 3.2 a 3.5 de resultados, en todos los experimentos realizados el método implementado dio buenos resultados según las métricas de similitud utilizadas. Los mejores resultados se obtuvieron cuando la frecuencia de corte estaba fijada en 0,67 Hz lo cual ratifica las normas internacionales para el procesamiento del ECG como la norma de la *American Heart Association* (Kligfield et al., 2007).

En las figuras 3.9 y 3.10 se pueden observar el desempeño del método empleado. Ambas figuras son ventanas de 1 segundo, centradas en el punto donde la métrica MAD obtuvo mayor valor. De las 2 métricas usadas en este trabajo PRD y MAD esta última es la única que brinda

información de posición. En ambas figuras el trazo verde es la señal de ECG antes de ser contaminada con las DLB, el trazo azul es la señal de ECG resultante después de la aplicación del método, el trazo rojo representa la diferencia entre ambas señales (o error punto a punto) y por último el punto rojo es donde la métrica MAD obtuvo su mayor valor o sea el punto donde el método distorsionó más la señal.

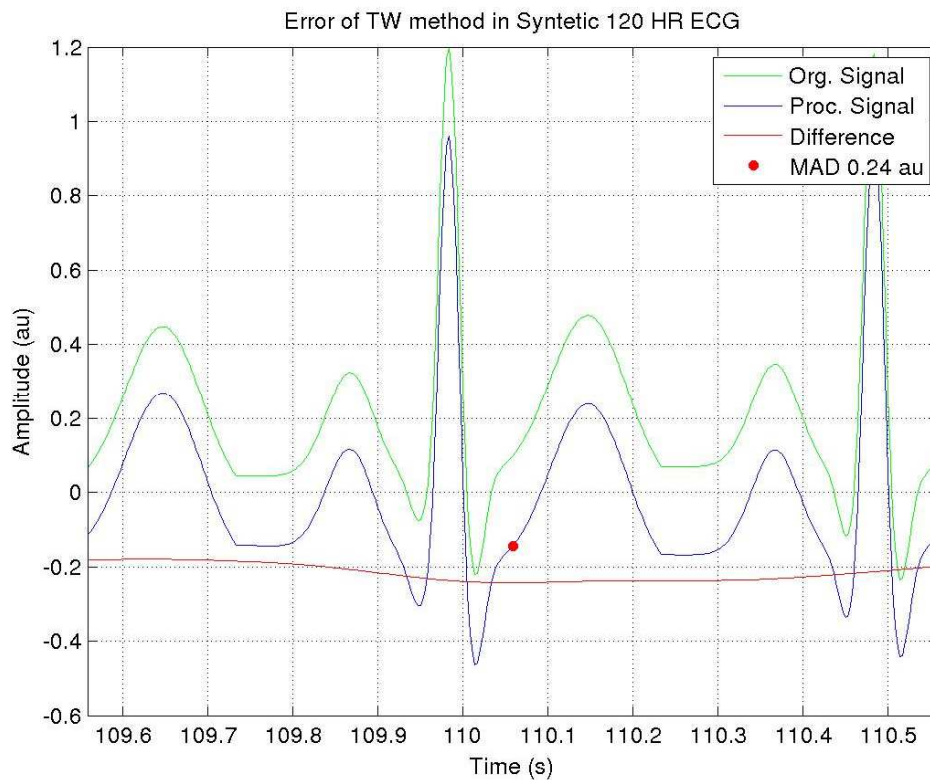


Figura 3. 9: Desempeño del método en señal de ECG sintética y ruido sintético. Ventana de 1 segundo centrada en el punto de mayor distancia absoluta. Elaborado por: autor

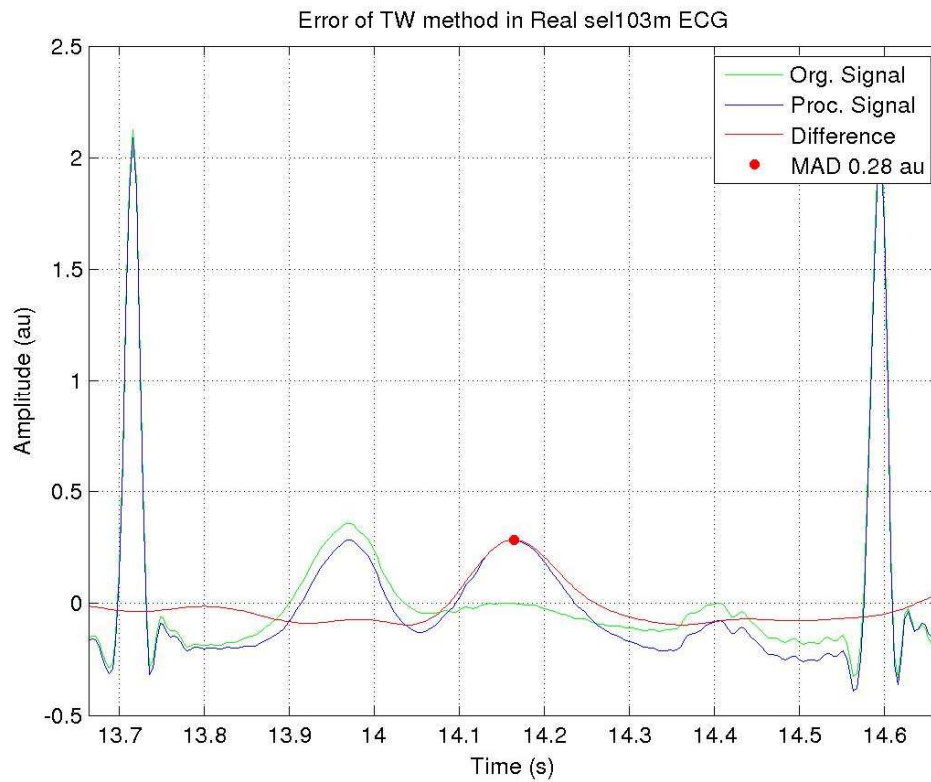


Figura 3. 10: Desempeño del método en señal de ECG real registro sel103m de la QT Database y ruido real de la NSTDB. Ventana de 1 segundo centrada en el punto de mayor distancia absoluta.

Elaborado por: autor



## Capítulo 4: Conclusiones y Recomendaciones

### 4.1. Conclusiones.

En este trabajo fueron estudiados los fundamentos teóricos de la señal de ECG y de la Transformada Wavelets, donde se consultaron libros y varios artículos científicos sobre estos temas.

Se implementó un método de eliminación de deriva de línea base, basado en la Transformada Wavelets de la familia Wavelet Sym8 y tipo de umbral Semi-soft.

Se realizaron varios experimentos aplicando el método en señales de ECG sintéticas y reales en presencia de derivas de línea base sintéticas y reales. De forma cualitativa podemos afirmar que el método funciona correctamente según la inspección visual en la señal resultante.

Para la evaluación cuantitativa de la señal resultante después de la aplicación del método se aplicaron las métricas de similitud por ciento de la diferencia del error medio cuadrático y la distancia máxima absoluta, obteniendo valores promedios de 26,51% y 0,29 unidades arbitrarias respectivamente en los experimentos realizados con señales reales y ruidos reales que son el caso más cercano a la realidad. De esta forma se comprobó numéricamente el correcto funcionamiento del método.

#### **4.2. Recomendaciones.**

A partir del desarrollo del presente trabajo de titulación, es conveniente que se realice nuevas propuestas de trabajos de titulación utilizando el procesamiento de señales ECG a través de MatLab o LabView.

Utilizar la transformada Wavelets para el desarrollo de nuevos algoritmos en la etapa del procesamiento de señales ECG que permita corregir inconvenientes presentados en señales ECG reales en la página web de PhysioNet.

## Bibliografía

Barrett, K. (2013). Ganong fisiología médica. Retrieved from [https://scholar.google.com.br/scholar?cluster=11586919927323905669&hl=es&as\\_sdt=0,5#0](https://scholar.google.com.br/scholar?cluster=11586919927323905669&hl=es&as_sdt=0,5#0)

Brikena, X., Eglantina, K., & Ligor, N. (2015). Wavelet Transform applied in ECG Signal Processing. *European Scientific Journal*, 11(12), 305–312.

CUNHA, P. C. N., LOPES, R. V. V., CORADINE, L. C., SILVA, L. D., & MOREIRA., C. S. (2012). Eletrocardiográfico digital portátil para o monitoramento de sinais ecg p. In *Anais do XIX Congresso Brasileiro de Automática, CBA* (pp. 2721–2726).

DiPersio, D. A., & Barr, R. C. (1985). Evaluation of the fan method of adaptative sampling on human electrocardiograms. *Engineering, Biological*, (September), 401–410.

Friesen, G. M., Jannett, T. C., Jadallah, M. A., Yates, S. L., Quint, S. R., & Nagle, H. T. (1990). A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 37(1), 85–98. <http://doi.org/10.1109/10.43620>

Kligfield, P., Gettes, L. S., Bailey, J. J., Childers, R., Deal, B. J., Hancock, E. W., ... Wagner, G. S. (2007). Recommendations for the standardization and interpretation of the electrocardiogram: part I: the electrocardiogram

and its technology a scientific statement from the American Heart Association Electrocardiography and Arrhythmias Committee, Council on Clin. *Journal of the American College of Cardiology*, 49(10), 1109–1127.  
<http://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.106.180200>

Laguna, P., Mark, R., Goldberg, A., & Moody, G. B. (1997). A database for evaluation of algorithms for measurement of QT and\another waveform intervals in the ECG. *Computers in Cardiology 1997*, 24, 673–676.  
<http://doi.org/10.1109/CIC.1997.648140>

Lina, J. M., Hennessy, M., Morfin, M., Prosk, E., Rousseau, O., & Borek, B. (2016). Detection of R Waves in ECG Signals. Recuperado a partir de <http://mysite.science.uottawa.ca/orous097/qrs.pdf>

Mallat, S. (2008). A wavelet tour of signal processing: the sparse way. Retrieved from [https://books.google.com.br/books?hl=es&lr=&id=5qzeLJlJuLoC&oi=fnd&pg=PP1&dq=A+Wavelet+Tour+of+Signal+Processing,+Third+Edition:+The+Sparse+Way,&ots=97phvil08p&sig=GnL6ltHNqDcdB1WaeXTUSIN\\_o58](https://books.google.com.br/books?hl=es&lr=&id=5qzeLJlJuLoC&oi=fnd&pg=PP1&dq=A+Wavelet+Tour+of+Signal+Processing,+Third+Edition:+The+Sparse+Way,&ots=97phvil08p&sig=GnL6ltHNqDcdB1WaeXTUSIN_o58)

McSharry, P. E., Clifford, G. D., Tarassenko, L., & Smith, L. A. (2003). A dynamical model for generating synthetic electrocardiogram signals. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 50(3), 289–294.  
<http://doi.org/10.1109/TBME.2003.808805>

Misiti, M., Misiti, Y., Oppenheim, G., & Poggi, J. (1997). *Wavelet Toolbox for use with MATLAB*. Retrieved from [https://scholar.google.com.br/scholar?q=Wavelet+Toolbox+Computation+Visualization+Programming+User%2527s+Guide&btnG=&hl=es&as\\_sd t=0%252C5#0](https://scholar.google.com.br/scholar?q=Wavelet+Toolbox+Computation+Visualization+Programming+User%2527s+Guide&btnG=&hl=es&as_sd t=0%252C5#0)

Moody, G. B., Muldrow, W., & Mark, R. G. (1984). A noise stress test for arrhythmia detectors. *Computers in Cardiology*, 11(3), 381–384.

Murgatroyd, F. D. (2002). *Handbook of Cardiac Electrophysiology: A Practical Guide to Invasive EP Studies and Catheter Ablation*. REMEDICA. Retrieved from <https://books.google.com.br/books?id=bVbU4gZJBk0C>

Nygaard, R., Melnikov, G., & Katsaggelos, A. K. (2001). A rate distortion optimal ECG coding algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 48(1), 28–40. <http://doi.org/10.1109/10.900246>

PhysioBank, P. (2000). PhysioNet: components of a new research resource for complex physiologic signals. *Circulation*. v101 i23. e215-e220.

Tompkins, W. (1993). *Biomedical digital signal processing*. Editorial Prentice Hall.

UNICEN. (2006). *Introducción a la Transformada Wavelet*. Buenos Aires, Argentina. Retrieved from

<http://www.exa.unicen.edu.ar/escuelapav/cursos/wavelets/apunte.pdf>

Webster, J. (1978). Medical Instrumentation-Application and Design. *Journal of Clinical Engineering*. Retrieved from [http://journals.lww.com/jcejournal/Citation/1978/07000/Medical\\_Instrumentation\\_Application\\_and\\_Design.17.aspx](http://journals.lww.com/jcejournal/Citation/1978/07000/Medical_Instrumentation_Application_and_Design.17.aspx)

World Health Organization. (2014). Global status report on noncommunicable diseases 2014, 176. <http://doi.org/ISBN 9789241564854>

## Glosario

**DLB:** Deriva de línea base son ruidos de baja frecuencia y gran amplitud que impide el buen funcionamiento de algoritmos de detección de puntos característicos con gran importancia clínica ya que permiten el diagnóstico de muchas patologías.

**ECG:** Electrocardiograma es una prueba que registra la actividad eléctrica del corazón que se produce en cada latido cardíaco.

**ECGSYN:** El *software* permite fijar la frecuencia cardíaca, la frecuencia de muestreo, el número de latidos, la morfología de las ondas (P, Q, R, S y T), los parámetros de amplitud y duración, y muchos otros parámetros.

**MAD:** La distancia máxima absoluta es una de las métricas de similitud (o distorsión según sea interpretado) más utilizadas para determinar la calidad de la compresión de señales de ECG.

**MATLAB:** es una herramienta de software matemático que ofrece un entorno de desarrollo integrado (IDE) con un lenguaje de programación propio (lenguaje M). Está disponible para las plataformas Unix, Windows, Mac OS X y GNU/Linux.

**MÉTRICAS:** Mediciones para la evaluación del desempeño del método implementado.

**NSTD:** Base de datos de pruebas de estrés por ruido. Esta base de datos incluye 12 registros de ECG de 30 minutos y 3 registros de 30 minutos de ruidos típicos presentes en el ECG ambulatorio: derivas producidas por la

respiración, artefactos generados por el movimiento de los electrodos y ruido electromiográfico, respectivamente.

**PRD:** El porcentaje de la diferencia del error cuadrático medio, es muy utilizado para evaluar la distorsión de los compresores de ECG o, dicho de otra forma, cuan similar es la señal comprimida con la señal original.

**QT Database:** Una base de datos para la evaluación de algoritmos para la medición del QT y otros intervalos de forma de onda en el ECG, contiene 105 registros de 15 minutos y 2 canales de grabaciones de señales de *holters*, la frecuencia de muestreo es de 250 Hz.

**Ruido:** Para cualquier dato transmitido, la señal recibida consistirá en la señal transmitida modificada por las distorsiones introducidas en la transmisión, además de señales no deseadas que se insertarán en algún punto entre el emisor y el receptor.

**TW:** Transformada de wavelets es una herramienta para el análisis de señales, similar a la Transformada de Fourier, que descompone una señal en diferentes componentes de frecuencias, permitiendo estudiar cada componente de forma separada en su escala correspondiente.





Presidencia  
de la República  
del Ecuador



Plan Nacional  
de Ciencia, Tecnología,  
Innovación y Saberes



SENESCYT  
Secretaría Nacional de Educación Superior,  
Ciencia, Tecnología e Innovación

## DECLARACIÓN Y AUTORIZACIÓN

Yo, **HIDALGO BARSALLO, MARLON ENRIQUE** con C.C: # 0923836894 autor del Trabajo de Titulación: **Implementación de método basado en Wavelets para la eliminación de derivas de línea base en señales de ECG.** Previo a la obtención del título de **INGENIERO EN TELECOMUNICACIONES** en la Universidad Católica de Santiago de Guayaquil.

1.- Declaro tener pleno conocimiento de la obligación que tienen las instituciones de educación superior, de conformidad con el Artículo 144 de la Ley Orgánica de Educación Superior, de entregar a la SENESCYT en formato digital una copia del referido trabajo de titulación para que sea integrado al Sistema Nacional de Información de la Educación Superior del Ecuador para su difusión pública respetando los derechos de autor.

2.- Autorizo a la SENESCYT a tener una copia del referido trabajo de titulación, con el propósito de generar un repositorio que democratice la información, respetando las políticas de propiedad intelectual vigentes.

Guayaquil, 15 de Marzo de 2017

f. \_\_\_\_\_

Nombre: HIDALGO BARSALLO, MARLON ENRIQUE  
C.C: 0923836894



## REPOSITORIO NACIONAL EN CIENCIA Y TECNOLOGÍA

### FICHA DE REGISTRO DE TESIS/TRABAJO DE TITULACIÓN

<b>TÍTULO Y SUBTÍTULO:</b>	IMPLEMENTACION DE METODO BASADO EN WAVELETS PARA LA ELIMINACION DE DERIVAS DE LINEA DE BASE EN SEÑALES DE ECG		
<b>AUTOR(ES)</b>	HIDALGO BARSALLO, MARLON ENRIQUE		
<b>REVISOR(ES)/TUTOR(ES)</b>	M. Sc. NESTOR ARMANDO ZAMORA CEDEÑO		
<b>INSTITUCIÓN:</b>	Universidad Católica de Santiago de Guayaquil		
<b>FACULTAD:</b>	Facultad de Educación Técnica para el Desarrollo		
<b>CARRERA:</b>	Ingeniería en Telecomunicaciones		
<b>TITULO OBTENIDO:</b>	Ingeniero en Telecomunicaciones		
<b>FECHA DE PUBLICACIÓN:</b>	15 de Marzo de 2017	<b>No. DE</b>	56
		<b>PÁGINAS:</b>	
<b>ÁREAS TEMÁTICAS:</b>	Señales y Sistemas, Procesamiento de Señales		
<b>PALABRAS CLAVES/ KEYWORDS:</b>	ECG, Derivas de línea base, Transformada Wavelets, Matlab, Métricas		
<b>RESUMEN/ABSTRACT (150-250 palabras):</b> El electrocardiograma (ECG) es una técnica no invasiva de gran utilidad y ampliamente difundida en los hospitales de todo el mundo. Esta bioseñal es fuertemente afectada por diferentes ruidos de varias naturalezas, entre ellos se encuentran las derivas de línea base que son considerables en ECG ambulatorio o adquirido durante pruebas de esfuerzo físico. En este trabajo se implementa en Matlab un método basado en Transformada <i>Wavelet</i> para la eliminación de este tipo de ruido. Se utiliza la familia <i>Wavelet Symlet 8</i> con umbral <i>semi-soft</i> ya que fue reportado con buenos resultados en la literatura revisada. Además, se realizan varios experimentos con señales de ECG reales y sintéticas a las cuales se les añaden derivas de línea bases reales y sintéticas utilizando bases de datos mundialmente conocidas. Para evaluar cuantitativamente el desempeño del método implementado se aplican las métricas de similitud por ciento de la diferencia del error medio cuadrático y la distancia máxima absoluta, obteniendo valores promedios de 26,51% y 0,29 unidades arbitrarias respectivamente en los experimentos realizados con señales reales y ruidos reales que son el caso más cercano a la realidad.			
<b>ADJUNTO PDF:</b>	<input checked="" type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO	
<b>CONTACTO CON AUTOR/ES:</b>	<b>Teléfono:</b> +593-9-86336612	<b>E-mail:</b> <a href="mailto:ing.m.hidalgo@hotmail.com">ing.m.hidalgo@hotmail.com</a>	
<b>CONTACTO CON LA INSTITUCIÓN: COORDINADOR DEL PROCESO DE UTE</b>	<b>Nombre:</b> Palacios Meléndez Edwin Fernando		
	<b>Teléfono:</b> +593-9-68366762		
	<b>E-mail:</b> <a href="mailto:edwin.palacios@cu.ucsg.edu.ec">edwin.palacios@cu.ucsg.edu.ec</a>		
<b>SECCIÓN PARA USO DE BIBLIOTECA</b>			
<b>No. DE REGISTRO (en base a datos):</b>			
<b>No. DE CLASIFICACIÓN:</b>			
<b>DIRECCIÓN URL (tesis en la web):</b>			