

EXTRACCIÓN DE CARACTERÍSTICAS DE LA SEÑAL ELECTROCARDIOGRÁFICA MEDIANTE SOFTWARE DE ANÁLISIS MATEMÁTICO

RESUMEN

En este trabajo se aplica un algoritmo de análisis de señales ECG con base a criterios estandarizados, el cual se fundamenta en una técnica de segmentación que emplea la transformada wavelet (WT) en la detección de puntos significativos de la señal de ECG, los complejos QRS, ondas P y T que son distinguidos del ruido, línea base y artefactos, gracias a la característica multiescala de la transformada wavelet. El algoritmo fue validado con la base de datos MIT-BIT mostrando un buen desempeño global; incluyendo registros perturbados por diversas fuentes de ruido.

PALABRAS CLAVES: ECG, Transformada Wavelet, complejo QRS, ondas P y T, Ruido.

ABSTRACT

In this work a ECG analysis algorithm is applied based on standardized criterion, which is based a wavelet transform, for a the detection of significative points, belonging to the ECG signal, the QRS complex points, P an T waves. Which are distinguished fom noise, base line and artifacts, thanks to the multi-scale characteristic of wavelet transform. The algorithm was proven using the MIT-BIT database, showing good global performance, including altered signals due to noise sources.

KEYWORDS: ECG, wavelet transform, QRS complex, P and T waves, noise.

1. INTRODUCCIÓN

La electrocardiografía tiene un papel importante en la cardiología, debido a que está compuesta de procedimientos efectivos, simples, no invasivos para el diagnóstico de desórdenes cardiovasculares, donde radica la importancia en el análisis de la actividad eléctrica del corazón a través de los registros electrocardiográficos (ECG). La etapa de extracción de características permite obtener información clínica relevante que permite una clasificación simple y efectiva en la segmentación del ECG [1][2].

2. LA SEÑAL ELECTROCARDIOGRÁFICA

El electrocardiograma (ECG) representa la actividad eléctrica de las células del corazón. Este impulso produce la contracción rítmica del corazón. A su vez esta actividad electromecánica se produce según un orden estricto y siempre igual latido tras latido [2].

2.1 Ondas Componentes

Durante la despolarización “activación” y repolarización “recuperación” miocárdica, aparecen las ondas del ECG. Las distancias entre deflexiones u ondas se denominan segmentos o intervalos. Un periodo del ECG perteneciente a un individuo sano, consiste en una onda P, el complejo QRS, la onda T y la onda U, tal como se muestra en la figura 1.

OSCAR EDUARDO VERA

Ingeniero Electricista.
Universidad Tecnológica de Pereira.
veos@utp.edu.co

EDISON DUQUE CARDONA

Ingeniero Electrónico
Profesor Asistente
Universidad Tecnológica de Pereira
eduardo@utp.edu.co

JORGE RIVERA PIEDRAHITA

Ingeniero Electrónico, M. Sc.
Profesor Asistente
Universidad Tecnológica de Pereira
j.rivera@utp.edu.co

Grupo de Investigación LIDER

La relación entre las ondas, la duración y la amplitud representativas del ECG viene dado en la tabla 2.1 con los valores estandarizados.

El ECG puede ser dividido en los siguientes intervalos y segmentos:

Inscripción	Amplitud [mV]	Duración [ms]
Onda P	< 2,5	< 100
Intervalo PR	-	120 - 220
complejo QRS	< 25 en V5	60 - 120
Onda T	< 6	-
Intervalo QT	-	350 - 440
Intervalo RR	-	600 - 1000
Segmento ST	a 80 ms de J<-1	50 - 150
Onda U	0,3 - 2	-

Tabla 1. Tiempos, voltajes y medidas de las ondas.

- **Onda P.** Representa la despolarización auricular.
- **Complejo QRS.** Representa la despolarización de los ventrículos.

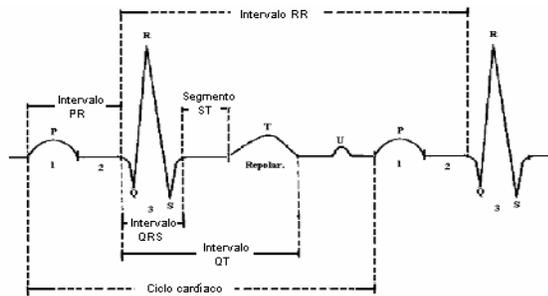


Figura 1. Ondas componentes de la señal electrocardiográfica

- **Onda T.** Representa la repolarización de los ventrículos.
- **Segmento ST.** Es el intervalo entre el final del complejo QRS y el inicio de la onda T. Representa el tiempo durante el que los ventrículos permanecen en estado activado y puede iniciarse la repolarización ventricular.
- **Intervalo RR.** Corresponde al intervalo de tiempo entre la onda R de un complejo QRS y la onda R del siguiente complejo QRS (duración de un latido)
- **Intervalo QT.** Corresponde al intervalo de tiempo entre el comienzo del complejo QRS y el final de la onda T, representando la duración de la sístole eléctrica, lo que representa el ritmo cardíaco.

3. PRERPOCESAMIENTO DE LA SEÑAL DE ECG.

Una vez la señal es adquirida, esta todavía no debe utilizarse para el diagnóstico ya que presenta una serie de elementos ajenos a la propia señal debido a varios factores [3]: Ruido, Interferencia de la red, Variaciones de la línea base.

La señal adquirida podrá ser representada como la combinación de todos estos elementos, de la forma descrita en la ecuación 1.

$$y[n] = x[n] + r[n] + b[n] \quad (1)$$

Donde $y[n]$ representa la señal adquirida, $x[n]$ la señal electrocardiográfica real producida por la actividad cardíaca, $r[n]$ ruido en general, incluyendo algunos artefactos y la interferencia de la red eléctrica, y $b[n]$ las variaciones de la línea base.

El objetivo del preprocesamiento es reducir al máximo $r[n]$ y $b[n]$ para que la señal obtenida $y[n]$ sea lo más parecida a la señal real $x[n]$.

3.1 Ruido

En este caso concreto, el ruido presente en la señal electrocardiográfica puede ser debido a varios factores: ruido debido al contacto electrodo-piel, ruido generado

por los aparatos electrónicos destinados a la adquisición (ruido térmico), ruido debido a señales eléctricas de los músculos (señales electromiográficas), etc,

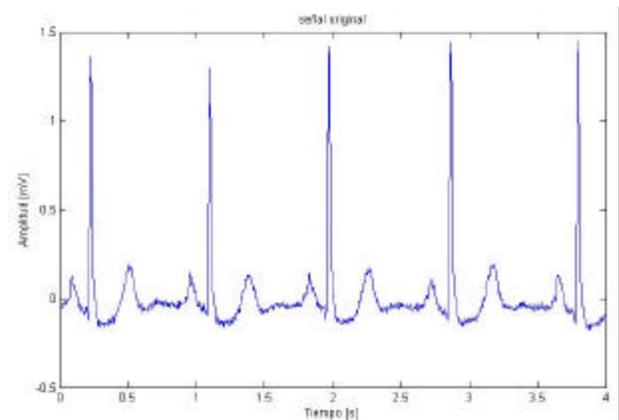


Figura 2. Señal electrocardiográfica con ruido superpuesto, incluyendo interferencia de la red y variaciones de línea de base.

3.1.1 Interferencia De La Red

Otro efecto que aparece con relativa frecuencia en señales electrocardiográficas y en general, en cualquier señal biomédica, es la superposición de una interferencia debido a la señal de la red que en este caso es de alta frecuencia.

3.1.2 Variaciones De Línea De Base

Las variaciones de la línea base se producen debido a múltiples factores, al movimiento del paciente durante la adquisición del electrocardiograma, la respiración, y cambios en la impedancia de los electrodos [4]. Estas variaciones suponen una interferencia de baja frecuencia y de cierta amplitud.

3.2 Método Basado En La Transformada Wavelet

La transformada wavelet es una herramienta de uso relativamente reciente en aplicaciones para la reducción del ruido.

Para llevar a cabo esta reducción del ruido, prácticamente todos los métodos se basan en los siguientes pasos [5]:

- 1) Calcular la transformada *Wavelet* de una señal hasta el nivel deseado.
- 2) Aplicar un umbral y una función de umbralizado a los coeficientes del detalle, para eliminar, en principio, aquellos componentes que representan mayoritariamente al ruido.
- 3) Calcular la transformada inversa para recuperar la señal, con las componentes del ruido eliminadas en el punto anterior.

4. ESTADO DEL ARTE EN LA EXTRACCIÓN DE CARACTERÍSTICAS DEL ECG

En la literatura existen numerosos trabajos donde se presentan las principales técnicas para la caracterización

de señales ECG [6], pero la de mejor eficiencia y costo computacional es el método de coeficientes Wavelet ya que permite utilizar el toolbox Wavelet de MATLAB®

4.1 Distribuciones Tiempo-Frecuencia

Rosado [9] propone una combinación de estrategias de técnicas clásicas y modernas para la selección de parámetros extraídos de distribuciones tiempo-frecuencia, inicialmente se procesa la señal para obtener 25 parámetros tiempo-frecuencia de la *Distribución de Wigner-Ville*. Emplearon tres métodos para la selección de los parámetros: *Análisis de Componentes Principales* (PCA) para proveer un acercamiento preliminar a la distribución de los datos.

4.2 Transformada Wavelet

Dado que las señales de ECG son altamente no estacionarias, la transformada wavelet (WT) permite la localización conjunta de eventos en tiempo-frecuencia; éste análisis usa la técnica del ventaneo incluyendo intervalos largos de tiempo para información más precisa a baja frecuencia e intervalos cortos para información de alta frecuencia. En este análisis se usó la función wavelet, *Gaussiana*. Para el análisis multi-wavelet se utilizó *Daubechies* de segundo y octavo orden [7] [8].

5. EXTRACCIÓN DE CARACTERÍSTICAS DEL ECG

Se presenta la revisión del algoritmo basado en la transformada wavelet para el análisis de la señal electrocardiográfica, donde se toma la duración de las ondas e intervalos que componen el ECG.

5.1 Algoritmo para El filtrado de la señal Electrocardiográfica

Para el caso de la línea base se busca una aproximación a ésta para su eliminación (nivel 8) [7]. Un nivel demasiado bajo puede provocar una sobre-aproximación

Por el contrario, si el nivel de la aproximación es demasiado elevado, la estimación de la línea base se aleja demasiado y los resultados obtenidos no son satisfactorios.

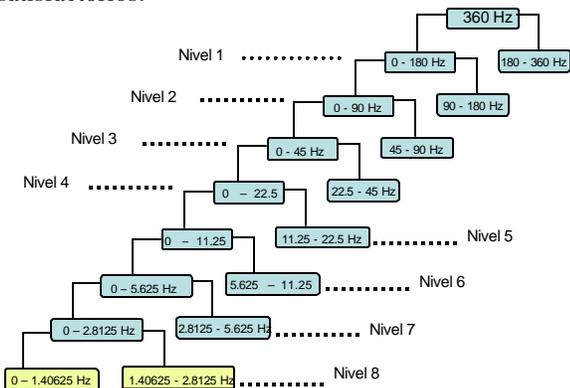


Figura 3. Nivel 8 de descomposición para remover línea de base.

Además se toma el nivel 3 de descomposición para retirar el efecto de la red.

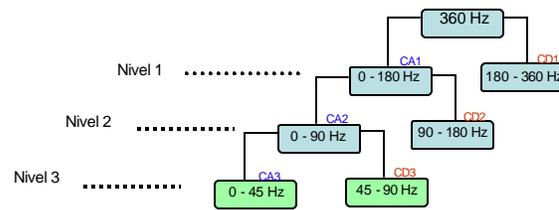


Figura 4. Nivel 3 de descomposición para remover la interferencia de la red.

5.2 Algoritmo para la detección de ondas características

El tener como objetivo la caracterización del segmento ECG exige contar con un conjunto amplio de señales de alta calidad y una gran confiabilidad, por lo tanto se utilizó la base de datos MIT-BIT, se toma una parte de los registros para luego parametrizarlas y así llevar a cabo el proceso de segmentación de los intervalos y ondas más relevantes [8].

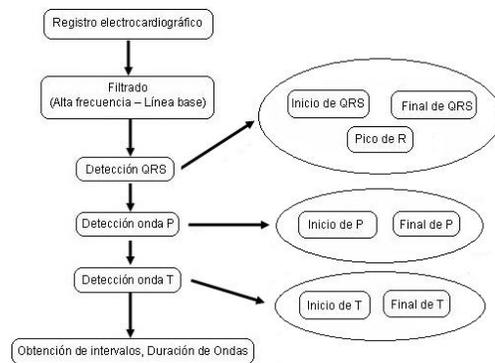


Figura 5. Algoritmo para la caracterización del ECG.

5.2.1 Detección del complejo QRS.

El complejo *QRS* corresponde a dos módulos máximos con signo opuesto de la transformada wavelet en escala 2^1 . El cruce por cero del par de módulos máximos opuestos corresponde a la onda R.

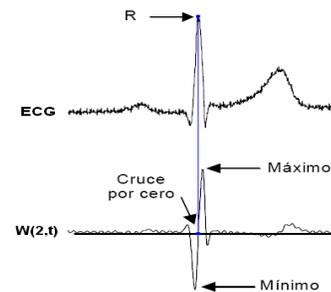


Figura 6. Detección de la onda R a partir de los dos módulos máximos de signo opuesto.

En el cálculo del *QRS* se toma una ventana de 120ms. a la izquierda del pico *R* se toma una ventana de 60ms para hallar un punto máximo a partir del modulo máximo (negativo) encontrado, una vez hallado se determina un punto *j* correspondiente al 25% de ese valor. Para el final del *QRS*, se toma una ventana de 60ms a la derecha del pico *R* encontrado anteriormente, se establece un umbral de sobrepaso para determinar el final del par módulo máximo que es el 25% del valor mínimo, en el instante que se sobrepase dicho umbral se establece el final del *QRS*.

5.2.2 Detección de las ondas P y T

Corresponde a un caso de detección de puntos de cierta complejidad debido a la poca amplitud de estas ondas, lo cual hace que en muchas ocasiones estén enmascaradas por el ruido. Las ondas *P* y *T* tienen su espectro de potencia en el rango de 0.5Hz a 10Hz, mientras que el ruido de línea base y el ruido de artefactos tiene su frecuencia en el rango de 0.5Hz a 7Hz; por lo tanto se procedió a utilizar la escala 2^4 para reducir estos ruidos.

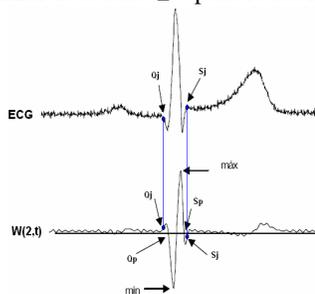


Figura 7. Detección del inicio y final del complejo QRS a partir de la onda R.

Para la detección de estas ondas se utiliza la escala 2^4 , se toma una ventana de 200ms a la izquierda de la onda R para detectar la onda P y 200ms a la derecha de la onda R encontrada para la detección de la onda T. En esta escala genera similarmente, un par de módulos máximos como el del *QRS* pero en menor proporción. El pico y el ancho de la onda P son encontrados de la siguiente manera:

- El cruce por cero entre el par de módulos máximos de signos opuestos corresponde al pico de la onda *P*.
- El inicio, se realiza buscando hacia atrás del punto del módulo máximo de signo opuesto, que está a la izquierda del cruce por cero, se busca hasta que el punto hallado sea el que equivale al 5% del módulo máximo; este punto es marcado y corresponde al inicio de la onda *P*.
- Para el final de la onda *P* se realiza una búsqueda hacia adelante del punto del módulo máximo que está a la derecha del cruce por cero y se realiza un procedimiento igual que para seleccionar el inicio de la onda *P*.

La onda T tiene el mismo procedimiento de detección a la onda P.

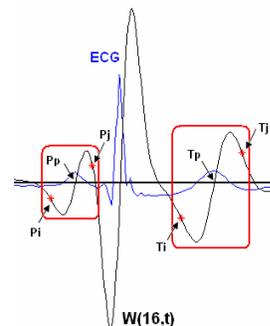


Figura 8. Detección del inicio y final de las ondas P y T.

6. RESULTADOS

Al aplicar el algoritmo antes mencionado para el filtrado de la señal de ECG arrojó los siguientes resultados que se presentan gráficamente.

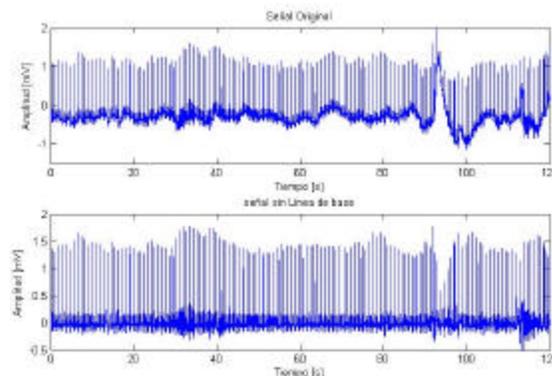


Figura 9. Efecto del filtrado de línea de base con la descomposición multinivel.

Después de eliminar la línea de base se realiza la reducción de la interferencia de la red, que corresponde a ruido de alta frecuencia en estas señales.

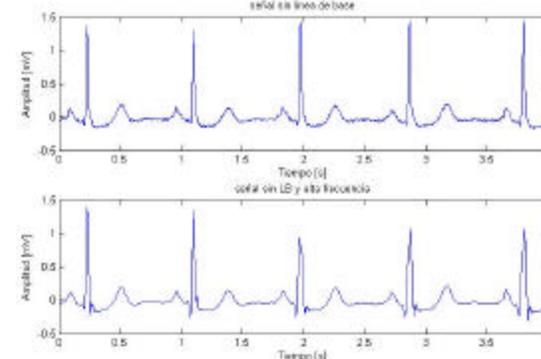


Figura 10. Efecto del filtrado de la interferencia de la red con la descomposición multinivel.

Después de tener la señal ECG filtrada, se obtienen las ubicaciones de la onda R y se marcan como se muestra en la figura.

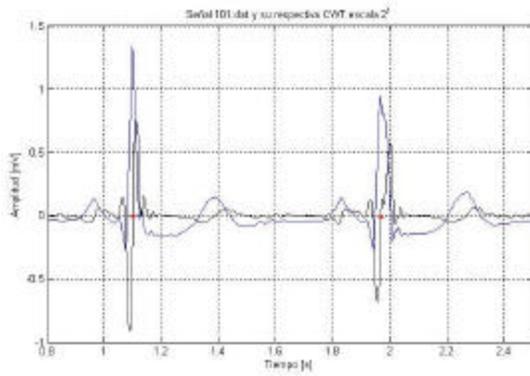


Figura 11. Detección de la onda R.

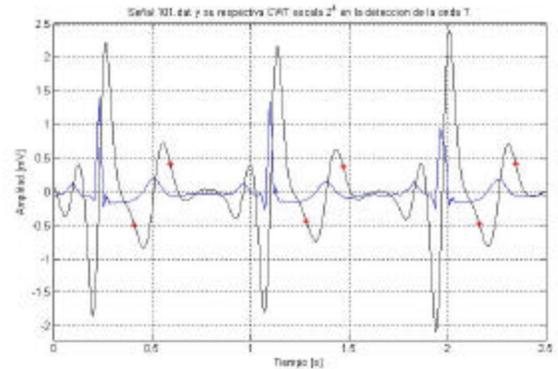


Figura 14. Detección del inicio y final de la onda T.

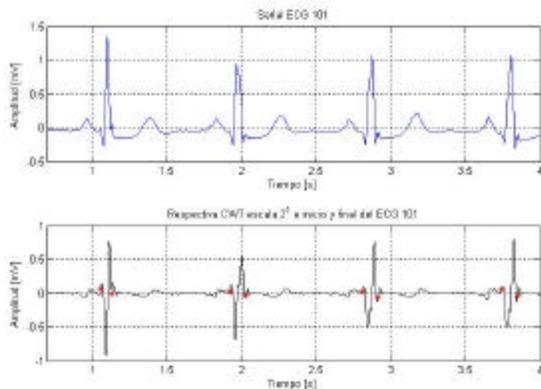


Figura 12. Detección del inicio y final del QRS al aplicar el algoritmo.

La energía de las ondas P y T permite utilizar la escala 2^4 donde se evita la interferencia de la línea base. Con una ventana de 200ms antes de cada pico R se calculó un par módulo máximo de signo opuesto producido por la onda P; esto se muestra en la figura 13. El procedimiento realizado para la onda P se repite para la onda T, sin embargo, la ventana de 200ms opera después del pico R. El par módulo máximo de signo opuesto es ilustrado en la figura 14.

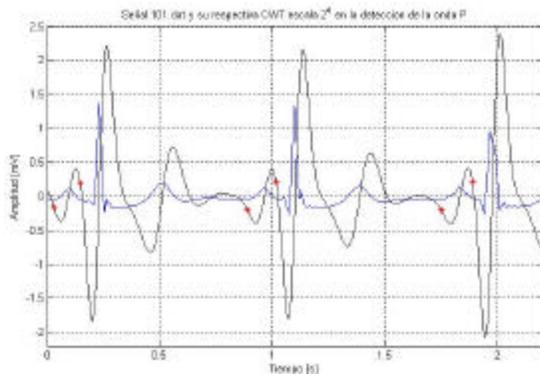


Figura 13. Detección del inicio y final de la onda P.

Para la evaluación del algoritmo se utilizó el criterio establecido por la AAMI (Association for the Advancement of Medical Instrumentation), además se especifica de manera representativa la derivación estudiada por cada señal, la cantidad de latidos que se encuentran en las 30000 muestras de cada señal y la cantidad de latidos detectados; estos datos permiten calcular el valor predictivo y la sensibilidad del algoritmo implementado.

Registro	Derivación	Latidos	TP	FP	FN	P(%)	S(%)
101-1	MLII	201	196	0	5	100,0	97,5
103-1	MLII	198	196	0	2	100,0	99,0
105-1	MLII	234	231	0	3	100,0	98,7
106-1	MLII	205	197	0	8	100,0	96,1
112-1	MLII	239	237	0	2	100,0	99,2
113-1	MLII	162	159	0	3	100,0	98,1
114-2	MLII	154	152	0	2	100,0	98,7
115-1	MLII	176	170	0	6	100,0	96,6
119-1	MLII	193	182	0	11	100,0	94,3
123-2	V5	139	137	0	2	100,0	98,6
124-1	MLII	138	137	0	1	100,0	99,3
205-1	MLII	250	249	0	1	100,0	99,6
213-1	MLII	310	305	0	5	100,0	98,4
219-1	MLII	214	210	0	4	100,0	98,1
221-1	MLII	223	218	0	5	100,0	97,8
TOTAL		3036	2976	0	60	100,0	98,0

Tabla 2. Evaluación en la detección QRS para la base de datos MIT-BIT. Wavelet Gussiana.

6.1 Tablas de resultados de la segmentación

En las tablas 3 y 4 se muestran los valores promedios de cada registro, incluyendo la duración de las ondas P, QRS y T, también se especifican los intervalos RR, PR, QT y el segmento ST.

Registro	Onda P ms	ONDA QRS ms	ONDA T ms	SEGM. ST ms
101-1	127,62	95,11	187,6	149,5
103-1	140,9	99,86	188,53	116,34
105-1	132,22	126,42	177,98	129,1
106-1	110,81	121,45	207,08	117,84
112-1	136,37	107,48	216,41	86,83
113-1	114,12	97,19	191,04	174,13
114-2	156,25	122,37	175,38	179,2
115-1	142,11	95,75	232,4	158,59
119-1	133,15	110,97	193,39	136,92
123-2	138,77	112,08	197,91	155,19
124-1	130,07	111,96	172,22	221,88
205-1	113,43	98,85	169,23	175,4
213-1	53,9	108,1	199,83	95,82
219-1	131,61	110,65	241,64	66,42
221-1	105,62	114,22	214,82	107,21

Tabla 3. Tiempos promedios de las ondas de ECG.

Los datos mostrados de las ondas componentes y los intervalos corresponden al promedio de la totalidad de latidos encontrados por cada señal y estos valores representan en conjunto el comportamiento regular de la señal. Al comparar estos tiempos con los establecidos en la tabla 1 se puede determinar la normalidad de cada registro.

Registro	INTE. RR (Mues)	INTE. RR ms	INTE. QT (Mues)	INTE. QT ms	INTE. PR ms
101-1	303,18	842,18	155,6	432,21	159,79
103-1	303,02	841,72	145,7	404,73	182,47
105-1	257,77	716,02	156,06	433,5	169,72
106-1	357,97	994,36	160,69	446,37	179,08
112-1	250,63	696,19	147,86	410,71	172,16
113-1	370,66	1029,61	166,45	462,35	166,6
114-2	389,73	1082,58	171,7	476,96	209,74
115-1	348,61	968,37	175,23	486,75	201,63
119-1	326,87	907,98	158,86	441,29	183,41
123-2	432,12	1200,32	167,47	465,19	194,93
124-1	434,16	1206	182,18	506,06	198,15
205-1	239,26	664,6	159,65	443,49	151,05
213-1	195,23	542,3	145,35	403,74	189,13
219-1	282,52	784,78	150,73	418,7	230,09
221-1	273,18	758,84	157,05	436,25	204,51

Tabla 4. Tiempos promedios de los intervalos del ECG.

7. CONCLUSIONES

Se comprobó la flexibilidad del MATLAB® como herramienta para el filtrado y obtención de los coeficientes wavelet de las señales de electrocardiografía a través del toolbox de wavelet.

Se detectaron de manera satisfactoria los complejos QRS en la escala 2^1 , Los latidos que no superaron el umbral del 30 % del valor máximo se descartaron.

En la detección de las ondas P y T en ocasiones no fueron ubicados con gran exactitud, debido a las fuertes influencias ruido, y/o a la muy pequeña amplitud; lo que determinó más inconvenientes en la caracterización de la onda T.

La medida de desempeño del algoritmo mostró una sensibilidad del 98% en la segmentación de los latidos. Ver tabla 2, teniendo en cuenta que fue aplicado a una total de 15 señales de los registros de la base estándar MIT-BIT.

8. BIBLIOGRAFIA

- [1] H. Harold , “Diagnóstico Electrocardiográfico y Vectocardiográfico”. Salvat. 1990.
- [2] J. Gallardo Bañez, “ECG Tutorial - The Basic Principles of the ECG”.
- [3] D.Cuesta, “Revisión de Métodos y Algoritmos para el Tratamiento de Señales Electrocardiográficas”, Trabajo de Investigación, Junio 99.
- [4] D. Cuesta, D.Novak, V. Eck, J.C. Pérez, G. Andreu, “ Electrocardiogram Baseline Removal Using Wavelet Approximations”, Libro de actas Biosignal 2000.
- [5] H. Inoue y A. Miyazaki, “A Noise Reduction Method for ECG Signals Using the Dyadic Wavelet Transform”, IEICE Trans. Fundamentals, Vol. E81-A, Núm. 6, Junio 1998.
- [6] Cuesta, D., Pérez, J. C., Andreu, G., and Nývák. (2002). Feature extraction methods applied to the clustering of electrocardiographic signal: A comparative study.
- [7] J. S. Sahambi, S.N. Tandon, and R. K. P. Bhatt. Using wavelet transform for ecg charecterization. IEEE Transactions engineering in medice and biology, pages 77– 88, january 1997.
- [8] L. Ciiwei, Z. Chongxun, and T. Changfeng. Detection of ecg characteristic point using wavelet trasforms. IEEE Transactions on biomedical engineering, 42(1):21– 28, january 1995