

**UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA**  
**ESCUELA UNIVERSITARIA DE**  
**INGENIERÍA TÉCNICA DE TELECOMUNICACIÓN**  
**PROYECTO FIN DE CARRERA**



**PROYECTO FIN DE CARRERA**

*Sistema de Análisis y Clasificación de la señal ECG basado en  
Transformada Wavelets*

Presidente:

Secretario:

Vocal:

Tutores:

Autor:

**NOTA :**

**TITULACIÓN: Sistemas de Telecomunicaciones**

**TUTOR/ES: Pedro Quintana Morales**

**AUTOR: Heriberto Quintana Morales**

**FECHA: Marzo/2006**



## **Agradecimientos:**

*“A mis Padres por su paciencia y ánimos, por enseñarme a ser yo mismo y estar siempre a mi lado apoyando cada uno de mis aciertos y errores.”*



## Índice.

	<u>PAGS.</u>
<u>INTRODUCCION.</u>	9
<u>CAPITULO 1: EL CORAZÓN Y EL ELECTROCARDIOGRAMA (ECG).</u>	11
1.1 <u>Generación de la Señal ECG. Sistema de conducción cardiaca.</u>	11
1.2 <u>Caracterización temporal de la señal ECG.</u>	13
1.3 <u>Caracterización en frecuencia de la señal ECG.</u>	15
1.4 <u>Medida de la señal ECG. El electrocardiógrafo.</u>	16
<u>CAPITULO 2: LA TRANSFORMADA WAVELET.</u>	21
2.1 <u>INTRODUCCIÓN.</u>	21
2.2 <u>LA TRANSFORMADA WAVELET.</u>	21
2.2.1 Transformada Wavelet Continua.	22
2.2.2 Transformada Wavelet Semidiscreta.	24
2.2.3 Transformada Wavelet Discreta.	24
2.3 <u>EL ALGORITMO DE MALLAT.</u>	25
<u>CAPITULO 3: DETECCIÓN DE ONDAS DE LA SEÑAL ECG Y CLASIFICACIÓN.</u>	29
3.1 <u>INTRODUCCIÓN.</u>	29
3.2 <u>MÉTODOS DE DETECCIÓN DE ONDAS.</u>	29
3.2.1 Detección de Complejos QRS.	29
3.2.2 Detección de P y T.	39
3.3 <u>EL CLASIFICADOR LINEAL.</u>	40
<u>CAPITULO 4. INTERFAZ GRAFICA.</u>	45
4.1 <u>INTRODUCCIÓN.</u>	45
4.2 <u>LA INTERFAZ GRÁFICA.</u>	45
<u>CAPITULO 5: ENSAYOS Y RESULTADOS.</u>	53
5.1 <u>INTRODUCCIÓN.</u>	53
5.2 <u>SEÑALES DE ENSAYO</u>	53
5.3 <u>ELECCIÓN DE LA WAVELET MADRE.</u>	55
5.3.1 Análisis	55
5.3.2 Análisis mejorado	59
5.4 <u>ENSAYO DEL CLASIFICADOR</u>	62

<b><u>CAPITULO 6: CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS</u></b>	65
<b><u>6.1 CONCLUSIONES</u></b>	65
<b><u>6.2 LÍNEAS FUTURA</u></b>	66
<b><u>BIBLIOGRAFÍA</u></b>	67
<b><u>PLIEGO DE CONDICIONES</u></b>	69
<b><u>PRESUPUESTO</u></b>	77
<b><u>ANEXOS</u></b>	
<b><u>ANEXO I</u></b>	83
<b><u>ANEXO II</u></b>	101

## **1. INTRODUCCION.**

El uso y estudio de los biopotenciales y el avance de las técnicas de procesado digital han permitido que surjan herramientas de ayuda al diagnóstico de enfermedades que apoyan al especialista en sus conclusiones.

Una de estas herramientas es la Transformada Wavelet, usada en el diagnóstico de procesos isquémicos, arritmias y otras patologías del corazón.

La finalidad de este proyecto fin de carrera es el estudio y la aplicación de dicha transformada para la obtención de los puntos significativos de la señal de electrocardiograma (ECG) para su posterior clasificación. Para ello, utilizaremos la base de datos de arritmias del MIT-BIH, que es de libre disposición, con numerosos registros sobre los que realizaremos nuestro análisis y clasificación.

La implementación software del proyecto será realizada en Matlab, puesto que es una herramienta suficientemente potente para realizar las operaciones necesarias y permite el desarrollo de interfaces gráficas que facilitarán el manejo del software. Se ha realizado una sencilla interfaz gráfica que facilite el uso del software por cualquier especialista médico que lo precise, entendiendo que la elaboración y planteamiento de este software es experimental y en ningún momento pretende sustituir o anular los criterios del especialista médico, presentándose como una herramienta de apoyo en el diagnóstico de patologías cardíacas.

El capítulo primero desarrollará los aspectos técnicos sobre la generación de la señal de ECG, presentando su caracterización en el dominio de tiempo y frecuencia.

En el capítulo 2 se expondrá la Transformada Wavelet, sus tipos y su implementación mediante el algoritmo de Mallat.

. El desarrollo de la aplicación, algoritmos e interfaces quedan reflejados en los capítulos 3 y 4, para terminar el capítulo quinto con la presentación de los ensayos y entrenamientos realizados y resultados obtenidos de los mismos.



## CAPITULO 1: GENERACIÓN Y MEDIDA DE LA SEÑAL ECG.

### 1.1 GENERACIÓN DE LA SEÑAL ECG. SISTEMA DE CONDUCCIÓN CARDIACA.

El corazón, al contrario que otros músculos del cuerpo no precisa de estímulo externo para contraerse. Esto se debe al comportamiento característico de algunas de sus células, capaces de generar por si mismas un impulso eléctrico. Este tipo de células se localizan principalmente en lo que se conoce como nódulo Sinusal (Fig. 1).

El impulso eléctrico se genera en el nódulo sinusal (también llamado nódulo sinoatrial o nódulo SA), que es una pequeña masa de tejido especializado localizada en la aurícula del corazón. El nódulo sinusal genera periódicamente un impulso eléctrico (de 60 a 100 veces por minuto en condiciones normales), actuando como motor generador del impulso cardiaco. Por ello, también recibe el nombre de marcapasos natural.

Las señales eléctricas creadas por el nodo SA se desplazan atravesando las paredes del corazón. El movimiento de las señales eléctricas hace que las cavidades del corazón se contraigan y se relajen. Cuando una señal pasa por la pared de una cavidad, esta se contrae. Cuando la señal abandona la pared, la cavidad se relaja.

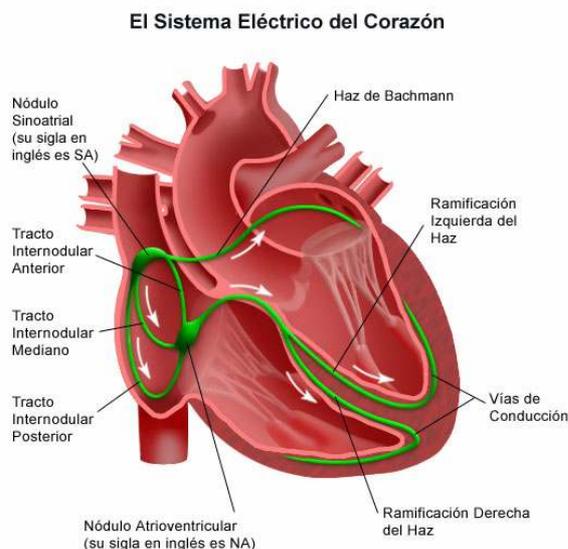


Fig. 1.- Sistema de Conducción del corazón y dirección del impulso eléctrico.

Las diferencias de

potencial producidas son recogidas por unos electrodos y registradas a través del electrocardiógrafo. El paso de la corriente eléctrica por los distintos puntos del sistema de conducción (Fig. 1) produce los picos característicos de la onda ECG. Las figuras 2 muestra los nombres de cada uno de los picos y valles que componen la onda ECG y la figura 3 relaciona cada uno de ellos con los procesos de contracción y relajación muscular. Cada uno de estos picos y valles de la onda ECG son detallados a continuación:

- La **onda P** muestra las contracciones de las cavidades superiores del corazón (aurículas). El nodo S-A (marcapasos natural) genera una señal eléctrica que sigue las vías eléctricas naturales pasando por ambas aurículas, produciendo la contracción de las aurículas ayudando a impulsar la sangre hacia los ventrículos.
- El **complejo QRS** muestra las contracciones de las cavidades inferiores del corazón (ventrículos). La señal eléctrica llega al nodo A-V (puente eléctrico). Allí, la señal se detiene para dar tiempo a los ventrículos a llenarse con sangre. La señal eléctrica se propaga por el sistema His-Purkinje (Fig. 1). El movimiento de la electricidad hace que los ventrículos se contraigan e impulsen la sangre hacia los pulmones y el cuerpo.
- La **onda T** muestra cómo se relajan las cavidades inferiores de su corazón (ventrículos).

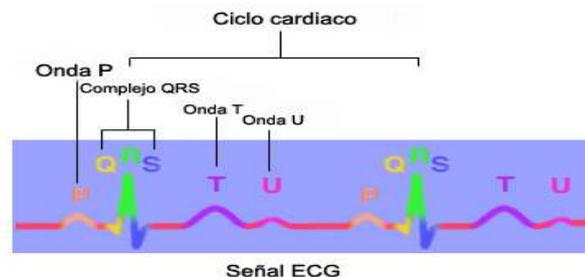


Fig. 2.- Señal ECG y ondas principales

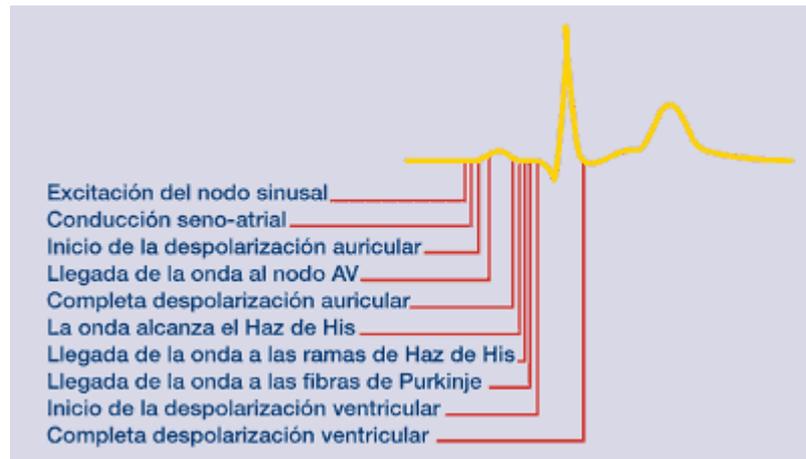


Fig.3.- Correspondencia de la señal ECG con los procesos fisiológicos que tienen lugar durante su generación.

## 1.2 CARACTERIZACIÓN TEMPORAL DE LA SEÑAL ECG.

La medida de los intervalos entre las ondas características que componen la señal ECG es la técnica principal utilizada por los especialistas en electrocardiografía, pues variaciones con respecto a los parámetros normales son indicativos de patología. La figura 4 muestra los intervalos más significativos en el estudio de señales ECG.

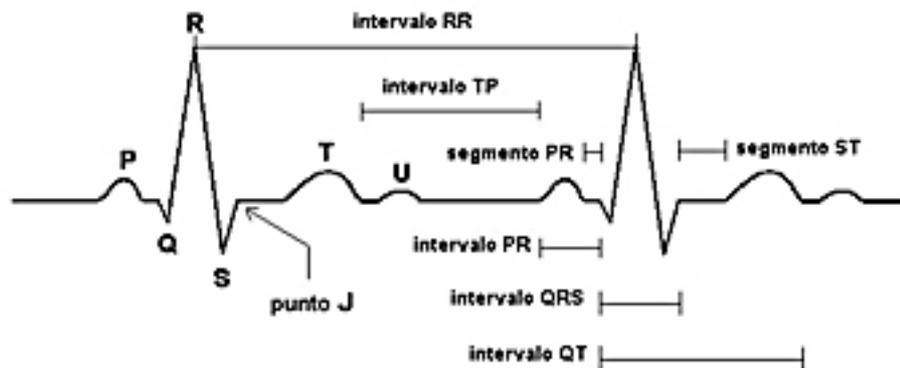


Fig. 4.- Intervalos de la Señal ECG

El intervalo PR define el periodo de despolarización auricular, el retardo de la señal producido en el Nódulo AV y el comienzo de la despolarización ventricular tras el paso de la corriente eléctrica por el Haz de His. Viene definido desde el inicio de la onda P hasta el inicio del

complejo QRS. Si su duración es superior a 0.2 s puede darse el caso de un bloque del nodo SA.

El complejo QRS define el tiempo de despolarización ventricular y se define desde el inicio de la onda Q, o R en su ausencia, hasta el final de la onda S, o R en su ausencia. Complejos QRS con duración superior a 0.11s se consideran patológicos.

El intervalo RR define el espacio temporal entre dos picos R consecutivas. Así la frecuencia cardiaca viene definida por este intervalo:

$$fc = \frac{60}{RR} \text{ (latidos/min)} \quad [\text{Ecuación 1.}]$$

En estado de reposo la frecuencia cardiaca oscila entre los 60 y 100 lat/min.

El intervalo QT define el tiempo de todos los procesos de despolarización y repolarización ventricular. Se define desde el comienzo de la onda Q hasta el final de la onda T. La duración del complejo QT es función de la frecuencia cardiaca por lo que se le aplica un factor de corrección tal que el intervalo QT corregido, QTc, viene dado por la expresión:

$$QTc = \frac{QT}{\sqrt{RR}} \quad [\text{Ecuación 2}]$$

Se considera que el intervalo QT es patológico cuando se produce su prolongación por encima de los 0.44s.

El segmento ST define el final del periodo de despolarización y el comienzo de la repolarización. Cambio en su morfología definen lesiones del miocardio.

La tabla 1 define los segmentos y sus duraciones en régimen normal.

<b>INTERVALO ECG</b>	<b>RANGO NORMAL (s)</b>
Intervalo PR	0.12 – 0.2
Intervalo QRS	0.06 – 0.1
Segmento ST	0.05 – 0.15
Intervalo QT corregido (QTc)	0.35 – 0.44
Intervalo RR	0.6 – 1

Tabla 1. Intervalos ECG y rango de normalidad temporal.

### **1.3 CARACTERIZACIÓN EN FRECUENCIA DE LA SEÑAL ECG.**

El Comité de Cardiología de la American Heart Association establece para la adquisición de la señal ECG estándar de 12 derivaciones que el ancho de banda utilizado comprenda desde los 0.5 Hz a los 100 Hz, con una frecuencia de muestreo de 500 Hz.[2].

Este ancho de banda puede variar en función de la aplicación, así para la monitorización de paciente el ancho de banda se reduce a 50 Hz, ya que los cambios morfológicos no son de relativa importancia con respecto a las arritmias. Este ancho de banda tan estrecho reduce el ruido muscular y las variaciones en la línea de base producidas por los movimientos de los electrodos.

La figura 6 muestra el espectro de ECG completo, sus componentes e interferencias.

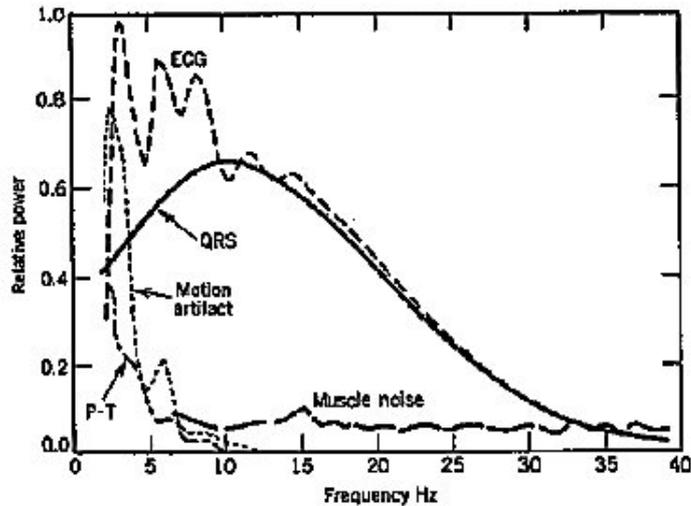


Fig. 6 Espectro de frecuencia de la señal ECG, bandas de ruido y ondas P, T y complejo QRS.

Como podemos observar, la banda de frecuencia entre los 5 y 20 Hz comprende la mayor parte de la información correspondiente al complejo QRS, siendo la banda hasta los 7 Hz aproximadamente donde se localizan las componentes de las ondas P y T. Variaciones de la línea de base y otros artefactos pueden enmascararnos las componente de frecuencia de las ondas P y T.

#### **1.4 MEDIDA DE LA SEÑAL ECG. EL ELECTROCARDIÓGRAFO.**

El electrocardiógrafo permite registrar la actividad eléctrica cardiaca a partir de una serie de terminales o electrodos conectados en la superficie de cuerpo del paciente. La señal procedente de la actividad eléctrica del corazón es amplificada y posteriormente enviada a un oscilógrafo capaz de hacer modificar la posición de un elemento de registro gráfico que se mueve al paso de un papel milimetrado.

Las diferencias de potencial se interpretan con movimientos de la aguja hacia arriba o abajo en consonancia con la polaridad registrada y la magnitud del potencial, mientras que en el papel se obtiene un trazo con

ondas positivas y negativas que reflejan la actividad cardiaca observada desde los diferentes terminales o electrodos.

Se denomina derivaciones del ECG a los puntos desde los que se observan de los diferentes fenómenos eléctricos que ocurren en el corazón. Cada una de ellas registrará la despolarización y repolarización de las células cardiacas. Se clasifican en función del plano en el que estén observando la actividad eléctrica en derivaciones del plano frontal y derivaciones del plano horizontal. La figura 7 muestra cada una de las derivaciones en su plano y la dirección de los vectores medidos en cada derivación.

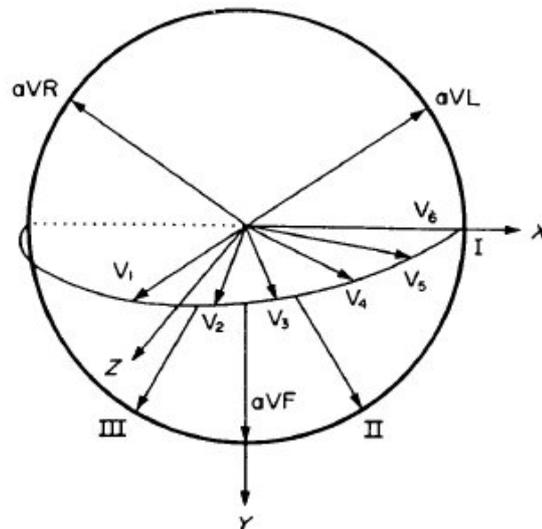


Fig. 7.- Distribución y dirección de las derivaciones polares y bipolares. En el plano frontal las derivaciones bipolares I, II y III y las derivaciones ampliadas aVR, aVL y aVF. En el plano horizontal las derivaciones unipolares precordiales V1, V2, V3, V4, V5 y V6

.Las derivaciones del plano frontal van a registrar los vectores con dirección arriba-abajo e izquierda-derecha. Son de dos tipos: derivaciones bipolares estándar y derivaciones monopolares de los miembros o aumentadas.

En las derivaciones bipolares estándar se valora la diferencia de potencial eléctrico que hay entre dos puntos. Para su registro se colocan

electrodos en brazo derecho, brazo izquierdo y pierna izquierda, y un cuarto electrodo en pierna derecha que es neutro (toma de tierra). La derivación I representa el electrodo explorador situado a  $0^\circ$  en el hexágono de Bayley (Fig. 8). En la II se encuentra a  $60^\circ$  y en la III a  $120^\circ$ . (Fig. 9).

Las derivaciones monopolares de los miembros, derivaciones aumentadas, registran el potencial total en un punto determinado del cuerpo. Se denomina *aVL* cuando el electrodo explorador se encuentra a  $-30^\circ$ , *aVR* con electrodo a  $150^\circ$  y *aVF* cuando está a  $90^\circ$ .

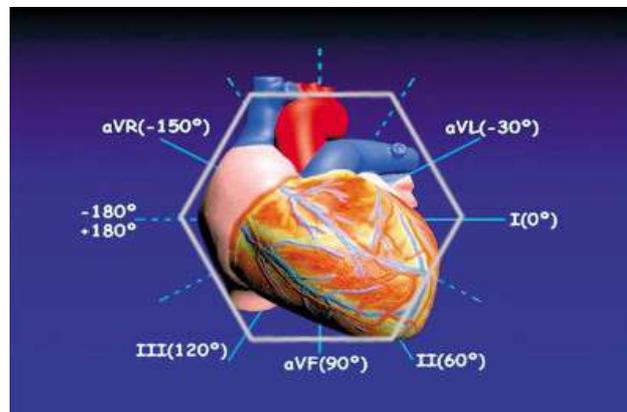


Fig 8. Hexágono de Bayley.

Las derivaciones del plano horizontal o derivaciones precordiales monopolares registran los vectores con direcciones izquierda-derecha y anterior-posterior, en definitiva la actividad eléctrica cardiaca en esas direcciones (Fig. 7). La figura 9 muestra la posición de los electrodos de medida en el cuerpo.

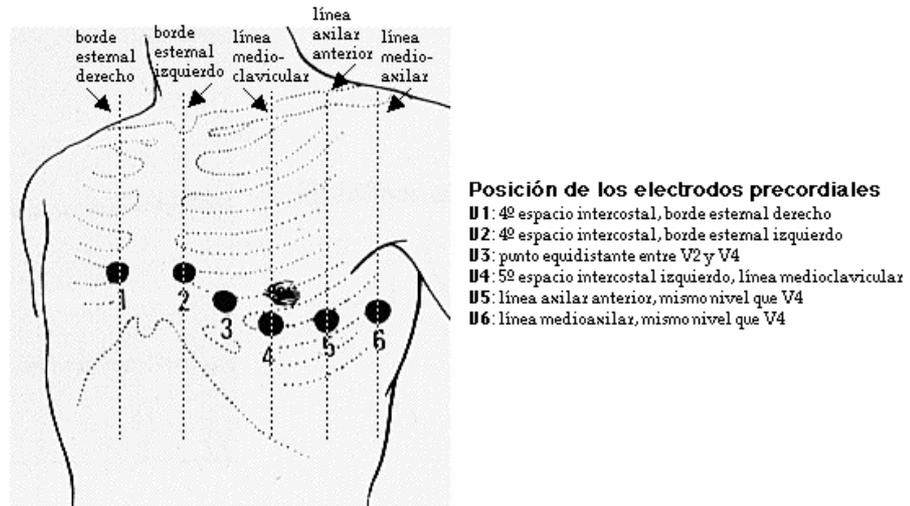


Fig. 9.- Posición de los Electrodo Precordiales

El electrodo explorador de la derivación V1 se sitúa en el cuarto espacio intercostal derecho pegado al borde esternal derecho.

El electrodo de V2 se coloca en el cuarto espacio intercostal izquierdo pegado al borde izquierdo del esternón.

El electrodo de V4 se posiciona en el quinto espacio intercostal izquierdo a nivel de la línea medioclavicular, mientras que el electrodo V3 se debe colocar en el punto medio entre V2 y V4. El electrodo de V5 debe situarse en el quinto espacio intercostal a nivel de la línea axilar anterior, y el V6 en el mismo espacio intercostal a nivel de su intersección con la línea axilar media.

La tabla 2 muestra las combinaciones de electrodos y su definición para formar el electrocardiograma de 12 derivaciones.

<b>Tipo de Derivación</b>	<b>Electrodos</b>	<b>Definición</b>
Bipolares Extremidades	LA,RA,LL,RL	$I=LA-RA$
		$II=LL-RA$
		$III=LL-RA$
Aumentadas	LA,RA,LL,RL	$aVR=RA-0.5(LA+LL)$
		$aVL=LA-0.5(LL+RA)$
		$aVF=LL-0.5(LA+RA)$
Unipolares Precordiales	V1, V2, V3, V4, V5, V6	$V1=v1-(LA+RA+LL)/3$
		$V2=v2-(LA+RA+LL)/3$
		$V3=v3-(LA+RA+LL)/3$
		$V4=v4-(LA+RA+LL)/3$
		$V5=v5-(LA+RA+LL)/3$
		$V6=v6-(LA+RA+LL)/3$

Tabla 2. Derivaciones y su definición.

## **CAPITULO 2: LA TRANSFORMADA WAVELET.**

### **2.1 INTRODUCCION:**

La localización de las ondas de la señal ECG es un punto importante en el diagnóstico de patologías cardíacas. La localización de las ondas P, T y complejos QRS permiten al especialista realizar un análisis más detallado de las ondas e intervalos. Así un sistema automático será mucho más preciso cuanto más exacta y fiable sea la detección de estas ondas.

Los algoritmos de detección de complejos QRS más utilizados son los denominados no-sintácticos, basados en un filtrado paso banda de la señal, mediante el que se logra la eliminación de las ondas P, T y el ruido, para posteriormente obtener una exaltación del complejo QRS mediante una transformación, (una derivación en el caso del detector de Pan y Tompkins [1]) y mediante reglas de decisión y el establecimiento de un valor umbral decidir al existencia de los complejos QRS.

La banda de frecuencias del complejo QRS varía para cada paciente e incluso en el mismo paciente, y muchas veces dicha banda queda solapada con la banda de ruido. Por tanto, la eficacia de estos algoritmos viene limitada por la eficacia del filtrado aplicado a la entrada del sistema, quedando limitada por la variabilidad del complejo QRS.

La Transformada Wavelet, como técnica de descomposición en frecuencia y detección de transitorios puede plantearse como una herramienta adecuada para solventar los problemas comentados anteriormente. Su robustez respecto al ruido, variaciones de línea de base y la variabilidad de frecuencia del complejo QRS además de su capacidad para la detección de transitorios hacen que se plantee el uso de la Wavelet como la herramienta en la detección de ondas cardíacas.

### **2.2 LA TRANSFORMADA WAVELET.**

La aplicación de la Transformada Wavelet permite la descomposición de una señal como combinación de un conjuntos de funciones, que se obtienen mediante escalado y desplazamiento de una función prototipo, la wavelet madre.

Existen tres tipos de Transformada Wavelets, diferenciadas principalmente en la forma en que se discretizan los parámetros de escala y desplazamiento. Así podemos hablar de Transformada Wavelet Continua

(CWT), Transformada Wavelets Semidiscreta (SWT) y Transformada Wavelet Discreta (DWT). A continuación vamos a dar una corta visión de cada una de ellas.

### 2.2.1 Transformada Wavelet Continua.

La Transformada Wavelet Continua (CWT) de una función  $f(t)$  viene definida por la ecuación:

$$C(\tau, s) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \Psi_{\tau, s}^*(t) dt \quad [\text{Ecuación 3}]$$

donde:

$$\Psi_{\tau, s}(t) = \frac{1}{\sqrt{|s|}} \Psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right) \quad [\text{Ecuación 4}]$$

$\Psi_{\tau, s}(t)$  es la función de transformación que se denomina “wavelet madre”, función prototipo a partir del cual se generan las otras funciones ventanas, y  $\tau$  y  $s$  son los parámetros de traslación y escala respectivamente.

Algunas de las Wavelets madre más utilizadas son las derivadas de la función Gausiana, la wavelet Haar, Daubechies, Morlet, Symlets y Coiflets. Algunas de ellas son mostradas en la figura 10.

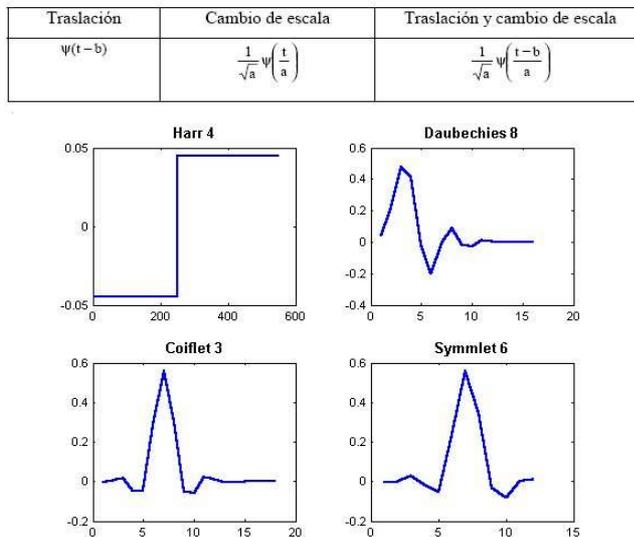


Fig. 10 – Algunas de las Wavelets madre mas utilizadas.

La CWT tiene una

resolución tiempo-frecuencia variable. Las operaciones de escalado y traslación definen el enrejado tiempo-frecuencia. En caso de desear una buena resolución temporal, la wavelet madre se estrecha, con lo que se pierde resolución en frecuencia. Si la Wavelet madre se ensancha se gana resolución en frecuencia. Así variando la anchura y desplazándola por el eje temporal se calcula el valor correspondiente a cada celda del enrejado tiempo frecuencia. Esto queda reflejado en la figura 11, que muestra el enrejado tiempo frecuencia para distintas escalas:

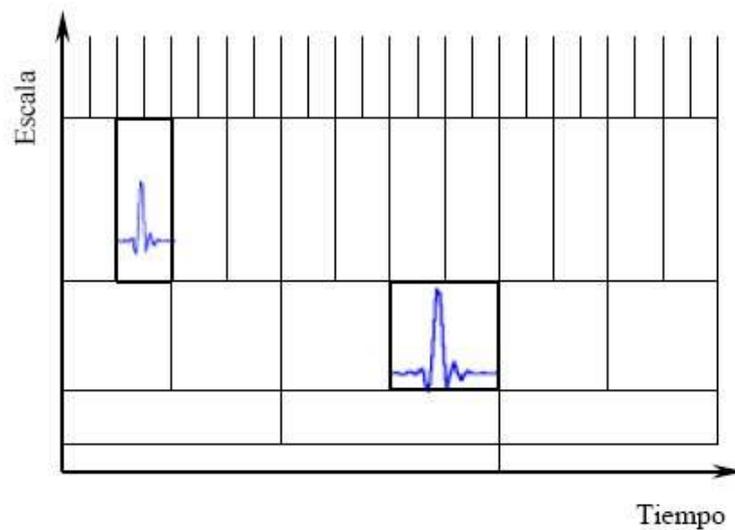


Fig. 11. Enrejado tiempo-frecuencia. Escalas altas presentan una buena resolución temporal frente a una resolución frecuencia pobre.

Los niveles más bajos presentan una mejor resolución temporal, mientras que los niveles mas altos presentan una resolución frecuencial más alta.

Desde un punto de vista práctico, la CWT consiste en calcular un índice de semejanza entre la señal wavelet y la señal a analizar, tal como muestra la figura 12, a través de la correlación de la señal wavelet con la señal de estudio para distintas funciones de escala y tiempo.

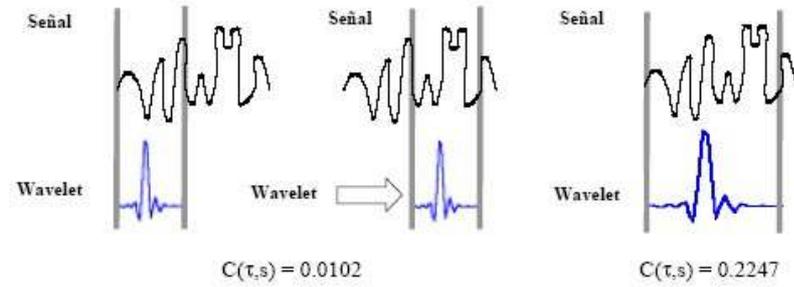


Fig. 12. – Funcionamiento de la CWT. Se toma la función wavelet y se calcula la correlación con la señal a analizar para cada sección de señal. Al terminar, se escala la wavelet y se repite el proceso.

### 2.2.2 Transformada Wavelet Semidiscreta

En la práctica es más conveniente tomar la WT en algunos valores concretos de escalado y traslación. Así la Transformada Semidiscreta (SWT) o también llamada Transformada diádica, establece valores de escala  $a=2^j$  y traslación  $b=2^j k$  donde  $(j, k) \in \mathbb{Z}$ , donde la función a analizar es continua.

### 2.2.3 Transformada Wavelet Discreta.

La Transformada Wavelet Discreta(DWT) no es más que una versión muestreada de la Transformada Wavelet Continua.

Para una función discreta  $f[n]$ , se describe la Transformada Wavelet Discreta (DWT) como:

$$C[j, k] = \sum_{n \in \mathbb{Z}} f[n] \Psi_{j,k}[n] \quad [\text{Ecuación 5}]$$

donde  $\Psi_{j,k}[n]$  es una wavelet discreta definida como:

$$\Psi_{j,k}[n] = 2^{-\frac{j}{2}} \cdot \Psi[2^{-j} n - k] \quad [\text{Ecuación 6}]$$

Los parámetros de escalado y desplazamiento están definidos según la escala diádica, de forma que  $\tau=2^j$  y  $s=2^j k$ , con la única diferencia respecto a la SWT en que la señal a analizar es también una señal discreta.

Esta Transformada Wavelet puede ser realizada de manera sencilla mediante la aplicación del algoritmo de Mallat [6][19] y será la Transformada Wavelet utilizada en este trabajo debido a la sencillez de implementación en ordenadores.

### **2.3 EL ALGORITMO DE MALLAT.**

Para ser útil, la teoría wavelet debe poseer algoritmos de rápida ejecución., similares a los de la FFT. El algoritmo de Mallat, basado en Análisis Multiresolución MRA, nos facilita un método rápido y eficaz para la obtención de los coeficientes Wavelets  $C(j,k)$ , permitiendo la descomposición de una señal discreta en niveles de frecuencia. Mallat utiliza filtros digitales con diferentes frecuencias de corte para analizar la señal en diferentes escalas.

El procedimiento para obtener la DWT de la señal  $f[n]$  comienza por el paso de ésta por un filtrado paso bajo digital con un ancho de banda igual a la mitad de banda total de la señal, mediante la convolución de este filtro con respuesta al impulso  $h[n]$  y nuestra señal de  $f[n]$  y paralelamente realizando un filtrado paso alto con el filtro de función de transferencia  $g[n]$  con una banda de paso que permita el paso de la mitad superior de la banda total de la señal  $f[n]$ .

En señales discretas la frecuencia de muestreo corresponde a  $2\pi$  rad por lo que, según el criterio de Nyquist, la máxima frecuencia de la señal  $f[n]$  corresponde a  $\pi$  rad. Tras el paso por el filtrado paso bajo, la señal resultante posee su máxima frecuencia en  $\pi/2$  rad, por lo que siguiendo el criterio de Nyquist podemos eliminar la mitad de las muestras mediante diezmado de la señal, sin afectar a la información que contiene ya que al eliminar la mitad de las componentes espectrales, en este caso las componentes de mayor frecuencia, la mitad del número de muestras se hacen redundantes. La escala se ve afectada tras cada operación de submuestreo viéndose duplicada pero no es afectada por la operación de filtrado. La acción de filtrado produce una pérdida de resolución a la mitad, debido a la pérdida de las componentes de frecuencia más altas. Esta

característica es empleada para la compresión de señales mediante Wavelets. El procedimiento de filtrado realizado por  $g[n]$  es análogo al empleado por  $h[n]$ .

Así, podemos realizar la descomposición en niveles de una señal mediante la realización de esta operación de filtrado en cadena, tal y como muestra la figura 13, donde  $h[n]$  y  $g[n]$  son filtros paso bajo y paso alto, respectivamente, función de la wavelet madre escogida.

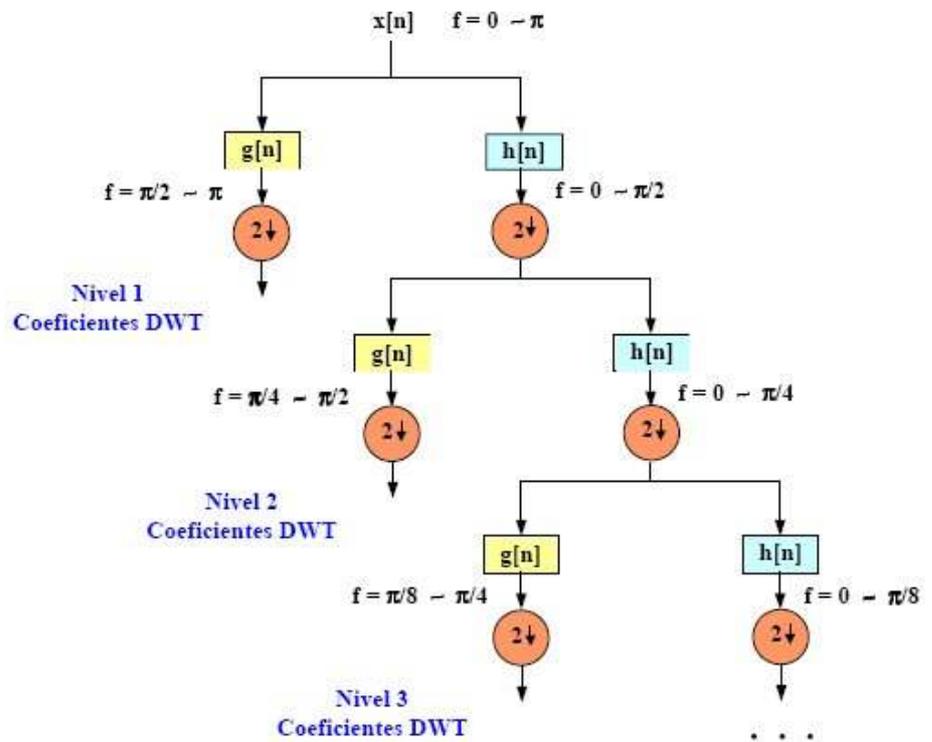


Fig. 13.- Diagrama de codificación en Sub-bandas. Descomposición en Niveles. Algoritmo de Mallat.

La figura 14 muestra un ejemplo de aplicación del algoritmo de Mallat [6] en el que se ve como la señal original, formada por cuatro componentes espectrales distintas (100Hz, 50Hz, 25Hz y 10Hz), es descompuesta en niveles y cada uno de los rangos en frecuencia que comprende cada nivel.

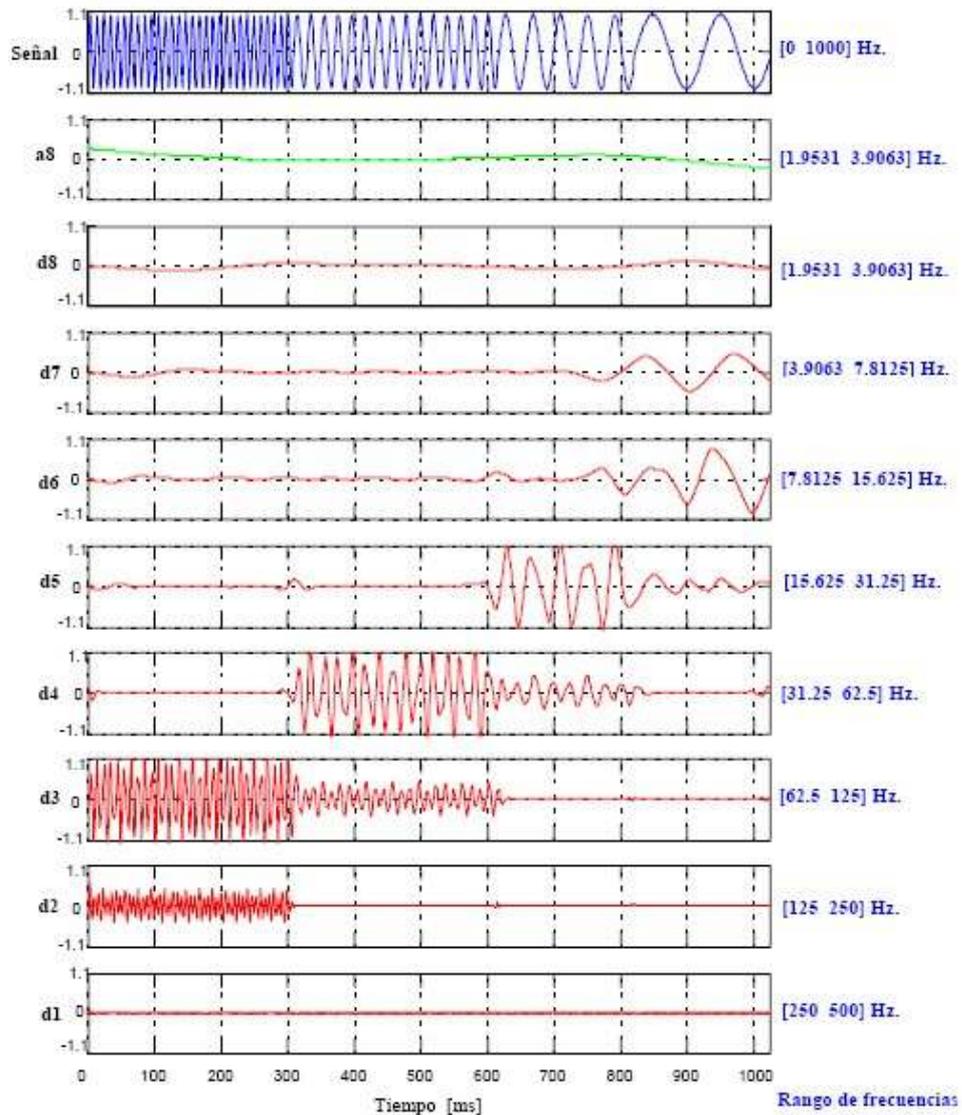


Fig. 14.- Descomposición por DWT de nivel 8. Se ha aplicado la wavelet madre Daubechies 8.

Dado que la frecuencia de muestreo de la señal es de 1 KHz, la máxima frecuencia observable es de 500 Hz. Así, el nivel 1 comprenderá el rango de frecuencias 250-500 Hz. Tanto el nivel 1 como el 2, de 125 a 250 Hz, no contienen información relevante, perteneciendo estas escalas a los niveles de ruido y altas frecuencias producidas en los cambios bruscos de frecuencias de la señal. El nivel 3 comprendido entre 62.5 y 125 Hz muestra las componentes de señal pertenecientes al período de tiempo en que se produce la señal de 100 Hz. El detalle 4 nos muestra las componentes pertenecientes al periodo en que se desarrolla la señal de 50 Hz. El detalle 5 nos proporciona la información temporal respecto a

aquellas frecuencias comprendidas entre los 15,625 Hz y los 31,25 Hz. y el detalle 6 las componentes pertenecientes a la componente de 10 Hz de la señal original. Los niveles superiores 7 y 8 no presentan datos de relativa importancia, aún cuando el nivel 7 parece mostrar una clara componente de frecuencia de nuestra señal, pero que puede deberse a un problema de resolución debido a la cercanía de su ancho de banda a la frecuencia de 10 Hz que compone nuestra señal.

Se produce un claro problema de resolución debido a que se produce una dispersión de la frecuencia en cada nivel. Como ejemplo, el nivel 3 comprende todo el rango de frecuencias desde 62.5 Hz hasta 125 Hz, no pudiendo reconocer cuál es el valor exacto de la frecuencia observada en este nivel.

Sin embargo, existe una solución a este problema. Si la señal original es muestreada a una frecuencia mayor, es permisible un mayor grado de descomposición, reduciendo aun más los anchos de banda de cada nivel y obteniendo una mayor resolución en frecuencia permitiendo acercar más estos valores al valor de frecuencia original. En número máximo de niveles de descomposición permisibles viene dado por  $n$ , tal que:

$$fm = 2^n \quad \text{[Ecuación 7]}$$

donde  $fm$  es la frecuencia de muestreo.

Esta característica de descomposición permitida por la DWT será la herramienta en la que basaremos nuestro trabajo de ahora en adelante. En el próximo capítulo se analizará la descomposición de la señal de ECG, las Wavelets madres utilizadas y los métodos utilizados para obtener los puntos significativos de la señal ECG.

## **CAPITULO 3: DETECCIÓN DE ONDAS DE LA SEÑAL ECG Y CLASIFICACIÓN.**

### **3.1 INTRODUCCIÓN.**

Este capítulo tratará de desarrollar los algoritmos que permitan la localización de los puntos característicos de la señal ECG (posición de P, complejo QRS y localización de onda T) mediante el uso de la transformación wavelet y la descomposición en escalas.

Apoyados en la aplicación del algoritmo de Mallat, explicado en el Capítulo 2, se desarrollará una aplicación que permita la obtención de los complejos QRS así como la localización de las ondas P y T. Se plantearán todos los aspectos técnicos y estudios que nos han llevado a la elección de los niveles de descomposición adecuados para la detección de los complejos QRS.

Tras la obtención de los anchos de los complejos RR y QRS, se plantea el uso del clasificador lineal desarrollado por Tompkins [1] para realizar una clasificación de los latidos sobre los que se han realizado las medidas de RR y QRS.

### **3.2 MÉTODOS DE DETECCIÓN DE ONDAS.**

#### **3.2.1 Detección de Complejos QRS.**

La detección de complejos QRS es decisiva a la hora de realizar un análisis de la señal ECG, pues indica la presencia de latido.

Como ya se ha comentado, la descomposición en niveles Wavelets nos va a permitir separar aquel grupo de frecuencias que nos interesan para el estudio.

El primer paso para al implementación del algoritmo de detección de complejos QRS es la elección de la wavelet madre adecuada, que nos permita realizar una aproximación de alta fidelidad de la señal de estudio y observar en qué niveles de descomposición se obtiene una mejor resolución

para los complejos QRS. Para ellos se han realizado pruebas de ensayo con las Wavelet Symlet 6, Symlet 8, Daubechies 4, Daubechies 8 (Fig. 15), escogidas por ser funciones de forma muy parecida a la señal ECG. El desarrollo de los estudios y los resultados obtenidos de la aplicación de las familias Wavelets escogidas serán abordados en el capítulo 5.

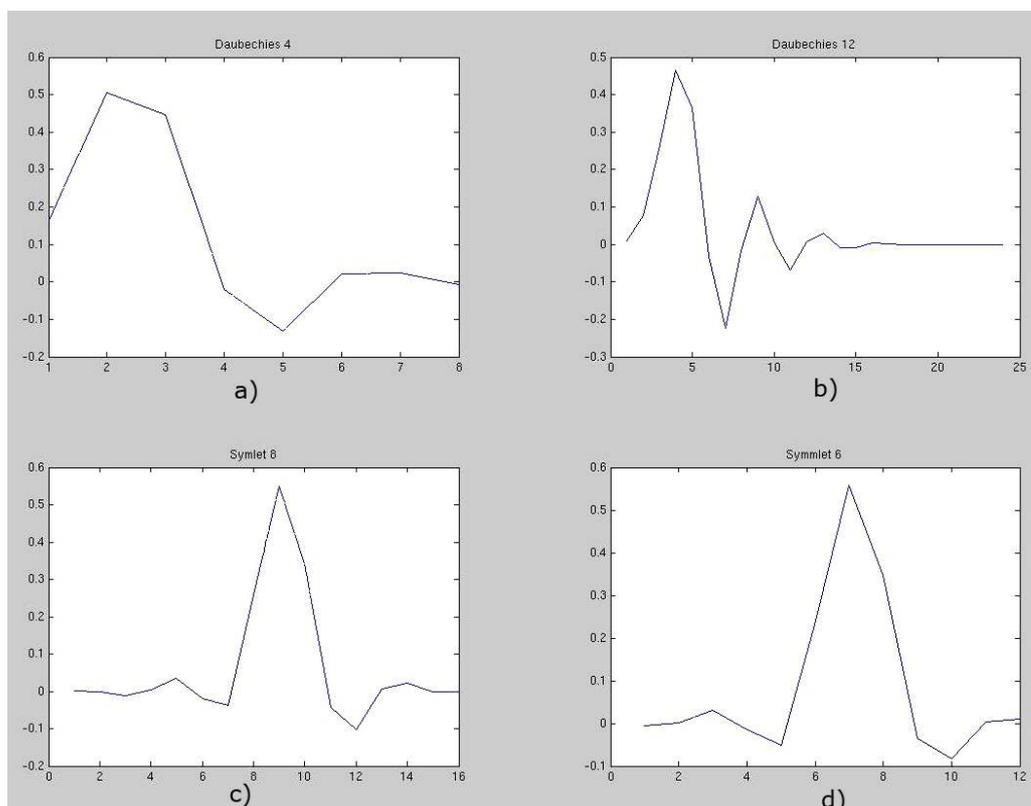


Fig. 15.- Wavelet Madres. a) Daubechies 4 b) Daubechies 12 c) Symlet 8  
d) Symlet 6.

La imagen de la figura 17 muestra los filtros paso altos y paso bajos derivados de la señal wavelet madre utilizada, Daubechies 4.

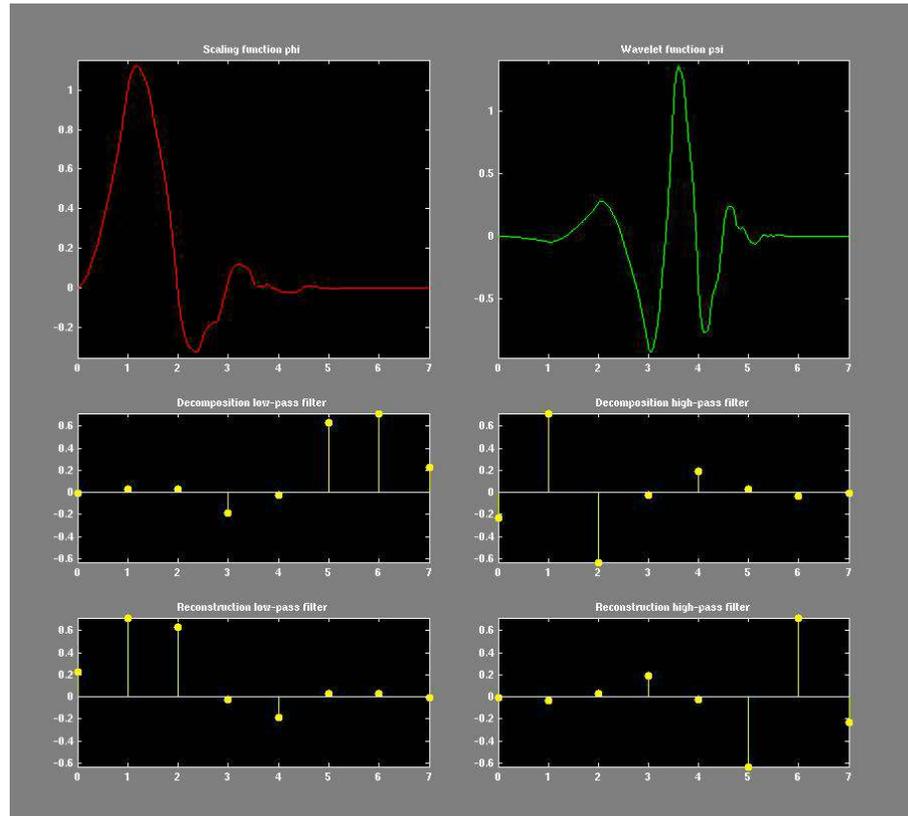


Fig. 16.-De izquierda a derecha y de arriba abajo, función de escala Daubechies 4, wavelet madre Daubechies 4, filtro de descomposición paso bajo, filtro de descomposición paso alto, filtro de reconstrucción paso bajo y filtro de reconstrucción paso alto.

Al realizar la descomposición en niveles (Fig. 17) se observa que la presencia de los complejos QRS, para nuestra frecuencia de muestreo, queda muy detallada en los niveles 3, 4 y 5. Los niveles 1 y 2 han sido descartados por poseer componentes de muy alta frecuencia, en su mayor parte ruido de línea. El nivel de observación de los complejos puede variar en función de la frecuencia de muestreo.

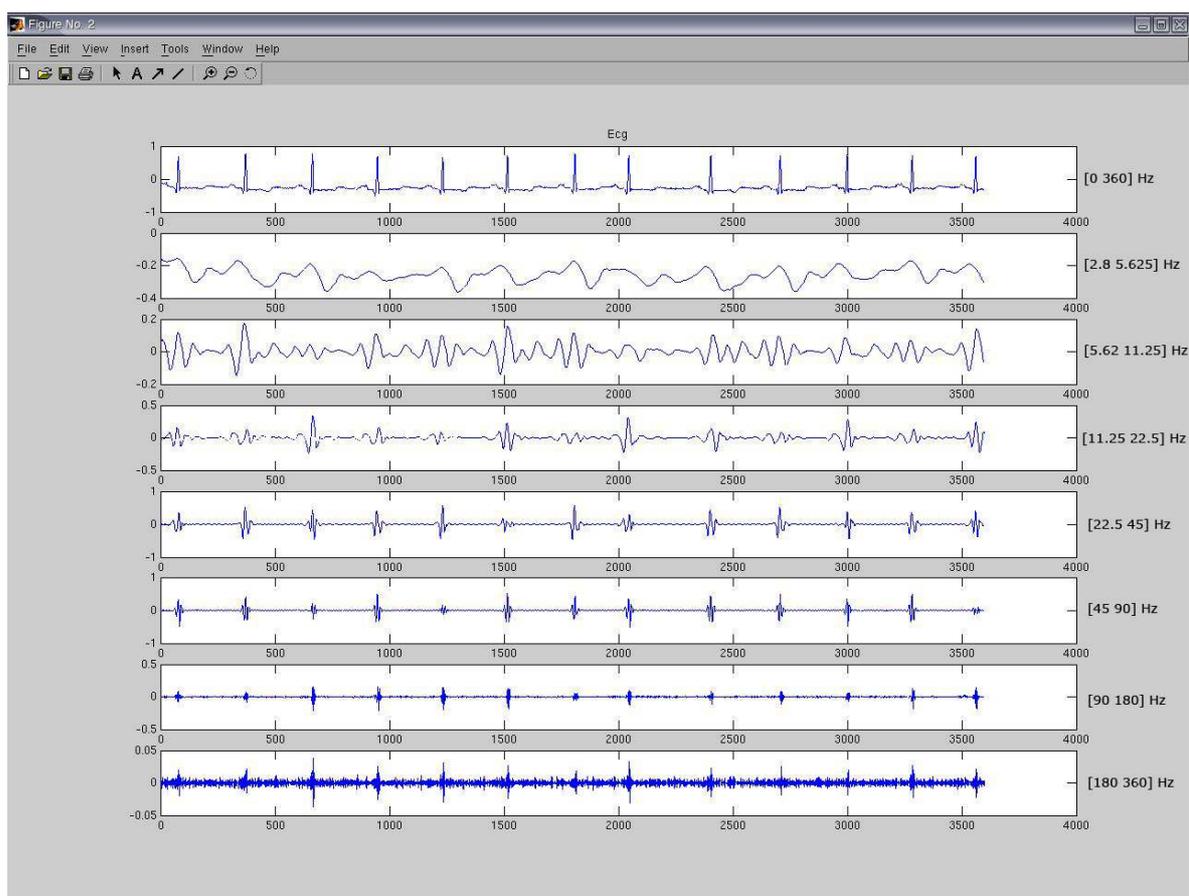


Fig. 17.- Descomposición en 6 niveles con Daubechies 4. Los niveles 1 y 2 corresponden a las frecuencias mas altas de ruido, siendo en 4 y 5 donde mejor se aprecian los complejos QRS.

Apoyándonos en [2], la localización del complejo QRS se basará en la localización de los picos de módulos máximos producidos por la onda R, siendo ésta localizada en el cruce por cero comprendido entre los lóbulos de módulos máximos. Tal y como muestra la figura 18, al aplicar la DWT a una señal con cambios rápidos de amplitud como el pulso cuadrado, los cambios de alta frecuencia generan dos lóbulos, uno positivo y otro negativo, en cuyo centro se encuentra el pico máximo de la función.

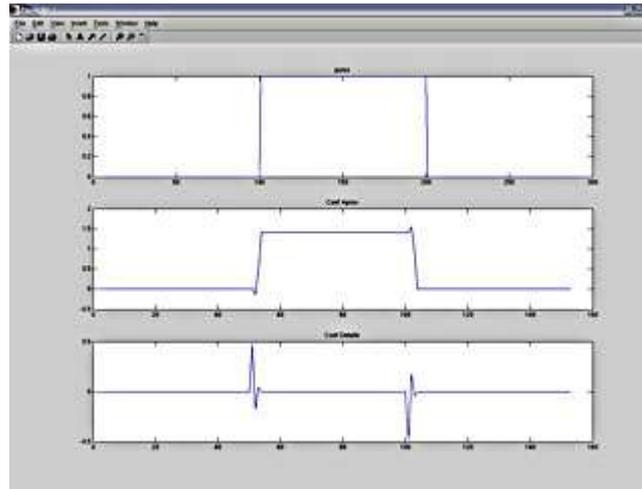


Fig.18.- 1. Pulso cuadrado. 2. Coeficiente de aproximación nivel 1 de la señal pulso cuadrado. 3. Coeficiente de detalle nivel 1 para la señal pulso cuadrado.

Si se deseara únicamente la localización de los picos R, los niveles 2 y 3, nos permiten realizar una localización exacta de R, pero los lóbulos laterales producidos en la transformación falsean los resultados para las ondas Q y S. Es por ello que se ha optado por escoger las señales de escalas 4 y 5, donde es posible tanto la localización de R como la de las ondas Q y S.

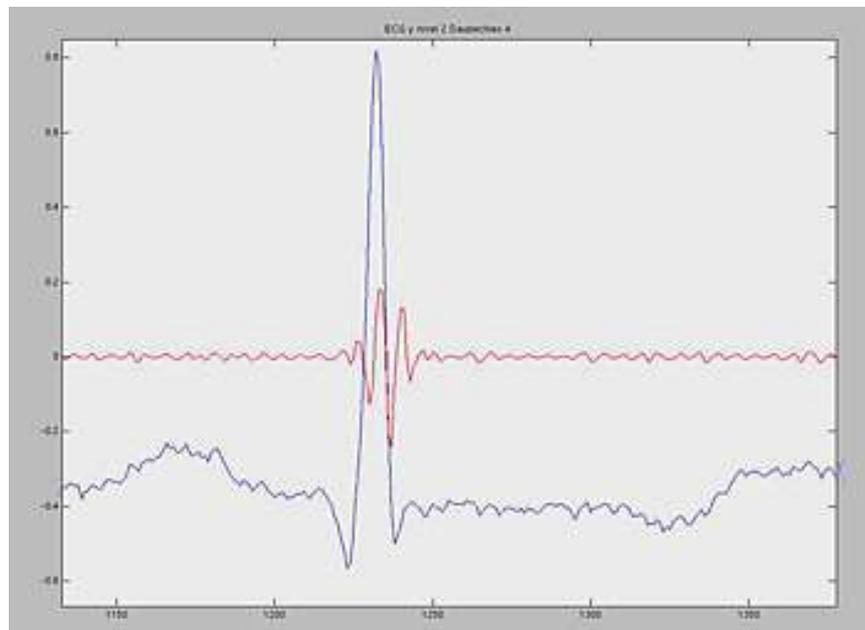
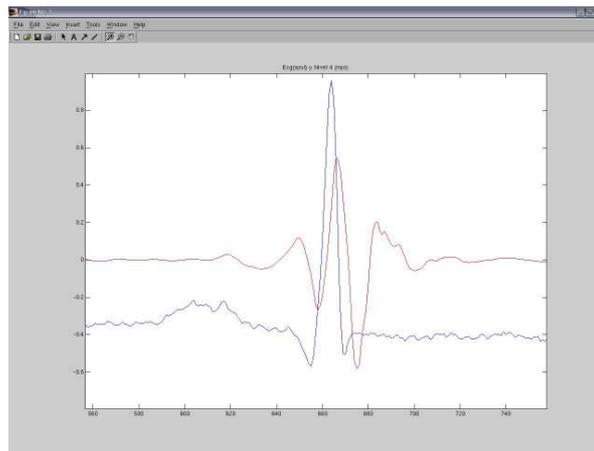
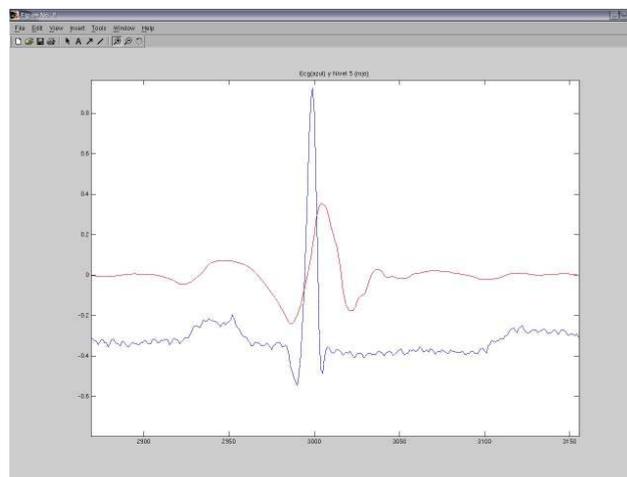


Fig. 19.- Ecg (azul) y descomposcion nivel 2 con Daubechies 4(rojo)

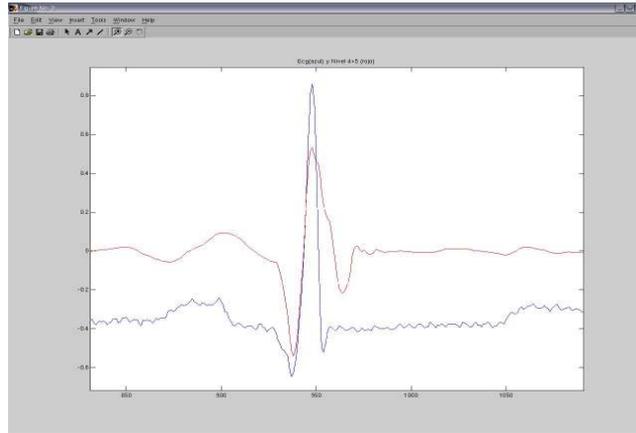
Para obtener un mayor resalte de los complejos QRS se ha utilizado una combinación de la señal de nivel 4 y nivel 5. Esto se debe a que las componentes 4 y 5 poseen la mayor parte de las componentes de frecuencia del complejo QRS. La figura 20 muestra las señales ECG, en azul, con sus descomposiciones en niveles 4, figura 20 a), y 5, figura 20 b), en color rojo, así como su espectro en frecuencia, figuras 20 d) y 20 e), que nos ayudará a comprender el porqué de la elección de estos niveles.



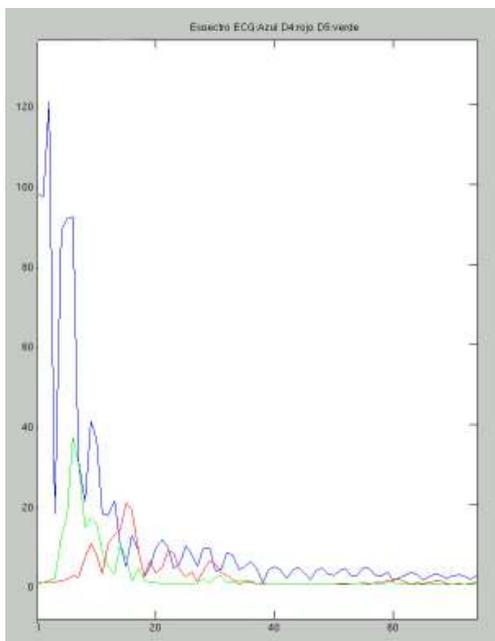
a) ECG en azul, Detalle nivel 4 en rojo



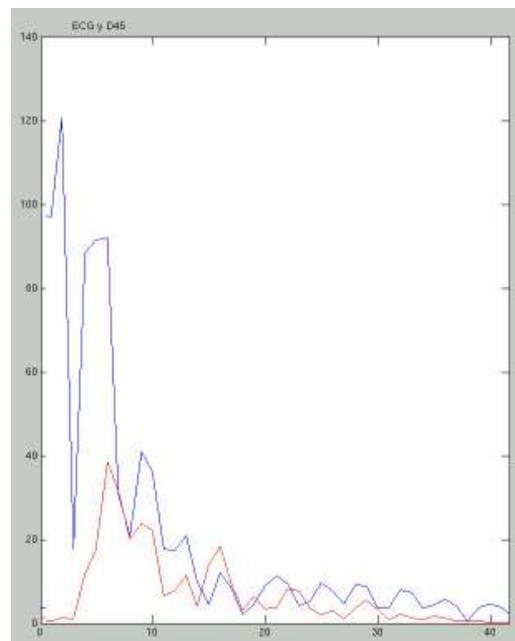
b) ECG en azul, Detalle nivel 5 en rojo



c) ECG en azul, Detalle 4 + Detalle 5 en rojo.



d) Transformada de Fourier de la Señal ECG, su nivel 4 y 5. ECG en azul, nivel 4 en rojo y nivel 5 en verde



e) Transformada de Fourier de la señal ECG (azul) y Detalle 4 + Detalle 5 (en rojo).

Fig. 20.- Señal ECG y sus niveles de detalle 4 y 5 representados en dominio del tiempo y de la frecuencia.

Como se aprecia en las figura 20 e), la combinación de las señales de detalle de niveles 4 y 5, nos permiten obtener la banda de frecuencia con la información suficiente para la obtención del complejo QRS y eliminar las altas frecuencias producidas por el ruido y los posibles artefactos que se produzcan en la señal.

La figura 21 muestra la comparación del espectro obtenido con el espectro teórico de la señal ECG.

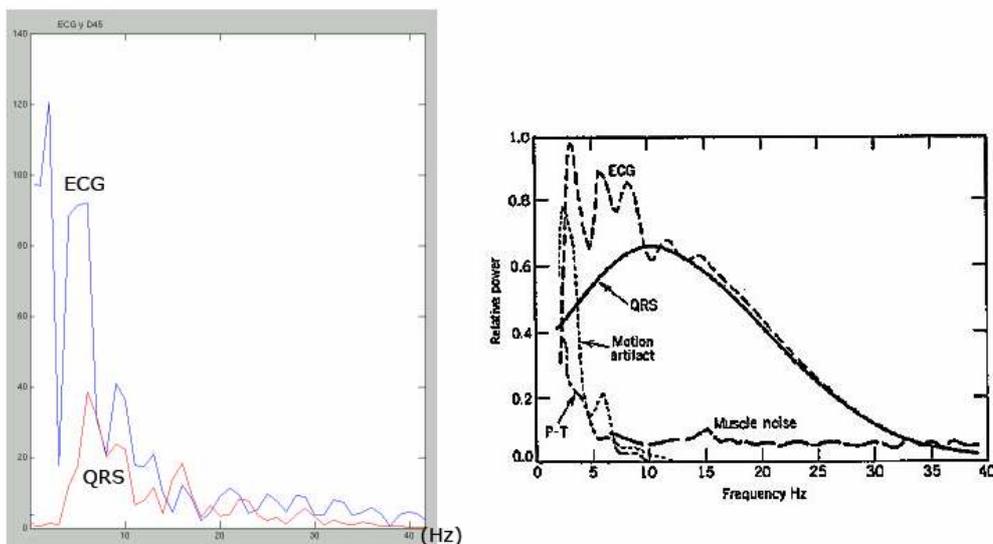


Fig.21. En rojo la banda de frecuencia obtenida mediante la suma de los niveles 4 y 5.

La detección de los picos R se realiza sobre la combinación de ambos niveles para abarcar un mayor ancho de banda, ya que se ha observado que para determinados latidos, la componente R no forma un lóbulo de modulo máximo positivo en una escala pero sí en la otra, asegurando así que se considera que la onda R genera el lóbulo de módulo máximo de mayor valor para todos los casos.

Para la detección del pico R se ha establecido un umbral variable, tal que cada vez que se detecta un R el umbral es actualizado. El valor umbral permite la localización del lóbulo máximo positivo, para posteriormente movernos a los cruces por cero consecutivos y así localizar R, Q y S. Se establece como valor inicial del umbral el 40% del valor máximo de la función suma de los niveles 4 y 5, quedando expresado por a [Ecuación 8].

$$u_{max} = 0.4 \cdot \max(D_{n4}) \quad [\text{Ecuación 8}]$$

donde  $D_{n4}$  es la señal combinación de los detalles de nivel 4 y 5, resultantes de la descomposición.

Si se localiza un máximo en  $i$ , el umbral se actualiza según la expresión de la Ecuación 9:

$$u_{max} = (0.5 \cdot u_{max} + 0.2 \cdot Dn4(i)) \quad [\text{Ecuación 9}]$$

Así, el punto R es localizado como el primer cruce por cero desplazándonos a la izquierda desde el pico de módulo máximo positivo.

Para la localización de los puntos Q y S, se ha observado que la combinación de los niveles D4 y D5, producen un ensanchamiento en la medida de los mismos, por lo que se ha empleado la combinación D3 y D4, con una banda de paso algo más alta en frecuencia y que va a permitir detectar los puntos Q y S con mayor exactitud. Los resultados de este análisis serán tratados en el capítulo 5.

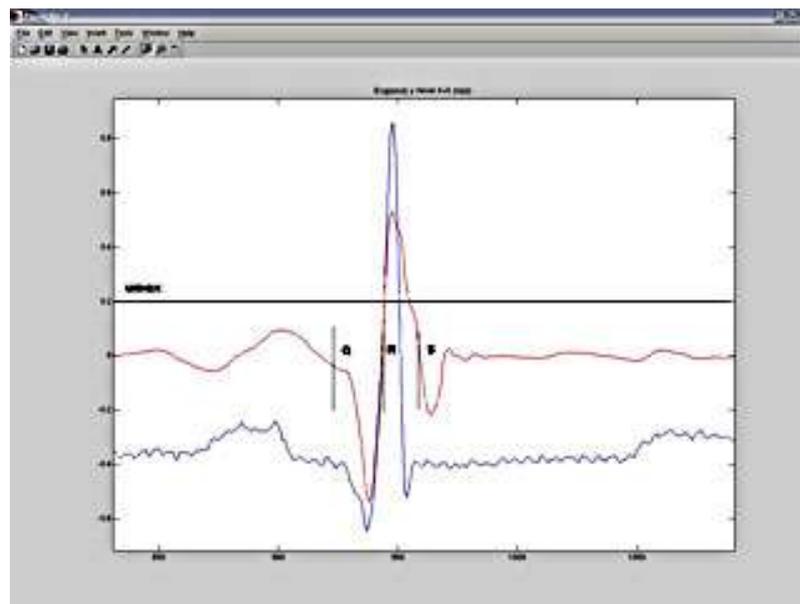


Fig.22.- Localización de los puntos de interés a partir de la detección de los lóbulos máximos con combinación de niveles 4 y 5.

La figura 23 muestra la localización de Q y S sobre la combinación de niveles 3 y 4.

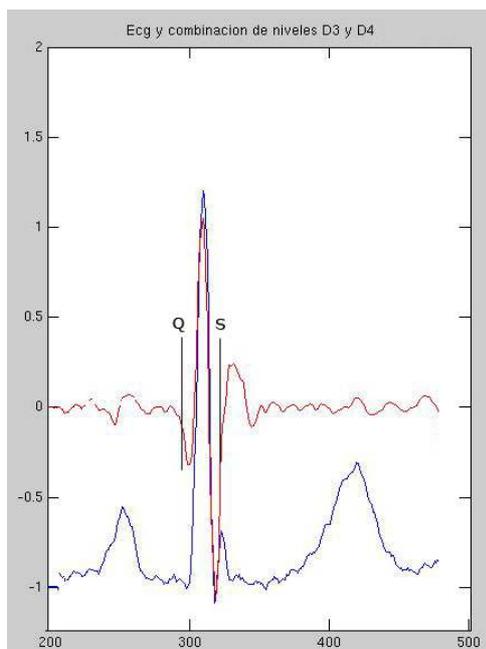
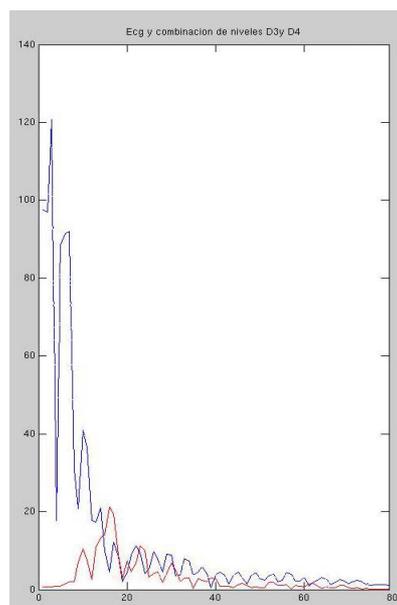


Fig. 23. Detección de Q y S sobre combinación D3+D4.

Así, tras la localización de los picos R sobre la combinación de niveles D4 y D5, sobre la señal formada por la combinación de los niveles D3 y D4 se localizan el punto Q, como el cruce por cero previo a R, y el punto S, como el cruce por cero posterior a R. (fig. 23).

A continuación se muestra el espectro de la señal combinada D3 y D4 (Fig. 24), donde se aprecia el módulo máximo de dicha función en torno a la banda [15-20] Hz, frecuencia aún correspondiente al complejo QRS (Fig. 21).

Fig. 24. Espectro de la señal ECG (azul) y la señal combinada D3 y D4 (rojo)



### 3.2.2 Detección de P y T.

El método seguido para la detección de P y T es similar al empleado para la detección del QRS, basado en la localización de los dos lóbulos máximos producidos por las ondas P y T. Para ello, se realiza un enventanado de la señal 200ms antes de R y 400ms después de R, aislando los períodos en que tienen lugar estas ondas.

En este caso se ha empleado las señales de detalles 5 y 6, mediante la suma de ambas, ya que al igual que para la detección de QRS ocurría con los niveles 4 y 5, esta combinación nos da el mayor número de aciertos para el mayor número de señales, ya que el grado de aproximación de los sucesos P y T se ve aumentado. La figura 25 muestra la localización de las ondas P y T.

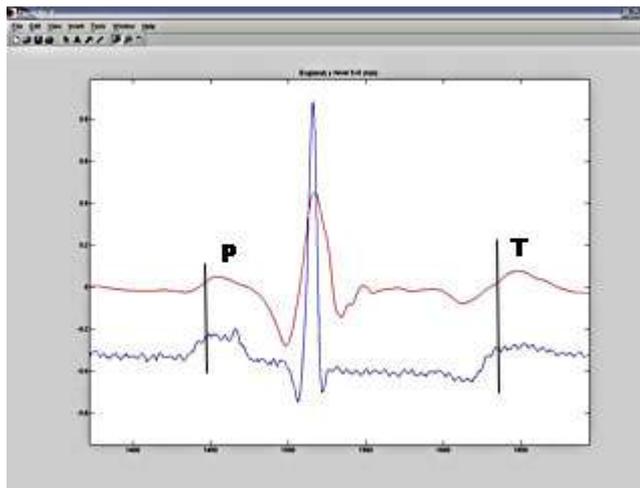


Fig. 25.- Localización de P y T sobre combinación de detalle 5 + detalle 6.

Para la detección de P, se ha localizado el mínimo valor dentro de la ventana definida, 200 ms antes de la localización de R, para posteriormente localizar su máximo anterior, localizando P en el cruce por cero entre ambos puntos, máximo y mínimo. Si no se produce cruce por cero entre los valores máximos y mínimos es indicativo de la no existencia de onda P, y P toma el valor de la posición del mínimo.

Idéntico procedimiento ha sido empleado para la localización de T. Una vez aislado el suceso mediante el inventariado de 400ms, se realiza la búsqueda de un pico máximo. Tras su localización se busca un mínimo anterior y, al igual que con la onda P, localizamos T en el cruce por cero entre ambos valores máximo y mínimo.

### **3.3 EL CLASIFICADOR LINEAL.**

Una vez han sido localizados los puntos que componen los complejos QRS y los instantes en que ocurren los procesos de onda R pueden ser determinados sus anchos y períodos de duración. Así, a partir de estas dos características vamos a implementar el clasificador de Tompkins [1], un clasificador de latido individual capaz de diferenciar 8 morfologías cardíacas distintas.

Tompkins establece un clasificador lineal basado en la duración del complejo QRS y el intervalo RR. Divide el plano bidimensional formado por las variables QRS y RR en secciones o áreas en las que cada una de ellas definirá una patología determinada.

La figura 26 muestra el clasificador lineal utilizado y las líneas que definen las áreas de decisión. Para la definición de dichas líneas se ha partido de los valores RR y QRS dentro del rango normal (véase tabla 1).

La región N define la zona determinada como normal. Para el centro de dicha localización se ha establecido como valores iniciales *intervalo RR* = 0.8s e *intervalo QRS* = 80ms. Estos valores vienen dados por los valores centrales de los intervalos dados en la tabla 1. Esta zona es dinámica ya que es actualizada cada vez que un latido es localizado en su interior. El valor de actualización viene dado por el valor medio del RR<sub>n</sub> y QRS<sub>n</sub> existente, donde RR<sub>n</sub> y QRS<sub>n</sub> son los valores de RR y QRS establecidos como valores centrales de la zona N, y el nuevo valor encontrado, tal que:

$$RR_n = (RR_n + RR) / 2 \quad \text{[Ecuación 10]}$$

$$QRS_n = (QRS_n + QRS) / 2 \quad \text{[Ecuación 11]}$$

Esta actualización de la zona normal permite ir siguiendo variaciones normales en el ritmo cardiaco.

Se ha incrementado la zona definida como normal, con un margen un 20% mayor al establecido por Tompkins, para dar un margen dinámico mayor a la detección de latidos normales.

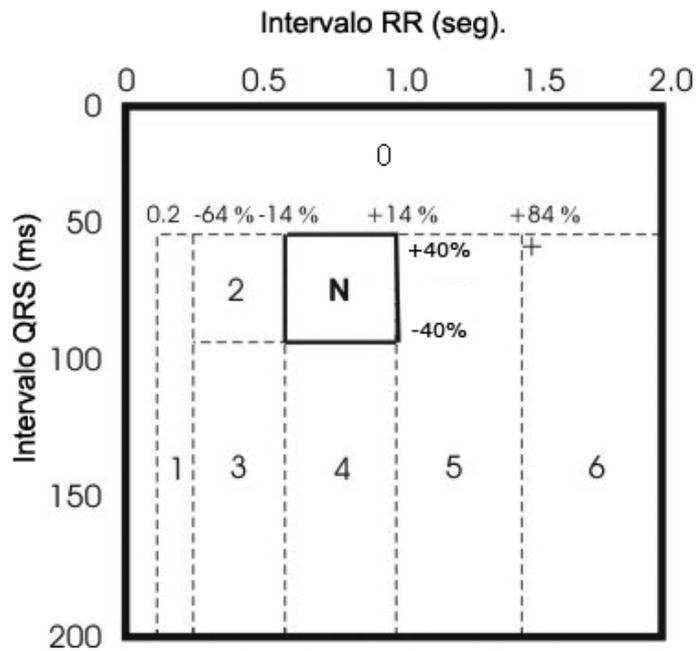


Fig. 26 .Clasificador Thompkins.

Es posible realizar un ajuste manual de la zona N mediante la elección de un conjunto de latidos considerados adecuados por el especialista. El especialista puede visualizar la señal ECG y escoger un conjunto de latidos que considere de ritmo normal para obtener el valor central de la zona normal, N. Esto permite ajustar la precisión de la zona N para cada paciente.

Todas las regiones están diseñadas a partir de porcentajes del centro de la región normal, lo que permite que el resto de regiones se desplace en cada actualización de la región normal.

La zona 0 está definida por los límites fisiológicos y toda señal dentro de dicha región se considera ruido, puesto que los valores de RR y QRS detectados se encuentran por debajo de los valores mínimos para RR o QRS. En nuestro caso, los latidos en esta región se determinarán “No clasificados”.

La región 1 define la región de Taquicardias, donde las señales localizadas poseen un intervalo RR muy estrecho. Por el contrario, la región 6 define las Bradicardias (ritmo cardiaco lento).

Las Contracciones Ventriculares Prematuras Compensadas (CPV compensada) se caracterizan por un latido con RR corto y QRS ancho, correspondiente a la región 3, seguido de un RR largo con QRS normal, que lo sitúa en región 5. Así, la CPV Compensada será detecta cuando un latido en región 5 ha sido precedido de un latido en región 3. La CPV Descompensada se produce cuando el segundo latido es un latido normal, y por tanto es localizado en la región N.

Un latido con QRS largo e intervalo RR normal, región 4, es considerado Fusión.

Cuando se produce un pico R en el intervalo correspondiente a la generación de la onda T se denomina R sobre T. Esta patología corresponde a la región 2.

La tabla 3 muestra un resumen de las patologías detectadas y las áreas o zonas en las que son determinadas estas patologías.

Diagnóstico	Zona detectada
“No clasificado”	Zona 0
“Normal”	Zona N
“Taquicardia”	Zona 1
“Bradicardia”	Zona 6
“Fusión”	Zona 4
CVP Compensada	Zona 3 seguido de Zona 5
CVP Descompensada	Zona 3 seguido de N
“R sobre T”	Zona 2

Tabla 3. Resumen de Patologías detectadas y zona de distribución en el clasificador Tompkins.



## **CAPITULO 4. INTERFAZ GRAFICA.**

### **4.1 INTRODUCCIÓN.**

El uso de interfaces gráficas está cada vez más extendido por la sencillez de manejo que otorga al usuario, permitiendo la fácil lectura e introducción de datos en el programa. Es por ello que se ha decidido realizar la implementación de la misma.

Una interfaz grafica de usuario debe caracterizarse por ofrecer una facilidad de manejo excepcional y una transparencia completa al usuario, tal que el manejo, comprensión y lectura de datos desde de la interfaz sea un proceso sencillo, práctico y rápido.

Este capítulo nos permitirá conocer el manejo y definición de cada una de la áreas que comprenden la interfaz de usuario, permitiendo al usuario se familiarice con los contenidos de la misma.

### **4.2 LA INTERFAZ GRÁFICA.**

La interfaz gráfica desarrollada está principalmente caracterizada por su sencillez. El desarrollo del software en MATLAB permite utilizar diversas herramientas propias de la plataforma, aportando versatilidad al mismo, sobre un área de trabajo clara y sencilla. Otra característica a reseñar es la independencia del sistema operativo, puesto que al estar desarrollada en plataforma Matlab puede ser utilizada en cualquier maquina Linux o Windows con Matlab instalado. Además, no precisa de proceso de instalación, aunque si es necesario poseer una licencia para Matlab. Para su uso sólo bastará con descomprimir los archivos fuentes en el directorio de trabajo de Matlab. El uso del interfaz gráfico esta optimizado para la versión MATLAB 6.5. El uso de la misma en versiones posteriores puede ocasionar conflictos en la visualización de algunos de los objetos gráficos por incompatibilidad entre las versiones.

La ejecución del programa se realiza mediante la llama a la función principal *ecgwave* (Anexo 1).

Tal y como podemos observar en la figura 27, la interfaz está constituida principalmente por dos grandes áreas de presentación de señal, que permiten al especialista visualizar la señal en estudio. Además las áreas de presentación de datos están claramente definidas, facilitando la lectura de los datos obtenidos del análisis.

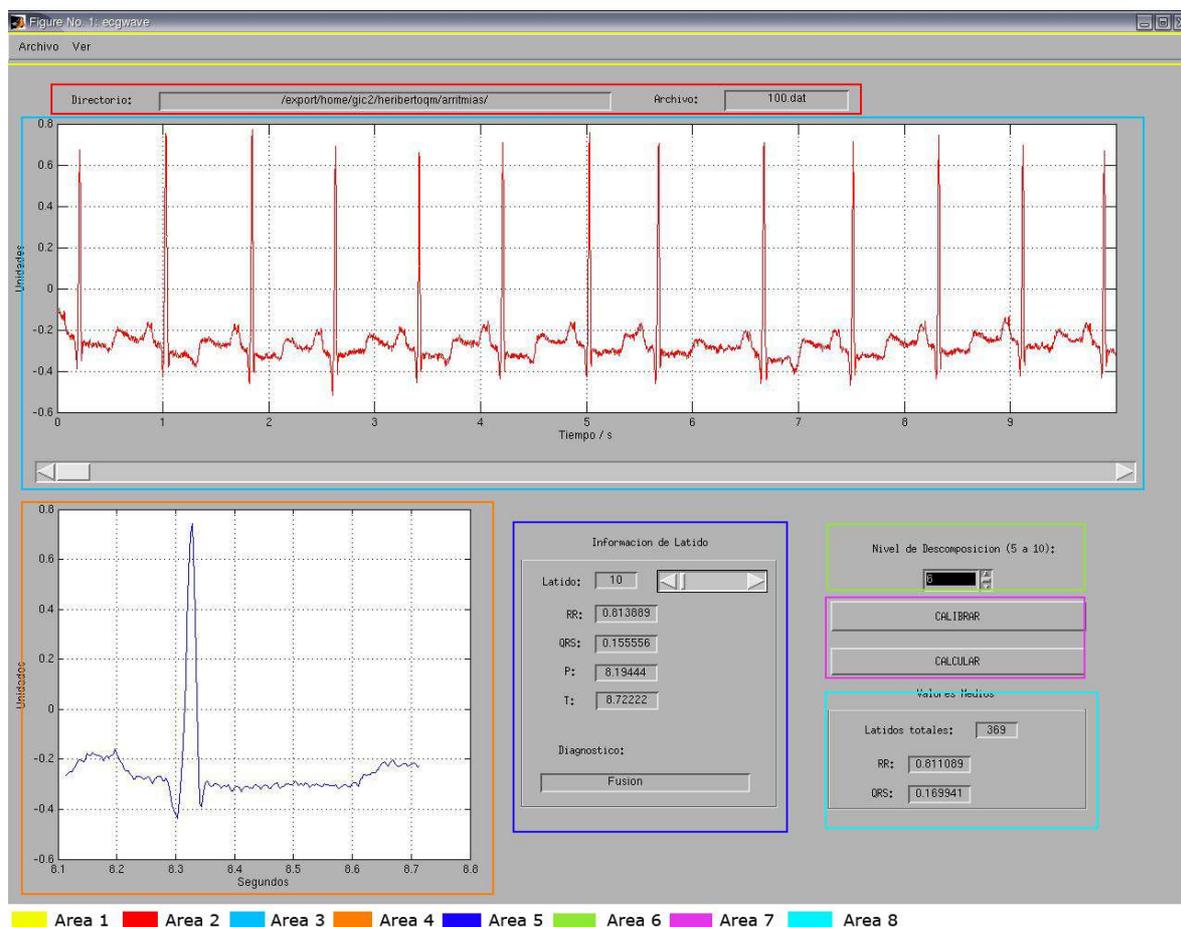


Fig. 27.- Interfaz de usuario.

Vamos a detallar una por una las áreas que componen la interfaz y cuál es su función.

## **CAPITULO 4. INTERFAZ GRAFICA.**

### **4.1 INTRODUCCIÓN.**

El uso de interfaces gráficas está cada vez más extendido por la sencillez de manejo que otorga al usuario, permitiendo la fácil lectura e introducción de datos en el programa. Es por ello que se ha decidido realizar la implementación de la misma.

Una interfaz grafica de usuario debe caracterizarse por ofrecer una facilidad de manejo excepcional y una transparencia completa al usuario, tal que el manejo, comprensión y lectura de datos desde de la interfaz sea un proceso sencillo, práctico y rápido.

Este capítulo nos permitirá conocer el manejo y definición de cada una de la áreas que comprenden la interfaz de usuario, permitiendo al usuario se familiarice con los contenidos de la misma.

### **4.2 LA INTERFAZ GRÁFICA.**

La interfaz gráfica desarrollada está principalmente caracterizada por su sencillez. El desarrollo del software en MATLAB permite utilizar diversas herramientas propias de la plataforma, aportando versatilidad al mismo, sobre un área de trabajo clara y sencilla. Otra característica a reseñar es la independencia del sistema operativo, puesto que al estar desarrollada en plataforma Matlab puede ser utilizada en cualquier maquina Linux o Windows con Matlab instalado. Además, no precisa de proceso de instalación, aunque si es necesario poseer una licencia para Matlab. Para su uso sólo bastará con descomprimir los archivos fuentes en el directorio de trabajo de Matlab. El uso del interfaz gráfico esta optimizado para la versión MATLAB 6.5. El uso de la misma en versiones posteriores puede ocasionar conflictos en la visualización de algunos de los objetos gráficos por incompatibilidad entre las versiones.

La ejecución del programa se realiza mediante la llamada a la función principal *ecgwave* (Anexo 1).

Tal y como podemos observar en la figura 27, la interfaz está constituida principalmente por dos grandes áreas de presentación de señal, que permiten al especialista visualizar la señal en estudio. Además las áreas de presentación de datos están claramente definidas, facilitando la lectura de los datos obtenidos del análisis.

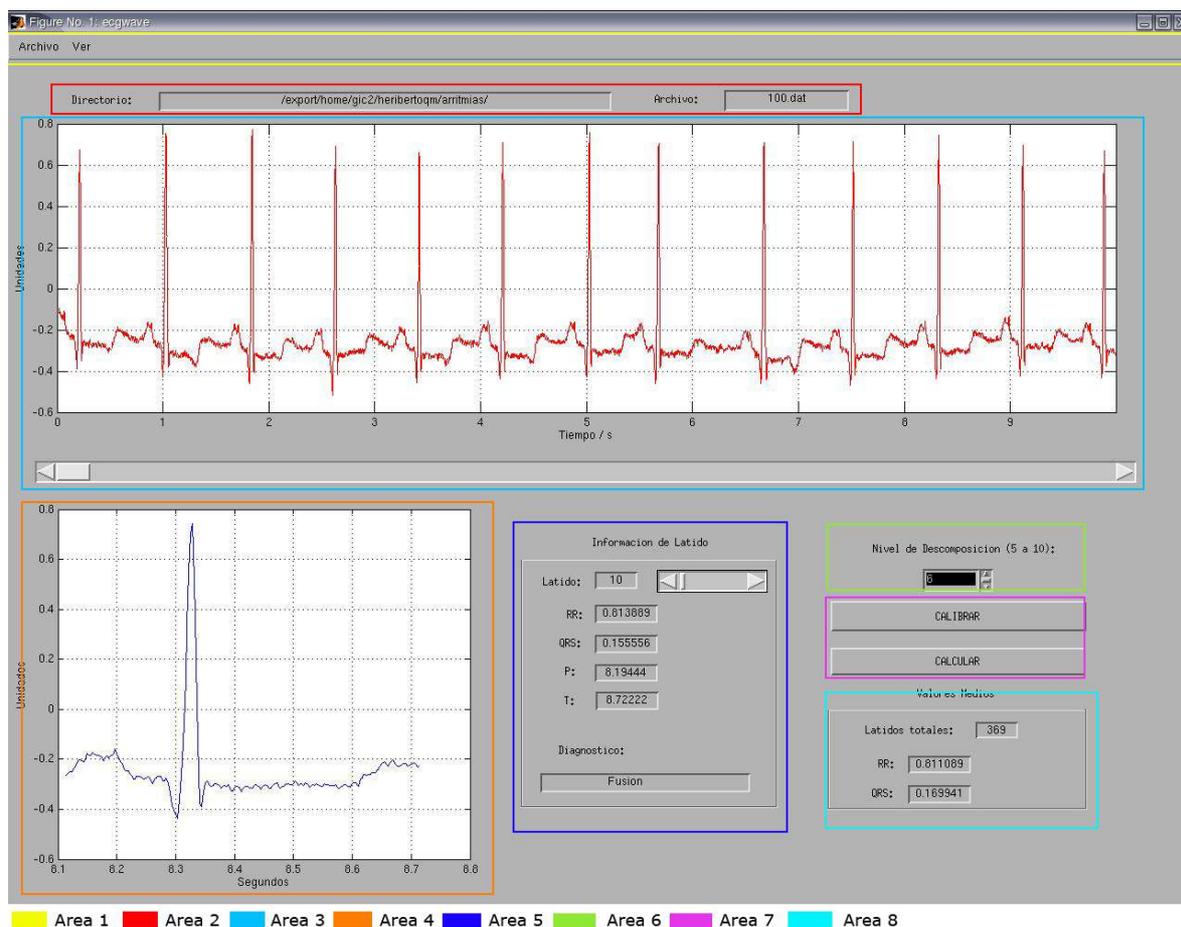


Fig. 27.- Interfaz de usuario.

Vamos a detallar una por una las áreas que componen la interfaz y cuál es su función.

### Área 1: Barra de Menús.

El área 1 (Fig. 28) corresponde con la barra de menús. Desde esta barra tenemos acceso a la carga de señales ECG y a la visualización de la descomposición en niveles de la misma.

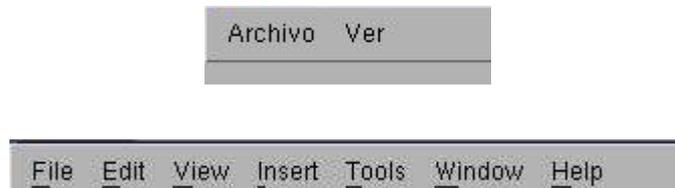


Fig. 28.- Barra de Menús propia (arriba) y Barra de Menús de figuras Matlab (abajo).

Esta compuesta por dos botones de menú, *archivo* y *ver*. El botón *Archivo* despliega la opción *Abrir*. *Abrir* da acceso a la ventana de diálogo que permite buscar y escoger la señal ECG desde cualquier unidad de almacenamiento del equipo (disco duro, cd, dvd, ...). Para que sea posible la carga del archivo ECG éste debe estar en formato binario 212, con extensión *.dat* y poseer el archivo de información de cabecera *.hea* en el mismo directorio. Este tipo de formato corresponde con los archivos de la base de datos del MIT-BIH.

El menú *Ver* da acceso al botón *Descomponer* que nos permite visualizar la descomposición en niveles de la señal ECG en una nueva ventana. Son visibles todos los niveles de descomposición y la señal original.

La barra de menús propia de Matlab permite añadir funciones como zoom y medida de distancia entre puntos.





### Área 5: Información de latido.

Esta barra muestra la información concerniente al latido mostrado en el área gráfica de visualización de latido (zona 4). En la figura 32 podemos observar cada uno de los datos que en ella son reflejados. Indica el número de latido en que nos encontramos de los latidos encontrados de la



señal analizada y la información de localización de los puntos P y T, así como duración de los intervalos RR, medido con respecto al latido anterior, ancho de QRS y frecuencia cardiaca. En la parte inferior se muestra el diagnostico resultante de introducir los valores RR y QRS en el clasificador.

Fig. 32. – Área de información de latido

En esta área también localizamos una barra deslizadora que va a permitir cambiar el latido visualizado en el área gráfica de visualización de latido (zona 4) y por tanto la información mostrada sobre el mismo. El desplazamiento se puede realizar en pasos de 1 latido mediante clic en las flechas a la derecha o izquierda de la barra deslizadora o de 10 latidos si se desplaza el marcador o se hace clic sobre la barra deslizadora. .

### Área 6: Elección de nivel de descomposición.

La figura 33 muestra un menú combo que nos va a permitir escoger el nivel de descomposición de señal en valores entre 6 y 10 ambos inclusive. Este valor se encuentra inicializado a 6, puesto es el valor mínimo de niveles utilizados por el algoritmo de cálculo de puntos significativos.



Fig.33.- Menú selección nivel de descomposición Wavelet.

### Área 7: Botones de Acción.

Esta área localiza los botones de acción, calibrar y calcular. La figura 34 muestra la posición de estos botones.



Fig. 34.- Botones de Acción.

#### Botón Calibrar:

El botón calibrar permite un ajuste de la zona normal del clasificador por parte del especialista médico.

Tras accionar el botón se da la posibilidad al especialista de seleccionar un intervalo de señal ECG que considere como de ritmo y características normales para cada paciente. La elección de este conjunto de latidos permite el calculo del RR y QRS medio que serán tomados como valores centrales de la zona N del clasificador (pag. 36, fig. 26). Así se logra un ajuste del clasificador para cada paciente, siempre bajo el criterio del especialista médico.

Botón Calcular:

Éste es el botón principal del software. Mediante su accionamiento todos los datos de información obtenidos por el software son presentados en la interfaz. Si no se ha realizado una calibración del clasificador previa, los cálculos son realizados con los valores iniciales de los intervalos RR y QRS. (Ver Capítulo 3 apartado 3.3, pag. 35).

**Área 8: Valores medios y globales. Información global de señal.**

Tras la localización de todos los latidos existentes en la señal ECG sometida a estudio, en esta área se presentan el número de latidos totales detectados y los valores medios de todos los intervalos RR y QRS medidos (Fig. 35).



Fig. 35.- Notificación de valores medios obtenidos.

## **CAPITULO 5: ENSAYOS Y RESULTADOS.**

### **5.1 INTRODUCCIÓN.**

En este capítulo detallaremos el estudio realizado de la aplicación de la Transformada Wavelets sobre la señal de electrocardiograma ECG.

Partiendo de los estudios teóricos de la Transformada Wavelets y la mera observación de los resultados gráficos para localizar visualmente aquellos puntos en que se producen los procesos de la onda ECG y cómo reacciona la transformada ante ellos, se desarrolla el algoritmo de cálculo que será probado con distintas familias Wavelets. Este ensayo permitirá extraer las conclusiones que nos lleven a la elección de la familia Wavelets adecuada para la implementación de la aplicación y obtener aquellos parámetros de los que se vale el clasificador Tompkins presentando, además, los resultados del mismo frente algunos procesos de ondas ECG.

Cerraremos el capítulo con la presentación de resultados y conclusiones extraídas a lo largo de la elaboración del proyecto.

### **5.2 SEÑALES DE ENSAYO Y COMPROBACIÓN.**

Para la realización del ensayo y comprobación del algoritmo de detección de complejos QRS y comprobación de diagnósticos del clasificador se han utilizado 19 registros pertenecientes a la Base de Datos de Aritmias del MIT-BIH [15]. Esta base de datos es de libre disposición y contiene, además, información relativa a cada registro.

Cada registro posee una duración de 5 minutos, haciendo un total de 7186 latidos. Estos registros pertenecen a un conjunto de más de 4000 registros de larga duración tomados en el Laboratorio de Arritmias del Hospital Beth Israel entre 1975 y 1979 [15].

Las señales utilizadas pertenecen en su gran mayoría a una modificación de la derivación II (MLII) utilizada con frecuencia por el Hospital Beth Israel. Esta derivación se toma colocando los electrodos en el pecho en lugar de las muñecas.

Para la digitalización de las señales, éstas han sido filtradas con un filtro paso banda con banda de paso 0.1 - 100Hz. y muestreadas a una frecuencia de 360Hz. La señal muestreada se ha pasado por un ADC unipolar con resolución de 11 bits y un rango dinámico de +/- 5mV.

Para tener unos valores de referencia con respecto a los anchos de QRS, se ha realizado la medida de los anchos de QRS para los 5 primeros latidos de cada una de las señales de manera manual, mediante la localización visual de los puntos Q y S y la medida de la distancia que los separa. Se ha excluido la señal 108 por ser muy ruidosa y no localizarse correctamente los puntos de manera visual. La tabla 4 muestra los resultados obtenidos:

Señales	QRS 1 (s)	QRS 2 (s)	QRS 3 (s)	QRS 4 (s)	QRS 5 (s)	QRS medio (s)
100	0.053	0.05	0.049	0.04	0.045	0.047
101	0.08	0.09	0.095	0.092	0.1	0.091
102	0.1	0.1	0.1	0.12	0.11	0.107
103	0.06	0.05	0.05	0.05	0.05	0.052
104	0.12	0.1	0.12	0.08	0.12	0.108
105	0.1	0.1	0.1	0.09	0.1	0.098
106	0.045	0.055	0.047	0.05	0.05	0.049
107	0.15	0.145	0.125	0.12	0.13	0.134
109	0.11	0.11	0.12	0.11	0.1	0.108
111	0.1	0.13	0.12	0.14	0.15	0.128
112	0.065	0.07	0.085	0.08	0.07	0.074
118	0.11	0.1	0.09	0.1	0.12	0.102
200	0.08	0.12	0.08	0.11	0.07	0.092
201	0.12	0.08	0.08	0.12	0.09	0.098
202	0.09	0.1	0.1	0.11	0.11	0.102
203	0.12	0.12	0.1	0.1	0.1	0.108
205	0.06	0.05	0.06	0.05	0.05	0.054

Tabla 4.- Anchos de QRS en segundos

El Anexo II contiene la información relativa a cada una de las señales usadas.

### **5.3 ELECCIÓN DE LA WAVELET MADRE.**

#### **5.3.1 Análisis.**

Siguiendo el método de análisis para la detección de ondas en la señal ECG explicado en el apartado 3.2.1. se ha realizado una comparativa de los resultados obtenidos de la aplicación de las wavelet madre Daubechies 4, Daubechies 8, Symlet 6 y Symlet 8 sobre cada una de las señales de ensayo.

Los resultados obtenidos en este análisis nos ayudarán a escoger la wavelet adecuada para la realización de la aplicación.

A continuación se presentan los resultados obtenidos en el análisis.

La tabla 5 muestra los resultados obtenidos para la Wavelet Daubechies 4, mediante el uso de los detalles de nivel 4 y 5 combinados mediante suma. La tabla 6 los mostrará para la Wavelet Daubechies 8.

Las tablas 7 y 8 mostrarán los resultados para las Wavelet Symlets 6 y 8, respectivamente, también usando los detalles 4 y 5.

**Tabla 5: Resultados para la aplicación de Daubechies 4 con combinación de niveles D4 y D5.**

Señal	Numero de Latidos		Acierto (%)	Error cometido	QRS medio	RR medio
	Detectados	Reales				
100	369	371	99,46091644	2	0,169941	0,811089
101	340	342	99,41520468	2	0,190065	0,881658
102	367	366	99,72677596	1	0,205726	0,798489
103	355	355	100	0	0,178122	0,844977
104	369	372	99,19354839	3	0,185072	0,811179
105	418	417	99,76019185	1	0,201575	0,716826
106	329	331	99,39577039	2	0,179264	0,909912
107	342	353	96,88385269	11	0,216641	0,874838
108	191	285	67,01754386	94	0,197499	1,56872
109	431	433	99,53810624	2	0,199207	0,695501
111	374	348	92,52873563	26	0,190855	0,800178
112	428	428	100	0	0,182561	0,700058
118	362	365	99,17808219	3	0,18905	0,827586
119	334	326	97,54601227	8	0,197488	0,894137
200	432	433	99,76905312	1	0,187699	0,693544
201	414	442	93,66515837	28	0,188272	0,72441
202	263	265	99,24528302	2	0,195817	1,13851
203	423	499	84,76953908	76	0,192284	0,70813
205	452	455	99,34065934	3	0,182713	0,66344
<b>Acierto Medio</b>				96,12812808		
<b>Error Cometido</b>				265	latidos	

**Tabla 6: Resultados para la aplicación de Daubechies 8 con combinación de niveles D4 y D5.**

Señal	Numero de Latidos		Acierto (%)	Error cometido	QRS medio	RR medio
	Detectados	Reales				
100	371	371	100	0	0,162496	0,80671
101	341	342	99,70760234	1	0,190005	0,879057
102	374	366	97,81420765	8	0,203394	0,800631
103	355	355	100	0	0,16892	0,844969
104	374	372	99,46236559	2	0,194912	0,800334
105	415	417	99,52038369	2	0,204157	0,722008
106	325	331	98,18731118	6	0,182513	0,921111
107	355	353	99,43342776	2	0,219319	0,842817
108	375	285	68,42105263	90	0,214911	0,799511
109	430	433	99,30715935	3	0,194567	0,697099
111	371	348	93,3908046	23	0,186792	0,807113
112	428	428	100	0	0,187072	0,700058
118	362	365	99,17808219	3	0,200591	0,827563
119	346	326	93,86503067	20	0,201838	0,86315
200	433	433	100	0	0,191025	0,691949
201	414	442	93,66515837	28	0,187634	0,724423
202	264	265	99,62264151	1	0,1977832	1,1342
203	423	499	84,76953908	76	0,195338	0,708117
205	454	455	99,78021978	1	0,180586	0,66072
<b>Acierto Medio</b>				96,11184139		
<b>Error Cometido</b>				266	latidos	

**Tabla 7: Resultados para la aplicación de Symlet 6 con combinación de niveles D4 y D5.**

Señal	Numero de Latidos		Acierto (%)	Error cometido	QRS medio	RR medio
	Detectados	Reales				
100	371	371	100	0	0,177815	0,806716
101	342	342	100	0	0,192528	0,874686
102	378	366	96,72131148	12	0,202183	0,792159
103	354	355	99,71830986	1	0,18615	0,844703
104	385	372	96,50537634	13	0,184661	0,77746
105	417	417	100	0	0,198708	0,718565
106	328	331	99,09365559	3	0,183223	0,912678
107	352	353	99,71671388	1	0,22066	0,850024
108	185	285	64,9122807	100	0,212027	1,62011
109	432	433	99,76905312	1	0,193814	0,693885
111	430	348	76,43678161	82	0,194296	0,696932
112	428	428	100	0	0,187422	0,700052
118	362	365	99,17808219	3	0,193493	0,827586
119	332	326	98,1595092	6	0,208208	0,899967
200	433	433	100	0	0,186592	0,69193
201	415	442	93,89140271	27	0,193809	0,722684
202	265	265	100	0	0,195472	1,1299
203	424	499	84,96993988	75	0,196475	0,706433
205	452	455	99,34065934	3	0,191107	0,662611
<b>Acierto Medio</b>				95,17963557		
<b>Error Cometido</b>				327	latidos	

**Tabla 8: Resultados para la aplicación de Symlet 8 con combinación de niveles D4 y D5.**

Señal	Numero de Latidos		Acierto (%)	Error cometido	QRS medio	RR medio
	Detectados	Reales				
100	371	371	100	0	0,172185	0,806724
101	342	342	100	0	0,192219	0,876494
102	377	366	96,99453552	11	0,200317	0,794253
103	355	355	100	0	0,182394	0,844977
104	384	372	96,77419355	12	0,184498	0,779485
105	415	417	99,52038369	2	0,204183	0,722021
106	329	331	99,39577039	2	0,184406	0,909912
107	362	353	97,45042493	9	0,222667	0,826542
108	202	285	70,87719298	83	0,210706	1,48342
109	431	433	99,53810624	2	0,192511	0,695495
111	379	348	91,09195402	31	0,185554	0,790025
112	428	428	100	0	0,18761	0,700058
118	362	365	99,17808219	3	0,194675	0,827586
119	340	326	95,70552147	14	0,212484	0,878791
200	433	433	100	0	0,186342	0,69193
201	413	442	93,43891403	29	0,192131	0,726184
202	264	265	99,62264151	1	0,195213	1,13419
203	429	499	85,97194389	70	0,195493	0,6982
205	452	455	99,34065934	3	0,187789	0,662611
<b>Acierto Medio</b>				96,04738546		
<b>Error Cometido</b>				272	latidos	

Se ha definido como error la detección falsa de latido no existente, ya sea por ondas T muy elevadas o cualquier otro proceso que pueda confundirse con ondas R, así como la no detección de una onda R existente.

Como puede apreciarse la familia de Wavelet con un mayor porcentaje de detección es la Daubechies, superando a la Symlet 6 en casi un 1%. Los valores medios de anchos de complejo QRS y RR también son valores diferenciales entre las familias Symlets y Daubechies, donde se observa un ensanchamiento en los valores de QRS medios obtenidos por Symlets con respecto a Daubechies..

La familia Symlet tiene un buen resultado en la detección de ondas R, con una gran cantidad de detecciones logradas al 100%, pero el margen de error cometido se produce en la mayoría de los casos por detecciones falsas de R, siendo el número de latidos inexistentes detectados muy alto para algunas señales, como el caso de la señal 111 (Fig. 36), donde se detectan 80 picos de señal falsos. Esta sobre detección nos hace desestimar esta familia frente a la Daubechies.

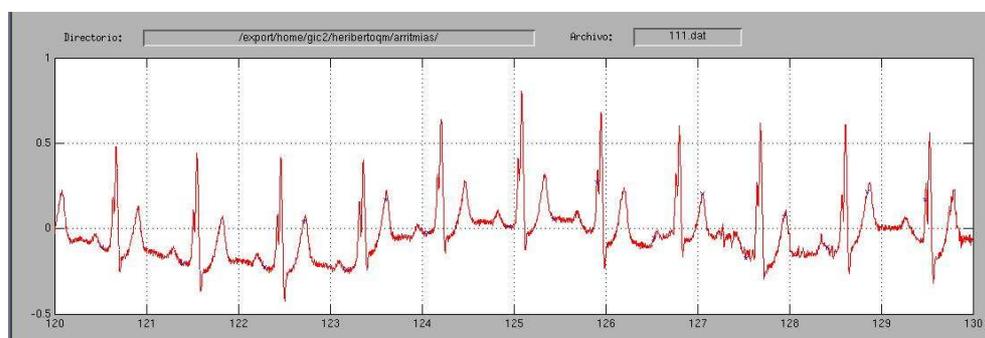


Fig.36- Segmento de la señal 111 donde se observan falsas detecciones sobre onda T

Por su parte, Daubechies 8 produce complejos QRS y RR un poco más estrechos y cercanos a los valores reales, pero al igual que ocurre con la familia Symlets, a pesar de tener un error de detección muy cercano al de la familia Daubechies 4, sólo un error de diferencia, la sobre detección de latidos en señales ruidosas y la distribución irregular de estos errores la desechan frente a Daubechies 4.

Daubechies 4 presenta el mejor porcentaje de detección de complejos obtenido y una distribución de los errores más homogénea, siendo estos producidos en su mayoría por no detecciones y no por detecciones falsa. Véase el caso de la señal número 108 (Fig. 37), una señal con un nivel de ruido muy alto donde el porcentaje de detección para las wavelet Daubechies 4 y 8 son muy cercanos, pero Daubechies 8 realiza la detección de 90 latidos inexistentes mientras Daubechies 4 detecta 94 latidos menos de los reales.

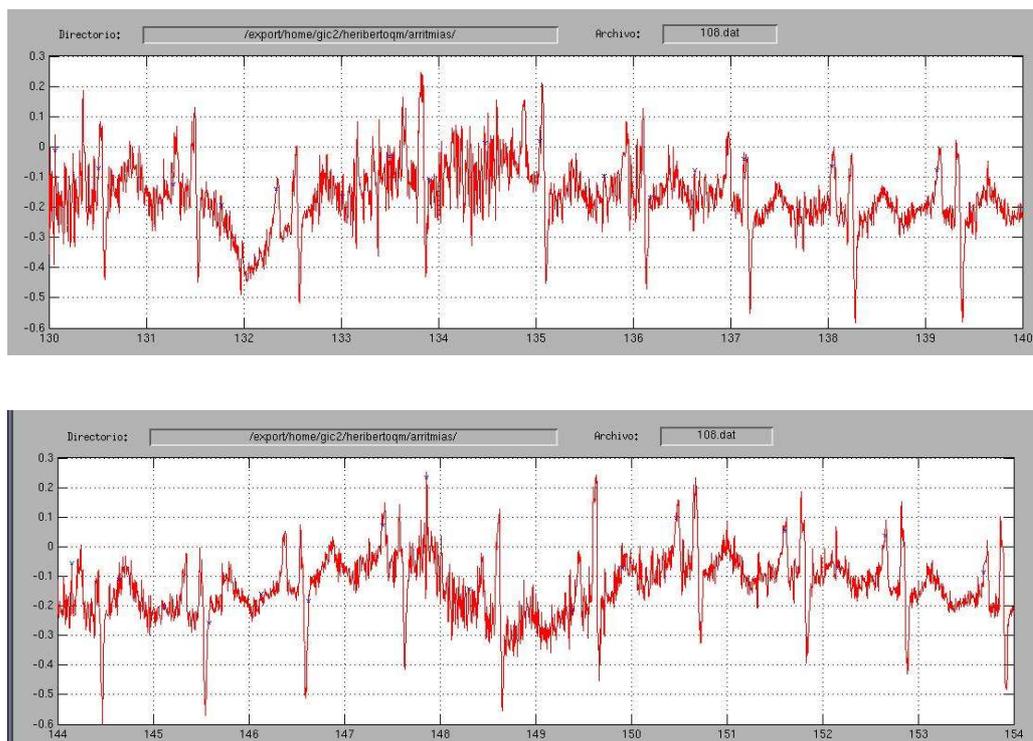


Fig. 37.- Segmentos de señal 108 donde se aprecia el alto nivel de ruido.

### 5.3.2 Análisis mejorado

La Daubechies 4 presenta un ensanchamiento en la detección de QRS con respecto a las demás Wavelets analizadas frente a las medidas realizadas de forma manual (apartado 5.2). Es por ello que se han realizado pruebas con otros niveles, en concreto con la combinación de los niveles 3

y 4, ya que se ha observado que la localización de los puntos Q y S se realiza de una manera más exacta en esta combinación.

A continuación las tablas 9 y 10 presentan los datos obtenidos para la localización de los complejos QRS usando Daubechies 4 y 8, respectivamente, mediante la combinación de los niveles 3 y 4.

**Tabla 9: Resultados para combinación de Niveles 3 y 4 en Daubechies 4**

Señal	Numero de Latidos		Acierto (%)	Error cometido	QRS medio	RR medio
	Detectados	Reales				
100	371	371	100	0	0,095021	0,806716
101	342	342	100	0	0,0997726	0,876259
102	363	366	99,18032787	3	0,101278	0,824916
103	355	355	100	0	0,953912	0,845
104	429	372	84,67741935	57	0,10349	0,697727
105	404	417	96,882494	13	0,114191	0,74133
106	330	331	99,6978852	1	0,106944	0,907172
107	346	353	98,01699717	7	0,112476	0,84748
108	437	285	46,66666667	152	0,108797	0,685666
109	437	433	99,07621247	4	0,112281	0,685965
111	366	348	94,82758621	18	0,10148	0,818025
112	428	428	100	0	0,099643	0,700084
118	370	365	98,63013699	5	0,11214	0,809692
119	292	326	89,57055215	34	0,101008	1,02345
200	453	433	95,38106236	20	0,111878	0,66143
201	414	442	93,66515837	28	0,109635	0,72443
202	265	265	100	0	0,113239	1,12992
203	452	499	90,58116232	47	0,115745	0,662715
205	451	455	99,12087912	4	0,0927014	0,664954

Acierto Medio	93,99866001
Error Cometido	393 latidos

**Tabla 10: Resultados para combinación Niveles 3 y 4 en Daubechies 8**

Señal	Numero de Latidos		Acierto (%)	Error cometido	QRS medio	RR medio
	Detectados	Reales				
100	371	371	100	0	0,0934262	0,806731
101	341	342	99,70760234	1	0,0981264	0,879073
102	363	366	99,18032787	3	0,993572	0,824908
103	355	355	100	0	0,933959	0,844984
104	443	372	80,91397849	71	0,101831	0,676072
105	445	417	93,2853717	28	0,123477	0,673177
106	345	331	95,77039275	14	0,109662	0,867729
107	351	353	99,43342776	2	0,106007	0,85243
108	483	285	30,52631579	198	0,111427	0,620405
109	423	433	97,69053118	10	0,124068	0,708287
111	365	348	95,11494253	17	0,108303	0,820396
112	437	428	97,89719626	9	0,100216	0,68566
118	432	365	81,64383562	67	0,111201	0,693146
119	303	326	92,94478528	23	0,100248	0,989063
200	461	433	93,5334873	28	0,113907	0,649922
201	418	442	94,57013575	24	0,10778	0,717511
202	264	265	99,62264151	1	0,113868	1,13388
203	456	499	91,38276553	43	0,119347	0,656914
205	452	455	99,34065934	3	0,0917773	0,663465
<b>Acierto Medio</b>			91,71359984			
<b>Error Cometido</b>			542	latidos		

Como se puede apreciar se produce una sensible reducción de los anchos QRS, pero sin embargo la detección de latidos ha sufrido un notable descenso. Por ello, y para llegar a un compromiso en porcentaje de detección y fiabilidad de ancho QRS se ha realizado una combinación de ambos estudios. Así, para la detección de ondas R, y por lo tanto para la detección de la existencia de latido cardiaco, se ha empleado la combinación de niveles 4 y 5, y para la búsqueda de los puntos Q y S se ha empleado la combinación de niveles 3 y 4.

Los resultados obtenidos son los mostrados en la tabla 11:

**Tabla 11: Resultados Detección de R sobre D4 y D5, QRS sobre D3 y D4**

	Numero de Latidos		Acierto(%)	Error cometido	QRS medio	RR medio
	Detectados	Reales				
100	369	371	99,46091644	2	0,0950994	0,81089
101	340	342	99,41520468	2	0,0995098	0,881658
102	367	366	99,72677596	1	0,113845	0,815925
103	355	355	100	0	0,0953912	0,845
104	365	372	98,11827957	7	0,105122	0,820068
105	413	417	99,04076739	4	0,109282	0,725518
106	329	331	99,39577039	2	0,10412	0,909929
107	342	353	96,88385269	11	0,111964	0,874862
108	185	285	64,9122807	100	0,121922	1,61965
109	431	433	99,53810624	2	0,126012	0,695514
111	389	348	88,2183908	41	0,12173	0,770394
112	428	428	100	0	0,100427	0,699968
118	362	365	99,17808219	3	0,11748	0,827586
119	335	326	97,2392638	9	0,110763	0,891426
200	432	433	99,76905312	1	0,111214	0,69348
201	410	442	92,760181	32	0,105108	0,731497
202	263	265	99,24528302	2	0,106485	1,13841
203	422	499	84,56913828	77	0,115245	0,709828
205	452	455	99,34065934	3	0,0928343	0,663403

Acierto medio (%)	95,62168451
Error Cometido	299 latidos

#### 5.4 ENSAYO DEL CLASIFICADOR.

Localizados los complejos QRS y la duración de intervalos RR y QRS, a continuación se muestran los resultados del clasificador para dos señales extraídas de la base de datos MIT-BIH. La primera de ellas corresponde a un segmento de señal con ritmo cardiaco normal. La figura 38 muestra la sucesión de latidos y el diagnóstico de salida para uno de los latidos dado por el clasificador.

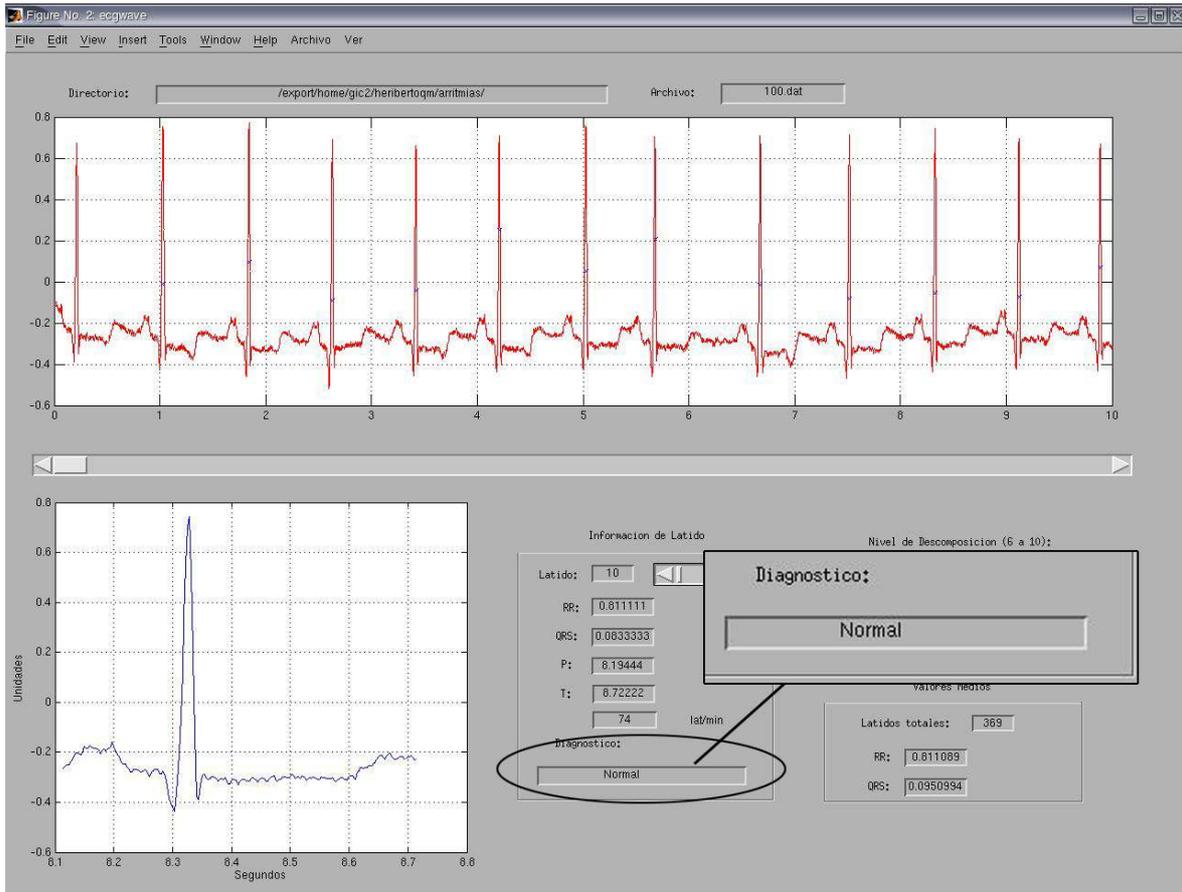


Fig. 38. Resultado mostrado para un latido de la señal 100.dat

La figura 39 muestra el resultado para una señal con procesos de Contracciones ventriculares prematuras, precedidas de latidos normales.

El clasificador presenta una buena resolución en el diagnóstico de procesos de ritmos normales y en la localización de Contracciones Ventriculares Prematuras, detectándolas en la mayoría de los casos.

Estos procesos han sido contrastados con la información contenida en la base de datos del MIT-BIH [15] (Anexo II).

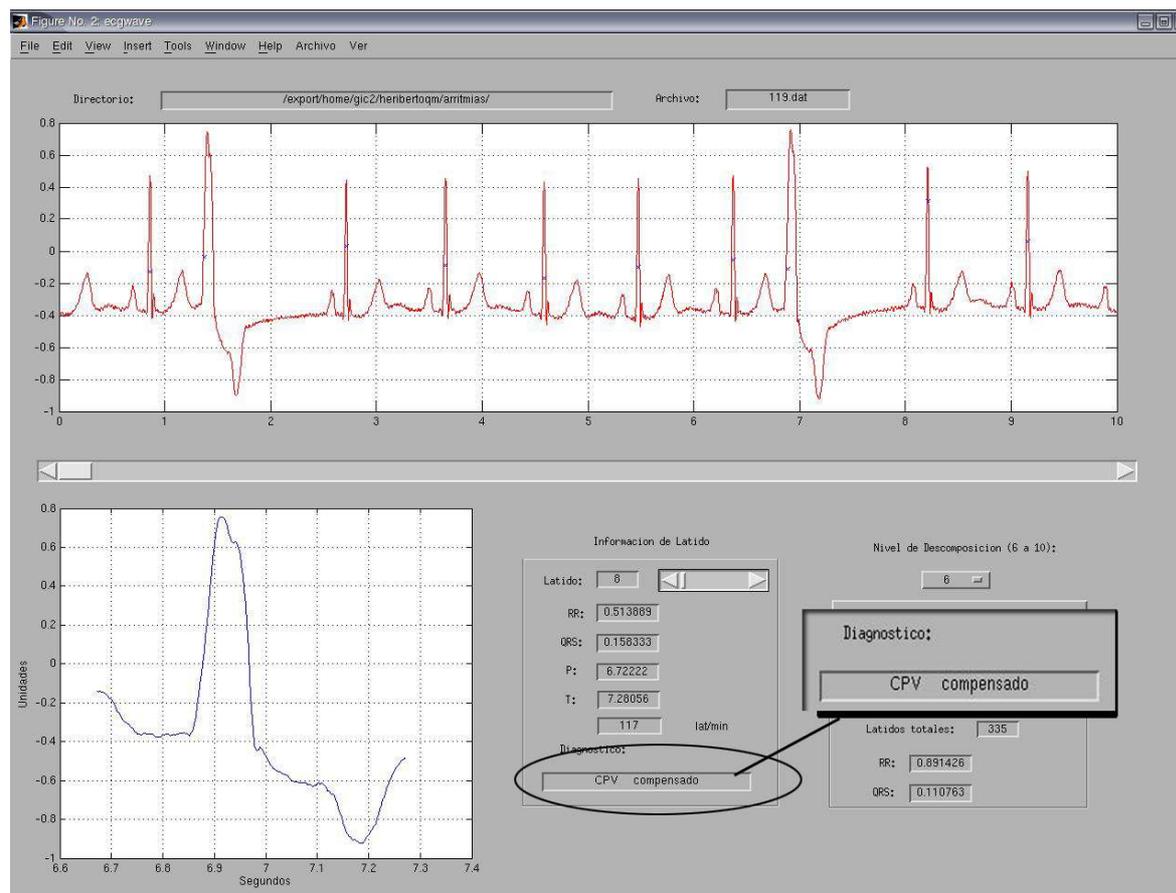


Fig. 39. Resultado para CPV. Señal 119.dat

## **CAPITULO 6: CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS**

### **6.1 CONCLUSIONES.**

Este proyecto plantea el uso de la Transformada Wavelet como herramienta alternativa a los métodos existentes para la detección de complejos QRS y la realización de una herramienta de ayuda al diagnóstico basada en el clasificador lineal de Tompkins.

Para ello, se ha realizado el estudio teórico de la aplicación de la Transformada Wavelet, más concretamente la aplicación de la Transformada Wavelet Discontinua (DWT) y su desarrollo mediante el algoritmo de Mallat y cuales son los efectos que produce sobre la señal ECG.

La sencillez de implementación de la DWT y la velocidad de ejecución frente a otros algoritmos la hace una herramienta adecuada para trabajar con señales ECG de larga duración. Nótese que el análisis se ha realizado sobre registros de duración 300 segundos con un total de 38400 muestras cada uno y el tiempo de ejecución no es superior a los 2 segundos.

Se ha debido establecer un compromiso entre detecciones reales y anchos de QRS. Es por ello que la Wavelet utilizada para el desarrollo del algoritmo haya sido la Daubechies 4, en la que mediante el empleo de distintas resoluciones en tiempo y frecuencia, se ha logrado establecer la detección de complejos QRS y su duración con un porcentaje de acierto en detección de un 95,62% para un total de 7186 complejos, siendo el peor porcentaje de detección de 64,91 %.

Se ha logrado el empleo de un clasificador de diseño sencillo y que permite la clasificación de ciertos procesos cardiacos con cierta certeza. No en vano, se podría aumentar la certeza en clasificación mediante la revisión de los parámetros del clasificador en conjunción con un especialista cardiólogo.

Así mismo, se ha facilitado una interfaz gráfica que permite usar la aplicación de una manera sencilla, cómoda e intuitiva, facilitando la lectura de los resultados y permitiendo al usuario visualizar la progresión temporal de la señal que desea analizar.

En resumen, se ha analizado la aplicación de la Transformada Wavelet para la detección de puntos significativos de la onda de ECG con un resultado satisfactorio, permitiendo medir de forma automática los intervalos RR y QRS, que permitirán obtener un diagnóstico de latido individual mediante la aplicación del clasificador de Tompkins.

## **6.2 LÍNEAS FUTURAS.**

La finalidad de este proyecto ha sido el estudio y la aplicación de la Transformada Wavelet para la obtención de los puntos significativos de la señal ECG para su clasificación. Por ello, este proyecto ha sido diseñado y realizado para el análisis y clasificación de señales ECG de forma totalmente offline.

Una posible mejora del mismo podría llevarse a cabo mediante la implementación online del mismo en conjunción con algún sistema de adquisición de la señal ECG.

Por otra parte, la revisión del clasificador en conjunción con un especialista cardiólogo podría aumentar notablemente la certeza en clasificación del mismo, permitiendo un ajuste más exacto de las zonas que definen las áreas de decisión.

Por todo ello, se invita a continuar la línea de investigación en esta materia, dando la oportunidad de realizar cambios en la aplicación que permitan nuevos avances y mejoras.

## **BIBLIOGRAFÍA:**

- [1] Willis J. Tompkins. **Biomedical Digital Signal Processing**. Prentice Hall 1993
- [2] Alvarado Serrano, Carlos. **Análisis de la variabilidad de intervalos de tiempo del ECG**. 2001. Se puede consultar en:  
[http://www.tdx.cesca.es/TESIS\\_UPC/AVAILABLE/TDX-1126102-154204](http://www.tdx.cesca.es/TESIS_UPC/AVAILABLE/TDX-1126102-154204)
- [3] Dubin. **Electrocardiografía Práctica**. McGraw-Hill.
- [4] Amara Graps. **An Introduction to Wavelets**. Revista IEEE vol.2 num.2 1995
- [5] Jorge Muñoz Marí. **Arquitectura Abierta Escalable para Monitorización Domiciliaria: Aplicación a Pacientes con Patologías Cardiacas**. Universidad de Valencia. 2003
- [6] Julio Martínez Malo, Rosa María de Castro Fernández. **Análisis de la teoría de Ondículas orientada a las aplicaciones en Ingeniería Eléctrica: Fundamentos**. ETSI. Industriales. Dpto. Ingeniería Eléctrica. Universidad Politécnica de Madrid. 2002
- [7] Pauli Tikanen. **Characterization and application of análisis methods for ECG and time interval variability data**. OULU. 1999
- [8] Mauricio Orozco, Germán Castellanos, Rubén Orozco. **Extracción de Características usando Wavelets en la identificación de Patologías de ECG**. I Congreso Colombiano de Bioingeniería e Ingeniería Médica. 2003.
- [9] Alfredo Rosado Muñoz. **Desarrollo de Técnicas de Detección de Fibrilación Ventricular Basadas en Algoritmos Tiempo-Frecuencia**. Universidad de Valencia.
- [10] Agretti, Hernán G., Monzón, Jorge E. **Análisis espectral de electrocardiograma**. UNNE Argentina.
- [11] Juan Pablo Martínez, Salvador Olmos. **Sistema de Detección de Puntos Significativos de la señal ECG basado en la Transformada Wavelet**. Dep. de Ingeniería Electrónica y Comunicaciones. Univ. de Zaragoza.
- [12] Alain C. González, Daniel González, Juan M. Hernández, Alberto R. Hernández. **Procesamiento de Digital de la señal U del corazón**. Depto. de Ingría. Eléctrica y Electrónica Instituto Tecnológico de Toluca.

**-En el WEB:**

- [13] **Matlab Wavelet Toolbox Help.** Se puede visitar en :  
[http://www.caspur.it/risorse/softappl/doc/matlab\\_help/toolbox/wavelet/ch02\\_u10.html](http://www.caspur.it/risorse/softappl/doc/matlab_help/toolbox/wavelet/ch02_u10.html)
- [14] Conexions. Discrete Wavelets Transform: Main Concepts. Se puede visita en:  
<http://cnx.org/content/m10436/latest/>
- [15] MIT-BIH Arrhythmia Database. Se puede visitar en:  
<http://www.physionet.org/physiobank/database/#ecg>
- [16] Entrenamiento en ECG practico para Sanitarios.Skillstat. Se puede visitar en:  
<http://www.skillstat.com/espanol2.htm>
- [17] Información sobre cardiología en general: <http://www.cardiologos.org/>
- [18] Información sobre procesamiento de señales digitales mediante Wavelets:  
[http://lcavwww.epfl.ch/Üminhdo/wavelet\\_course/](http://lcavwww.epfl.ch/Üminhdo/wavelet_course/)
- [19] The Wavelet Tutorial Part 3 by Robi Polikar :  
<http://users.rowan.edu/~polikar/WAVELETS/WTpart3.html>
- [20] Foro de discusión sobre las Wavelets: The Wavelet Digest: <http://www.wavelet.org/>

# **PLIEGO DE CONDICIONES.**

## **1 INTRODUCCIÓN.**

El pliego de condiciones establece los aquellos puntos de información necesaria para la instalación y ejecución de la aplicación resultante del proyecto, así como las condiciones legales y administrativas a las que está sujeto el uso de este software por el usuario final.

## **2 REQUERIMIENTOS INFORMÁTICOS.**

Puesto que la aplicación ha sido desarrollada en entorno MATLAB, para la ejecución del programa es necesario estar en posesión de una licencia de usuario final de MATLAB 6.5 en regla, ya sea una licencia de uso individual o colectivo.

ECGWAVE ha sido optimizado para utilizarlo con el software MATLAB 6.5 Release 13.

Los requisitos mínimos del equipo hardware establecidos para la utilización de la aplicación ECGWAVE son los mismos que establece el fabricante Mathworks para su software MATLAB:

Para Sistemas Operativos Microsoft Windows:

Sistema Operativo	Procesador	Espacio en Disco	RAM
XP	Pentium, Pentium Pro, II, III, IV, Xeon PIII, AMD Athlon, Athlon XP	90MB (Sólo MATLAB) 215MB (MATLAB con ayuda en línea)	128MB (mínimo) 256MB (recomendado)
2000 (Service Pack 1, 2 or 3)			
NT 4.0 (Service Pack 5, 6, or 6a)			
ME			
98 (Original and Second Edition)			

Para sistemas Unix/Linux se establecen los siguientes requerimientos:

Sistema Operativo	Procesador	Espacio en Disco	RAM
Sun Solaris 2.6	SPARC ULTRA	90MB (Sólo MATLAB) 215MB (MATLAB con ayuda en línea)	128MB (mínimo) 256MB (recomendado)  64MB Particion Swap
Sun Solaris 2.7			
Sun Solaris 2.8			
Alpha TRU64 UNIX 4.0f	Compaq Alpha		
Alpha TRU64 UNIX 5.0			
Alpha TRU64 UNIX 5.1			
Alpha TRU64 UNIX 5.1a			
Alpha TRU64 UNIX 5.1b			
HP-UX 10.20	PA-RISC 1.1 PA-RISC 2.0		
HP-UX 11.0	PA-RISC 2.0		
HP-UX 11i			
SGI IRIX/IRIX64 6.5.8 - 6.5.12	MIPS(R5000) MIPS(R8000)		
SGI IRIX/IRIX64 6.5.16f	MIPS(R10000) MIPS(R12000)		
IBM AIX 4.3.3	(RS/6000) PowerPC, Power3		
IBM AIX 5.1			
Linux 2.2.x	Pentium, Pentium Pro, II, III, IV, AMD Athlon, Athlon XP		
Linux 2.4.x			
glibc(libc6) 2.1.2			
glibc(libc6) 2.2.5 (recomendado)			

Con independencia del sistema operativo también son requeridos:

- Unidad de lectora de Cd-rom
- Tarjeta Gráfica 8 bits, recomendada superior (16 o 24 bits)

### **3 INSTALACIÓN Y EJECUCION DE LA APLICACIÓN ECGWAVE.**

Para la utilización del software ECGWAVE es necesario un ser poseedor de una licencia de usuario final de MATLAB. Para adquirir una licencia de usuario de MATLAB y obtener instrucciones de instalación del programa MATLAB póngase en contacto con el desarrollador y distribuidor del programa The Mathworks, Inc.. Puede hacerlo a través de la Web: <http://www.mathworks.com>.

Si usted ya es usuario de MATLAB, para la utilización de ECGWAVE debe descomprimir el paquete ZIP *ecgwave.zip*, contenido en el CD-Rom que contiene los archivos del programa, en un directorio de su disco duro y establecer dicho directorio como directorio raíz de MATLAB. Para conocer como establecer un directorio como directorio raíz de MATLAB remítase a la ayuda del programa MATLAB.

Para ejecutar el programa ECGWAVE, simplemente debe teclear la sentencia *ecgwave* en la ventana de comandos de MATLAB y pulsar *INTRO*.

Para parar la ejecución del programa basta con cerrar la ventana del mismo.

Debido a que ECGWAVE no necesita proceso de instalación, no se realizará ninguna escritura en el registro del sistema operativo.

Para la eliminación del programa bastará con eliminar la carpeta contenedora del mismo de nuestro disco duro.

#### **4 CONDICIONES LEGALES Y ADMINISTRATIVAS.**

A continuación se detallan aquellos aspectos legales y administrativos que deberán ser tenidos en cuenta por los usuarios finales de la aplicación ECGWAVE. Estas condiciones establecen las obligaciones, derechos y deberes que los autores adquieren con los usuarios de ECGWAVE y, a su vez, los usuarios con los autores.

##### **4.1 Normas Generales.**

Este software es propiedad de la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria y cualquier usuario debe estar de acuerdo con los términos y condiciones establecidas en esta licencia de programa, aceptando todas y cada una de sus cláusulas. El uso de este programa o de una copia del mismo en un PC se realizará bajo autorización expresa del autor y el tutor del proyecto o de la Escuela Universitaria de Ingeniería Técnica de Telecomunicaciones de la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria.

##### **4.2 Derechos de Autor.**

Este programa y su documentación están protegidos por la Ley de Propiedad Intelectual, dispuesto en el **Real Decreto Legislativo 1/1996, de 12 de abril**. Así establece en su primer artículo:

*“La propiedad intelectual de una obra literaria, artística o científica corresponde al autor por el solo hecho de su creación.”*

Las disposiciones sobre el derecho de explotación de la propiedad intelectual vienen dadas por el artículo 17, que establece:

*“Corresponde al autor el ejercicio exclusivo de los derechos de explotación de su obra en cualquier forma y, en especial, los derechos de reproducción, distribución, comunicación pública y transformación, que no podrán ser realizadas sin su autorización, salvo en los casos previstos en la presente Ley.”*

Los relaciones entre autor y empresario quedan analizadas en el artículo 51, caso que puede extenderse a la situación que nos compete, en el

que existe una relación contractual entre el autor y la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria. Se extrae del artículo 51 lo siguiente:

*“Transmisión de los derechos del autor asalariado*

*1. La transmisión al empresario de los derechos de explotación de la obra creada en virtud de una relación laboral se regirá por lo pactado en el contrato, debiendo éste realizarse por escrito.*

*2. A falta de pacto escrito, se presumirá que los derechos de explotación han sido cedidos en exclusiva y con el alcance necesario para el ejercicio de la actividad habitual del empresario en el momento de la entrega de la obra realizada en virtud de dicha relación laboral.*

*3. En ningún caso podrá el empresario utilizar la obra o disponer de ella para un sentido o fines diferentes de los que se derivan de lo establecido en los dos apartados anteriores.*

*4. Las demás disposiciones de esta Ley serán, en lo pertinente, de aplicación a estas transmisiones, siempre que así se derive de la finalidad y objeto del contrato.*

*5. La titularidad de los derechos sobre un programa de ordenador creado por un trabajador asalariado en el ejercicio de sus funciones o siguiendo las instrucciones de su empresario se regirá por lo previsto en el apartado 4 del artículo 97 de esta Ley.”*

El Artículo 97 en su apartado cuarto establece:

*“Cuando un trabajador asalariado cree un programa de ordenador, en el ejercicio de las funciones que le han sido confiadas o siguiendo las instrucciones de su empresario, la titularidad de los derechos de explotación correspondientes al programa de ordenador así creado, tanto el programa fuente como el programa objeto, corresponderán, exclusivamente, al empresario, salvo pacto en contrario.”*

Así y según lo dispuesto anteriormente, ECGWAVE se encuentra protegido por la Ley de la Propiedad Intelectual. No obstante, el usuario podrá utilizar una copia del mismo, siempre bajo la autorización del autor o tutor del software y la Escuela Universitaria de Ingeniería Técnica de Telecomunicaciones de la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria. La

disposición del código fuente del programa queda sujeta a las mismas condiciones de uso.

### **4.3 Derechos de Explotación y Restricciones de Uso.**

La relación contractual que une al autor con la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria y lo dispuesto en el artículo 51 de la Ley de la Propiedad Intelectual, establecen que sea la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria quien ostente los derechos de explotación del presente proyecto. Por tanto, cualquier usuario del software, o una copia del mismo, debe estar de acuerdo con las condiciones de uso aquí establecidas:

- El uso del programa será siempre bajo la autorización del autor, el tutor o la Escuela Universitaria de Ingeniería Técnica de Telecomunicaciones de la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria.
- El usuario no podrá transferir copias del programa a un tercero, siempre que éste no sea poseedor de una copia del mismo, incluyendo posibles actualizaciones o retener material adicional que acompañe a los programas.

### **4.4 Garantía y Consideraciones Adicionales**

El autor y el tutor del programa garantizan la total funcionalidad del software, de acuerdo con los requerimientos informáticos especificados, así como que el soporte en el que se facilitan las fuentes del programa no contendrá defectos en el momento de la adquisición.

Con la única excepción de lo dispuesto anteriormente, no se garantiza, asegura o realiza ninguna declaración respecto al uso o problemas derivados del uso del programa o la documentación. Tampoco se garantiza que la operación con el programa sea ininterrumpida o sin errores.

En ningún caso será el autor, el tutor o la Escuela Universitaria de Ingeniería Técnica de Telecomunicaciones de la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria responsable de los perjuicios directos o indirectos, incidentales, ejemplarios o consiguientes gastos, lucro cesante, pérdidas de ahorro, interrupción de negocios, pérdida de información comercial o de negocio, o cualquier otra pérdida que resulte del uso de la incapacidad de usar el programa o la documentación. El usuario conoce y acepta que los derechos y licencias reflejan esta asignación de riesgo como el resto de las cláusulas y restricciones. Se rechaza cualquier otra garantía que no hay sido citada anteriormente.

#### **4.5 Otras Consideraciones.**

La confiabilidad de operación del programa puede ser afectada por factores a los que se denomina “fallos de sistema”. Estos “fallos de sistema” comprenden fluctuaciones de la alimentación eléctrica, errores en el funcionamiento del hardware, sistema operativo, entorno del ordenador, compiladores o software de desarrollo usado para realizar la aplicación, problemas de compatibilidad de software y hardware, fallas o funcionamiento incorrectos de equipos de control, fallas por uso o errores por parte del usuario del aplicación.

En el supuesto que cualquier disposición de esta licencia sea declarada total o parcialmente inválida, la cláusula afectada será modificada convenientemente de manera que será ejecutable y una vez modificada, plenamente eficaz, permaneciendo el resto de este contrato en plena vigencia.

Esta licencia se regirá por las Leyes de España. El usuario o licenciatarario acepta la jurisdicción exclusiva de los tribunales de este país en relación con cualquier disputa que pudiera derivarse de la presente licencia.

Para cualquier información, consulta, problema o fallo de la aplicación rogamos póngase en contacto con:

**Autor:**

*D. Heriberto Quintana Morales*

E-mail: [heribertoqm@gmail.com](mailto:heribertoqm@gmail.com)

Tlf: +34 651303093

**Tutor:**

*D. Pedro Quintana Morales*

E.mail: [pquintana@dsc.ulpgc.es](mailto:pquintana@dsc.ulpgc.es)

Tlf: +34 928 451270 Fax: +34 928 451243

# **PRESUPUESTO**

## **1. INTRODUCCIÓN**

El presupuesto ha sido elaborado a partir del cálculo correspondiente al coste de diseño e implementación del software requerido, así como de los gastos materiales y de amortización de los elementos utilizados.

El presupuesto se ha dividido en tres partes.

- Recursos Materiales
- Recursos Humanos
- Otros Gastos

A continuación se detallarán cada uno de los desgloses.

## **2. RECURSOS MATERIALES**

Este concepto engloba los gastos referentes a la amortización y mantenimientos de quipos utilizados y del software empleado. El coste anual de la amortización viene dado por la expresión:

$$\text{Cuota amortización} = \frac{\text{Valor de adquisición} - \text{Valor Residual}}{\text{Años de vida Útil}}$$

siendo el Valor Residual el valor del bien una vez finalice su periodo de amortización.

### **- Coste de equipos**

El ordenador utilizado es un PC Pentium III 866 MHz, acorde a las características establecidas en el pliego de condiciones. El coste del PC

es de 1000 €. La amortización de este tipo de equipos se estima en 3 años, lo que implica un coste de amortización de 333.33 €

Para la impresión de documentos y código se ha utilizado una impresora láser color HP Color LaserJet 3550n adquirida por un importe de 328.18 €, con un periodo de amortización de 5 años.

La tabla 1 muestra los equipos utilizados indicando su valor de adquisición, valor residual, tiempo y valor de amortización.

Amortización de equipos				
Equipo	Valor compra	Valor residual	Tiempo de amortización	Coste de amortización
PC	1.000,00 €	0	3	333,33 €
Impresora láser	328,18 €	0	5	65,64 €
Total:				<b>398,97 €</b>

Tabla 1. Amortización de equipos

**- Coste del material informático.**

El coste del material informático incluye todos los programas utilizados para la realización del proyecto.

La tabla 2 muestra el valor de los programas y sus valores de amortización en su tiempo de vida útil.

Amortización de equipos				
Software	Valor compra	Valor residual	Tiempo de amortización	Coste de amortización
Matlab	2.200,00 €	0	5	440,00 €
Wavelet toolbox	1.050,00 €		5	210,00 €
Signal Processing Toolbox	900,00 €	0	5	180,00 €
Windows XP	300,00 €	0	5	60,00 €
Office XP	270,00 €	0	5	54,00 €
Total:				<b>944,00 €</b>

Tabla 2. Amortización de software

### 3. RECURSOS HUMANOS

El tiempo total de duración del proyecto ha sido separado en cuatro períodos que son detallados a continuación:

- **Etapa de documentación.** Con una duración de un mes, ha comprendido la fase búsqueda información y estudio de la transformada wavelet y su aplicación.
- **Etapa de diseño y programación.** Esta etapa ha tenido una duración de dos meses y ha comprendido el periodo de tiempo empleado en la programación y diseño de la aplicación.
- **Etapa de ensayo y pruebas.** Durante esta etapa se han realizado las pruebas de análisis al programa y se han obtenido los resultados necesarios para la extracción de conclusiones y comprobación del correcto funcionamiento del programa. La duración de esta etapa ha sido de un mes.
- **Etapa de Edición de memoria.** Esta etapa ha tenido una duración de 2 meses, durante los que se ha realizado la edición y maquetación de la memoria del proyecto técnico, pliego de condiciones y presupuesto.

El desglose en horas se realizará en función de meses laborables de 20 días, en jornada diaria de 8 horas, o lo que es lo mismo 40 horas/semana. Así resulta un total de 960 horas laborales..

La tabla 3 indica el número de horas empleado en cada etapa así como el total de horas empleadas en la elaboración del proyecto técnico.

Horas Empleadas	
Etapa	Horas
Documentación	160
Diseño y Programación	320
Ensayos y Pruebas	160
Edición Memoria	320
<b>Total</b>	<b>960</b>

Tabla 3. Desglose en horas

**- Tarifas aplicadas.**

Conforme a lo estipulado por el Colegio Oficial de Ingenieros Técnicos de Telecomunicaciones y según el baremo establecido para el año 2006, los honorarios de un Ingeniero Técnico de Telecomunicaciones para proyectos tarifados por tiempo empleado vienen dado por la siguiente fórmula:

$$H = H_n \cdot 65 + H_e \cdot 78 \quad [\text{Ecuación 1}]$$

Donde H son los honorarios m hn el número de horas en jornada normal y He el número de horas fuera de jornada normal.

Estos honorarios reciben una reducción en función del número de horas. La tabla 4 muestra los coeficientes aplicados en función de las horas de trabajo, aplicados para este año 2006.

Horas de trabajo	Coefficientes (C)
Hasta 36 horas	1,00
Exceso de 36 a 72	0,90
Exceso de 72 a 108	0,80
Exceso de 108 a 144	0,70
Exceso de 144 a 180	0,65
Exceso de 180 a 360	0,60
Exceso de 360 a 510	0,55
Exceso de 510 a 720	0,50
Exceso de 720 a 1028	0,45
Exceso de 1028	0,40

Tabla 4. Coeficientes de reducción año 2006

La tabla 5 muestra los resultados de la aplicación de los coeficientes al total de horas empleadas en la elaboración del proyecto.

Horas de trabajo	Coefficientes (C)	Horas	Horas xC
Hasta 36 horas	1	36	36
Exceso de 36 a 72	0,9	36	32,4
Exceso de 72 a 108	0,8	36	28,8
Exceso de 108 a 144	0,7	36	25,2
Exceso de 144 a 180	0,65	36	23,4
Exceso de 180 a 360	0,6	180	108
Exceso de 360 a 510	0,55	150	82,5
Exceso de 510 a 720	0,5	210	105
Exceso de 720 a 1028	0,45	240	108
TOTAL		<b>960</b>	<b>549,3</b>

Tabla 5. Aplicación de los coeficientes reductores.

Tras la aplicación de los coeficientes de reducción se obtiene el número de horas totales para el cálculo de horarios, 549,3 horas.

Por tanto, tras la aplicación de la [Ecuación 1] se obtienen los honorarios correspondientes a la mano de obra.

$$H= 35704,5 \text{ €}$$

El importe por los honorarios del Ingeniero Técnico de Telecomunicaciones es de *Treinta y cinco Mil Setecientos Cuatro Euros con Cincuenta Céntimos (35.704,5 €)*.

#### 4. OTROS GASTOS

Se contemplaran los gastos por materiales fungibles y gastos generales.

Por materiales fungibles se entienden los gastos contraidos en papel, disquetes, CD-Roms y otro material de oficina.

En gastos generales incluiremos los gastos de mantenimiento de las instalaciones y electricidad.

El total del conjunto de estos será asignado como el 1% del valor bruto del proyecto.

## 5. PRESUPUESTO TOTAL

Sumando cada uno de los conceptos calculados anteriormente se obtiene el valor bruto del proyecto, al que deben ser aplicados los impuestos correspondientes.

Tras la aplicación de un 5 % por el Impuesto General Indirecto Canario (IGIC) aplicable en Canarias, el presupuesto total se presenta en la siguiente tabla:

Presupuesto Total	
Concepto	Importe
Recursos Materiales:	
Equipos	398,97 €
Software	944,00 €
Recursos Humanos	35.704,40 €
<b>Subtotal</b>	<b>37.047,37 €</b>
Otros Gastos	
Material fungible y otros gastos	370,47 €
<b>Total</b>	<b>37.417,84 €</b>
IGIC (5%)	1.870,89 €
<b>PRESUPUESTO TOTAL</b>	<b>39.288,74 €</b>

Tabla 6. Presupuesto total

Heriberto Quintana Morales declara que:

El proyecto “*Sistema de Análisis y Clasificación de la señal ECG basado en transformada Wavelet*” tiene un coste total de **TREINTA Y NUEVE MIL DOSCIENTOS OCHENTA Y OCHO EUROS CON SETENTA Y CUATRO CÉNTIMOS (39.288,74 €)**.

# ANEXO I

## Código Fuente

```

function varargout = ecgwave(varargin)
% Estructura del programa principal. Encargada de la generación del interfaz gráfica y la
% llamada a otras funciones.
%   ECGWAVE M-file for ecgwave.fig
%   ECGWAVE, by itself, creates a new ECGWAVE or raises the existing
%   singleton*.
%
%   H = ECGWAVE returns the handle to a new ECGWAVE or the handle to
%   the existing singleton*.
%
%   ECGWAVE('Property','Value',...) creates a new ECGWAVE using the
%   given property value pairs. Unrecognized properties are passed via
%   varargin to ecgwave_OpeningFcn. This calling syntax produces a
%   warning when there is an existing singleton*.
%
%   ECGWAVE('CALLBACK') and ECGWAVE('CALLBACK',hObject,...) call the
%   local function named CALLBACK in ECGWAVE.M with the given input
%   arguments.
%
%   *See GUI Options on GUIDE's Tools menu. Choose "GUI allows only one
%   instance to run (singleton)".
%
% See also: GUIDE, GUIDATA, GUIHANDLES

% Edit the above text to modify the response to help ecgwave

% Last Modified by GUIDE v2.5 18-Feb-2006 18:48:42

% Begin initialization code - DO NOT EDIT
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',    mfilename, ...
                  'gui_Singleton', gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn', @ecgwave_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn', @ecgwave_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn', [], ...
                  'gui_Callback', []);
if nargin & isstr(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
% End initialization code - DO NOT EDIT

% --- Executes just before ecgwave is made visible.
function ecgwave_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
% This function has no output args, see OutputFcn.
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
% varargin   unrecognized PropertyName/PropertyValue pairs from the
%            command line (see VARARGIN)

% Choose default command line output for ecgwave
handles.output = hObject;

```

---

```
% Update handles structure . Inicialización de objetos variables.
handles.ecg=[];
handles.M=[];
handles.filename="";
handles.path="";
handles.RRtn=0.8;
handles.QRStn=0.08;
handles.vR=[];
handles.vRRt=[];
handles.vQRS=[];
handles.vP=[];
handles.vT=[];
handles.diag=[];
handles.N=6;
handles.E=[];%matriz de niveles para la señal de ensayo.

guidata(hObject, handles);

% UIWAIT makes ecgwave wait for user response (see UIRESUME)
% uiwait(handles.figure1);

% --- Outputs from this function are returned to the command line.
function varargout = ecgwave_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
% varargout cell array for returning output args (see VARARGOUT);
% hObject handle to figure
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Get default command line output from handles structure
varargout{1} = handles.output;

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function dir_out_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to dir_out (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles empty - handles not created until after all CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
% See ISPC and COMPUTER.
if ispc
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
else
    set(hObject,'BackgroundColor',get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'));
end

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function file_out_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to file_out (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles empty - handles not created until after all CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
% See ISPC and COMPUTER.
if ispc
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
```

```

else
    set(hObject,'BackgroundColor',get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'));
end

```

```

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function pos_lat_slider_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to pos_lat_slider (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all CreateFcns called

```

```

% Hint: slider controls usually have a light gray background, change
% 'usewhitebg' to 0 to use default. See ISPC and COMPUTER.
usewhitebg = 1;
if usewhitebg
    set(hObject,'BackgroundColor',[.9 .9 .9]);
else
    set(hObject,'BackgroundColor',get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'));
end

```

```

% --- Executes on slider movement.
function pos_lat_slider_Callback(hObject, eventdata, handles)
% Función de ejecución en movimiento del slider del área presentación ECG
% hObject    handle to pos_lat_slider (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

```

```

% Hints: get(hObject,'Value') returns position of slider
%       get(hObject,'Min') and get(hObject,'Max') to determine range of slider

```

```

val=round(get(handles.pos_lat_slider,'Val'));
ecg=handles.ecg;
time=handles.tiempo;
sfreq=handles.sfreq;
vr=handles.vR+4;
axes(handles.ecg_axes);
clc;
set(handles.pos_lat_slider,'Val',val);
hold off;
plot(time(val:(val+10*sfreq)),ecg(val:(val+10*sfreq)),'r');
grid on;
if size(vr)~= [0,0]
    v1=find(vr>val);
    v2=find(vr<(val+10*sfreq));
    vp=find(v2>(v1(1)-1));
    %vp=find(vr>val,vr<(val+10*sfreq));
    hold on;
    plot(time(vr(vp)),ecg(vr(vp)),'X');%Escribe X dnd se ha localizado R
end
guidata(hObject,handles);

```

```

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function num_lat_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to num_lat (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all CreateFcns called

```

```

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.

```

---

```

% See ISPC and COMPUTER.
if ispc
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
else
    set(hObject,'BackgroundColor',get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'));
end

function num_lat_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to num_lat (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of num_lat as text
% str2double(get(hObject,'String')) returns contents of num_lat as a double

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function num_lat_slider_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to num_lat_slider (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles empty - handles not created until after all CreateFcns called

% Hint: slider controls usually have a light gray background, change
% 'usewhitebg' to 0 to use default. See ISPC and COMPUTER.
usewhitebg = 1;
if usewhitebg
    set(hObject,'BackgroundColor',[.9 .9 .9]);
else
    set(hObject,'BackgroundColor',get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'));
end

% --- Executes on slider movement.
function num_lat_slider_Callback(hObject, eventdata, handles)
% Función q desplaza el latido en presentación y su información.
% hObject handle to num_lat_slider (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'Value') returns position of slider
% get(hObject,'Min') and get(hObject,'Max') to determine range of slider
val=round(get(handles.num_lat_slider,'Val'));
vR=handles.vR;
ecg=handles.ecg;
sfreq=handles.sfreq;
tiempo=handles.tiempo;
axes(handles.lat_axes);
plot_lat(vR,ecg,tiempo,sfreq,val);
info_lat (hObject, eventdata, handles,val);
set(handles.num_lat_slider,'Val',val);
guidata(hObject,handles);

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function RR_out_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to RR_out (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB

```

```
% handles empty - handles not created until after all CreateFcns called
```

```
% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.  
% See ISPC and COMPUTER.  
if ispc  
    set(hObject,'BackgroundColor','white');  
else  
    set(hObject,'BackgroundColor',get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'));  
end
```

```
% --- Executes during object creation, after setting all properties.  
function QRS_out_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)  
% hObject handle to QRS_out (see GCBO)  
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB  
% handles empty - handles not created until after all CreateFcns called
```

```
% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.  
% See ISPC and COMPUTER.  
if ispc  
    set(hObject,'BackgroundColor','white');  
else  
    set(hObject,'BackgroundColor',get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'));  
end
```

```
% --- Executes during object creation, after setting all properties.  
function total_lat_out_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)  
% hObject handle to total_lat_out (see GCBO)  
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB  
% handles empty - handles not created until after all CreateFcns called
```

```
% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.  
% See ISPC and COMPUTER.  
if ispc  
    set(hObject,'BackgroundColor','white');  
else  
    set(hObject,'BackgroundColor',get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'));  
end
```

```
% --- Executes during object creation, after setting all properties.  
function RRm_out_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)  
% hObject handle to RRm_out (see GCBO)  
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB  
% handles empty - handles not created until after all CreateFcns called
```

```
% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.  
% See ISPC and COMPUTER.  
if ispc  
    set(hObject,'BackgroundColor','white');  
else  
    set(hObject,'BackgroundColor',get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'));  
end
```

end

```
% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function QRSm_out_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to QRSm_out (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles empty - handles not created until after all CreateFcns called
```

```
% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
% See ISPC and COMPUTER.
```

```
if ispc
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
else
    set(hObject,'BackgroundColor',get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'));
end
```

```
% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function diagnostico_out_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to diagnostico_out (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles empty - handles not created until after all CreateFcns called
```

```
% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
% See ISPC and COMPUTER.
```

```
if ispc
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
else
    set(hObject,'BackgroundColor',get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'));
end
```

```
% -----
function archivo_menu_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to archivo_menu (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
```

```
% -----
function archivo_abrir_Callback(hObject, eventdata, handles)
%funcion encargada de la carga del archivo ECG
% hObject handle to archivo_abrir (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
resetear;
[handles.filename,handles.path]=uigetfile('* .dat','Seleccionar archivo de ECG');
set(handles.dir_out,'String',handles.path);
set(handles.file_out,'String',handles.filename);
pos=findstr(handles.filename, '.');
name=handles.filename(1:pos-1);
HEADERFILE=[name, '.hea']; % header-file in text format
guidata(hObject,handles);
clear name pos;
PATH=handles.path;
DATAFILE=handles.filename;
cargar;
```

```

%----- Presentación de datos
%ecg=M(:,1);
%-----
axes(handles.ecg_axes);
%Normalización de la señal
mx=max(ecg);
mn=min(ecg);
mn=abs(mn);
if mx>=mn
    ecg=ecg./mx;
else
    ecg=ecg./mn;
end
clear mx mn;
plot(TIME(1:10*sfreq),ecg(1:10*sfreq),'r');
grid on;
xlim([TIME(1), TIME(10*sfreq)]);
xlabel('Tiempo / s'); ylabel('Unidades');
handles.ecg=ecg;
handles.sfreq=sfreq;
handles.tiempo=TIME;
set(handles.pos_lat_slider,'Max',SAMPLES2READ);
set(handles.pos_lat_slider,'Min',1);
set(handles.pos_lat_slider,'Val',1);
paso1=sfreq/SAMPLES2READ;
paso2=10*sfreq/SAMPLES2READ;
paso=[paso1 paso2];
set(handles.pos_lat_slider,'Sliderstep',paso);

guidata(hObject,handles);

% -----
function ver_menu_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to ver_menu (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)

% -----
function ver_descomponer_Callback(hObject, eventdata, handles)
%Función encargada de realizar la descomposición en niveles y
% presentación del plot de los mismos.
% hObject handle to ver_descomponer (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
ecg=handles.ecg;
sfreq=handles.sfreq;
N=handles.N;
if length(handles.M)==0
[handles.M]=descomponer(ecg,N);
end
M=handles.M;
%presentación del tramo escogido en ventana nueva
figure;
val=round(get(handles.pos_lat_slider,'Val'));
t=handles.tiempo;
subplot(N+2,1,1);plot(t(val:(val+10*sfreq)),ecg(val:(val+10*sfreq)));title('Ecg')
for i=N:-1:0

```

---

```

subplot(N+2,1,N+2-i);
X=M{N+1-i};
plot(t:(val:(val+10*sfreq)),X(val:(val+10*sfreq)));
if (N+2-i)==2
    cadena='Aproximacion Nivel '+num2str(N);
    %title(cadena);
else
    cadena='Detalle Nivel '+ num2str(i+1);
    %title(cadena);
end
end
guidata(hObject,handles);
% --- Executes on button press in accion_btn.
function accion_btn_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to accion_btn (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
ecg=handles.ecg;
sfreq=handles.sfreq;
N=handles.N;
if length(handles.M)==0
[handles.M]=descomponer(ecg,N);
end
M=handles.M;
D3=M{N-1};
D4=M{N-2};
D5=M{N-3};      %Extracción de los niveles a utilizar
D6=M{N-4};
D34=D3+D4;
D45=D5+D4;
D56=D5+D6;
[vR,vRRt,vQRS]=buscar_R(D45,D34,sfreq); %localización de puntos Q,R y S
[vP,vT]=buscar_PT(vR,D56,sfreq);
%Clasificar
RRn=handles.RRtn;
QRSn=handles.QRStn;
resultado=[];
for i=1:length(vRRt)
    [resultado,QRSn,RRn]=clasificar(vQRS(i),vRRt(i),QRSn,RRn,resultado);
end
handles.RRtn=RRn;
handles.QRStn=QRSn;
handles.vR=vR;
handles.vRRt=vRRt;
handles.vQRS=vQRS;
handles.vP=vP;
handles.vT=vT;
handles.diag=resultado;
guidata(hObject,handles);
%Presentacion del primer latido
axes(handles.lat_axes);
lx=floor(sfreq.*0.2); % 200ms antes de R
ly=floor(sfreq.*0.4); % 400ms despues de R
tiempo=handles.tiempo;
if vR(1)-lx >= 1
plot(tiempo(vR(1)-lx:vR(1)+ly),ecg(vR(1)-lx:vR(1)+ly));grid on;
else
plot(tiempo(1:vR(1)+ly),ecg(1:vR(1)+ly));grid on;
end
end

```

```

xlabel('Segundos');
ylabel('Unidades');
%info latido
set(handles.num_lat,'String',1);
max_lat=length(vR);
set(handles.num_lat_slider,'Max',max_lat);
set(handles.num_lat_slider,'Min',1);
paso1=1/(max_lat-1);
paso2=10/(max_lat-1);
paso=[paso1 paso2];
set(handles.num_lat_slider,'Val',1);
set(handles.num_lat_slider,'Sliderstep',paso);
set(handles.RR_out,'String',vRRt(1));
set(handles.QRS_out,'String',vQRS(1));
set(handles.p_out,'String',vP(1));
set(handles.t_out,'String',vT(1));
frec=round(60/vRRt(1));
set(handles.frecuencia,'String',frec);
set(handles.diagnostico_out,'String',resultado(1,:));
%valores Medios
RRm=mean(vRRt);
QRSm=mean(vQRS);
set(handles.total_lat_out,'String',max_lat);
set(handles.RRm_out,'String',RRm);
set(handles.QRSm_out,'String',QRSm);
guidata(hObject,handles);

%Representar puntos en plot general
val=round(get(handles.pos_lat_slider,'Val'));
axes(handles.ecg_axes);
time=handles.tiempo;
set(handles.pos_lat_slider,'Val',val);
plot(time(val:(val+10*sfreq)),ecg(val:(val+10*sfreq)),'r');
grid on;
v=vR+5;
if size(v)~= [0,0]
    v1=find(v>val);
    v2=find(v<(val+10*sfreq));
    vp=find(v2>(v1(1)-1));
    hold on;
    plot(time(v(vp)),ecg(vR(vp)),'X');
    clear v1 v2 vp
end

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function nivel_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to nivel (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
%       See ISPC and COMPUTER.
if ispc
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
else
    set(hObject,'BackgroundColor',get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'));
end

function nivel_Callback(hObject, eventdata, handles)

```

---

```
val=get(handles.nivel,'Value');
switch val
    case 1
        handles.N=6;
    case 2
        handles.N=7;
    case 3
        handles.N=8;
    case 4
        handles.N=9;
    case 5
        handles.N=10;
    otherwise
        fprintf('Valor no valido. Introduzca valor entre 5 y 10. ');
end
handles.M=[];
handles.RRtn=0.8;
handles.QRStn=0.08;
handles.vR=[];
handles.vRRtn=[];
handles.vQRS=[];
handles.vP=[];
handles.vT=[];
handles.diag=[];
guidata(hObject,handles);

% --- Executes on button press in calibrar_btn.
%Función de calibración. Extrae el valor medio de los RR y QRS medidos
% para localizar la zona N en función de la señal a analizar.
function calibrar_btn_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to calibrar_btn (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
ecg=handles.ecg;
sfreq=handles.sfreq;
N=handles.N;
[ensayo_x,ensayo_y]=ginput;
inicio=floor(ensayo_x(1).*sfreq);
final=floor(ensayo_x(2).*sfreq);
ensayo=ecg(inicio:final);
[handles.E]=descomponer(ensayo,N);
E=handles.E;
D4=E{N-2};
D5=E{N-3};
D45=D4+D5;
[vR,vRRtn,vQRSn]=buscar_R(D45,sfreq);
%handles.vRn=mean(vR);
handles.RRtn=mean(vRRtn);
handles.QRStn=mean(vQRSn);
guidata(hObject,handles);

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function p_out_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to p_out (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all CreateFcns called
```

```
% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
% See ISPC and COMPUTER.
if ispc
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
else
    set(hObject,'BackgroundColor',get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'));
end
```

```
% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function t_out_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to t_out (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles empty - handles not created until after all CreateFcns called
```

```
% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
% See ISPC and COMPUTER.
if ispc
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
else
    set(hObject,'BackgroundColor',get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'));
end
```

```
% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function frecuencia_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to frecuencia (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles empty - handles not created until after all CreateFcns called
```

```
% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
% See ISPC and COMPUTER.
if ispc
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
else
    set(hObject,'BackgroundColor',get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'));
end
```

Funciones complementarias.

```
function [M]=descomponer(ecg,N)
%Descomposicion en Nivel N
%M es una matriz de N+1 elementos donde el primero es el ultimo nivel de aproximacion y
%los siguientes son los N restantes niveles de Detalle, en orden N a 1

D=['db4'];
[C,L] = wavedec(ecg,N,D);
% Now compute the reconstructed coefficients
typea='a';
typed='d';
for i=N:-1:1
    eval(['A' num2str(i) '=wcoef(typea, C, L, D, ' num2str(i) ');']);
    eval(['D' num2str(i) '=wcoef(typed, C, L, D, ' num2str(i) ');']);
end
```

```

eval(['M(1,:)={A' num2str(N) '}'];)
for i=2:N+1
    eval(['M(i)={D' num2str(N+2-i) '}'];)
end

```

```

function [resultado,QRSn,RRn]=clasificar(QRS,RR,QRSn,RRn,resultado);
%Clasificador Thompkins
%QRSn y RRn son los valores centrales de la zona N, normal, que %permitirán definir el resto de
las zonas
%resultado es una matriz compuesta por cadenas de caracteres. Cada fila %de la matriz
corresponde al diagnóstico de un latido detectado. La %longitud de resultado depende del número
de latidos detectados.

```

```

if QRS<(QRSn-0.4.*QRSn) | RR<0.2;
    resultado=[resultado; 'No clasificado '];
elseif QRS>=(QRSn-0.4.*QRSn)
    if QRS<(QRSn+0.4.*QRSn)
        if RR>=(RRn-0.14.*RRn) & RR<(RRn+0.14.*RRn);
            %Zona normal
            D=size(resultado,1);
            if D>0 & (resultado(D,:)=='Zona 3 ')
                resultado(D,:)='CPV descompensado';
                resultado=[resultado;'Normal '];
            else
                resultado=[resultado;'Normal '];
            end
        elseif RR>=(RRn-0.64.*RRn) & RR<(RRn-0.14.*RRn);
            %Zona 2
            resultado=[resultado;'R sobre T '];
        end

    elseif QRS>=(QRSn+0.4.*QRSn)
        if RR>=(RRn-0.14.*RRn) & RR<(RRn+0.14.*RRn);
            %Zona 4
            resultado=[resultado;'Fusion '];
        elseif RR>=(RRn-0.64.*RRn) & RR<(RRn-0.14.*RRn);
            %Zona 3
            resultado=[resultado;'Zona 3 '];
        end
    end

if RR>=0.2 & RR<(RRn-0.64.*RRn);
    %Zona 1
    resultado=[resultado;'Taquicardia '];
elseif RR>=(RRn+0.14.*RRn) & RR<(RRn+0.84.*RRn);
    %zona 5
    D=size(resultado,1);
    if D>0 & (resultado(D,:)=='Zona 3 ')
        resultado(D,:)='CPV compensado';
        resultado=[resultado;'Escape '];
    else
        resultado=[resultado;'Escape '];
    end
elseif RR>=(RRn+0.84.*RRn);
    % zona 6
    resultado=[resultado;'Bradycardia '];
end
end

```

```

end
D=size(resultado,1);
if resultado(D,:)=='Normal
    RRn=(RRn+RR)./2;
    QRSn=(QRSn+QRS)./2;
end

```

```

function [vR,vRRt,vQRS]=buscar_R(Dn4,D34,sfreq)

```

%funcion q realiza la busqueda de R en el ecg y devuelve su posicion en %un vector vr y la POSICION DE q en vQ y S en vS Para la realizacion de %la busqueda se emplea la señal de detalle nivel 4 + nivel 5(Dn4) %resultante de la descomposicion de la señal original con %la wavelet Daubechies 4. Para la localizacion de Q y S se emplean D34, %función suma de los niveles 3 y 4

```

L=length(Dn4);
vR=[];
vQ=[];
vS=[];
% Establecimiento de umbral
umax=0.4*max(Dn4);
t=1;
%Ventana de busqueda minimo consecutivo
ancho=round(0.08*sfreq);
i=3;
t=1;
for i=3:L-2
    if Dn4(i)>umax & (Dn4(i)>Dn4(i+1) & Dn4(i)>=Dn4(i-1))&(Dn4(i)>=Dn4(i+2) & Dn4(i)>=Dn4(i-2))
        if t==1
            %buscamos minimos consecutivos anterior y posterior

            if i-ancho>0
                [valor,posminQ] = min(D34(i-ancho:i));
            else
                [valor,posminQ] = min(D34(1:i));
            end
            if i+ancho<L
                [valor,posminS] = min(D34(i:i+ancho));
            else
                [valor,posminS] = min(D34(i:L));
            end
            Pmin2=i+posminS;
            Pmin1=i-ancho+posminQ;
            m=Pmin1;
            j=Pmin1;
            while j>0 & D34(j)<0,
                j=j-1;
            end
            vQ=[vQ j];
            if m==0
                m=m+1;
            end
            while m<i & D34(m)<0,
                m=m+1;
            end
            vR=[vR m];
            j=Pmin2;
            while j<Pmin2+ancho & D34(j)<0

```

```

        j=j+1;
    end
    vS=[vS j];
    t=t+1;
    umax=(0.5.*umax+0.2.*Dn4(i));
else
    if (i)-vR(t-1)>floor(sfreq.*0.45) % controla no se detecten ondas T confundidas con R.
    %buscamos minimos consecutivos anterior y posterior
        [valor,posminQ] = min(Dn4(i-ancho:i));
        if i+ancho<L
            [valor,posminS] = min(D34(i:i+ancho));
        else
            [valor,posminS] = min(D34(i:L));
        end
        Pmin2=i+posminS;
        Pmin1=i-ancho+posminQ;
        m=Pmin1;
        j=Pmin1;
        while j>0 & D34(j)<0,
            j=j-1;
        end
        vQ=[vQ j];
        while m<i & D34(m)<0,
            m=m+1;
        end
        vR=[vR m];
        j=Pmin2;
        while j<L & j<Pmin2+ancho & D34(j)<0
            j=j+1;
        end
        vS=[vS j];
        t=t+1;
        umax=(0.5.*umax+0.2.*Dn4(i));
    end
end
end
end
end
vQRS=(vS-vQ)/sfreq;
vRRt=[vR(1) (vR(2:length(vR))-vR(1:length(vR)-1))]/sfreq;
vRR=[vR(1) (vR(2:length(vR))-vR(1:length(vR)-1)) ];

```

```

function [vP,vT]=buscar_PT(vR,D6,sfreq);
% Esta funcion localiza los puntos P y T de la onda ECG mediante la
% localizacion de maximos y minimos locales y su cruce por cero sobre la
% señal D6, combinación de los niveles de descomposición D5 y D6. Para %ello, se realiza un
% enventanado de
% 200ms antes de R y 400ms despues de R
vP=[];
vT=[];
lx=floor(sfreq.*0.2); % 200ms antes de R
ly=floor(sfreq.*0.4); % 400ms despues de R
L=length(D6);
N=length(vR);
for i=1:N
    pos=vR(i);
    if pos-lx >= 1 & pos+ly <= L
        lat=D6(pos-lx:pos+ly);
    else

```

```

    if pos+ly > L
        lat=D6(pos-lx:L);
    else
        lat=D6(1:pos+ly);
    end
end
end
%Busqueda de P.
[valor,posmin1] = min(lat(1:lx));
[valor,posmax1] = max(lat(1:posmin1));
j=posmax1;
while j<posmin1 & lat(j)>0,
    j=j+1;
end
vP=[vP pos-(lx-j)];

%Busqueda de T
%comienzo de busqueda 200ms despues de Q
g=0.2*sfreq;
[valor,posmax2] = max(lat(lx+g:end)); %partir de 5 muestras despues de R asegura q R no sera el
maximo
[valor,posmin2] = min(lat(lx+g+posmax2:end));
j=lx+g+posmax2;
while j<lx+g+posmax2+posmin2 & lat(j)>0,
    j=j+1;
end
vT=[vT pos+(j-lx)];

end
vT=vT/sfreq;
vP=vP/sfreq;

```

```

function info_lat (hObject, eventdata, handles,N);
%Función encargada de la escritura de datos individuales de latido en la %interfaz gráfica.

```

```

vRRt=handles.vRRt;
vQRS=handles.vQRS;
vP=handles.vP;
vT=handles.vT;
result=handles.diag;
pat=result(N,:);
set(handles.num_lat,'String',N);
set(handles.RR_out,'String',vRRt(N));
set(handles.QRS_out,'String',vQRS(N));
set(handles.p_out,'String',vP(N));
set(handles.t_out,'String',vT(N));
set(handles.diagnostico_out,'String',pat);
guidata(hObject,handles);

```

```

function plot_lat(vR,ecg,tiempo,sfreq,N);
%función encargada de la generación del plot de latido individual

```

```

lx=floor(sfreq.*0.2); % 200ms antes de R
ly=floor(sfreq.*0.4); % 400ms despues de R
L=length(ecg);
pos=vR(N);
if pos-lx >= 1 & pos+ly <= L
plot(tiempo(vR(N)-lx:vR(N)+ly),ecg(vR(N)-lx:vR(N)+ly));grid on;

```

---

```

else
    if pos+ly > L
        plot(tiempo(pos-lx:L),ecg(pos-lx:L));
        grid on;
    else
        plot(tiempo(1:pos+ly),ecg(1:pos+ly));
        grid on;
    end
end
xlabel('Segundos');
ylabel('Unidades');

%RESET
% Limpia el interfaz grafico y elimina e inicializa las variables %necesarias durante la ejecución del
programa, cada vez que se carga un %ECG.

axes(handles.ecg_axes);
cla reset;
axes(handles.lat_axes);
cla reset;
set(handles.dir_out,'String','');
set(handles.file_out,'String','');
set(handles.num_lat,'String','');
set(handles.num_lat_slider,'Max',2);
set(handles.num_lat_slider,'Min',1);
set(handles.num_lat_slider,'Val',1);
set(handles.num_lat_slider,'Sliderstep',[0.1,0.1]);
set(handles.RR_out,'String','');
set(handles.QRS_out,'String','');
set(handles.p_out,'String','');
set(handles.t_out,'String','');
set(handles.diagnostico_out,'String','');
%valores Medios
set(handles.total_lat_out,'String','');
set(handles.RRm_out,'String','');
set(handles.QRSm_out,'String','');

%inicializar variables
handles.ecg=[];
handles.M=[];
handles.filename="";
handles.path="";
clear
handles.RRtn,handles.QRStn,handles.vR,handles.vRRt,handles.vQRS,handles.vP,handles.vT;
guidata(hObject,handles);

```



# Anexo II

## Información de Señales de Ensayo.

Record 100 (MLII, V5; male, age 69)

*Medications:* Aldomet, Inderal

<b>Beats</b>	<b>Before 5:00</b>	<b>After 5:00</b>	<b>Total</b>
Normal	367	1872	2239
APC	4	29	33
PVC	-	1	1
Total	371	1902	2273

*Supraventricular ectopy*

- 33 isolated beats

<b>Rhythm</b>	<b>Rate</b>	<b>Episodes</b>	<b>Duration</b>
Normal sinus rhythm	70-89	1	30:06

**Signal quality Episodes Duration**

Both clean	1	30:06
------------	---	-------

Points of interest:

[11:03](#) Normal sinus rhythm

[25:13](#) PVC

[26:09](#) APCs

[27:55](#) Normal sinus rhythm

---

Record 101 (MLII, V1; female, age 75)

*Medications:* Diapres

<b>Beats</b>	<b>Before 5:00</b>	<b>After 5:00</b>	<b>Total</b>
Normal	342	1518	1860
APC	-	3	3
Unclassifiable	-	2	2
Total	342	1523	1865

*Supraventricular ectopy*

- 3 isolated beats

<b>Rhythm</b>	<b>Rate</b>	<b>Episodes</b>	<b>Duration</b>
Normal sinus rhythm	55-79	1	30:06

**Signal quality Episodes Duration**

Both clean	3	30:01
------------	---	-------

Upper noisy	1	0:04
-------------	---	------

Unreadable	1	0:01
------------	---	------

---

Points of interest:

[1:34](#) Normal sinus rhythm

[1:48](#) Noise

[5:13](#) Noise/artifact

[9:54](#) APC

[24:32](#) APC

---

Record 102 (V5, V2; female, age 84)

*Medications:* Digoxin

<b>Beats</b>	<b>Before 5:00</b>	<b>After 5:00</b>	<b>Total</b>
Normal	98	1	99
PVC	1	3	4
Paced	243	1785	2028
Pacemaker fusion	24	32	56
Total	366	1821	2187

*Ventricular ectopy*

- 4 isolated beats

<b>Rhythm</b>	<b>Rate</b>	<b>Episodes</b>	<b>Duration</b>
Normal sinus rhythm	72-78	2	1:22
Paced rhythm	68-78	3	28:44

**Signal quality Episodes Duration**

Both clean 1 30:06

Notes:

The rhythm is paced with a demand pacemaker. The PVCs are multiform.

Points of interest:

[0:55](#) Paced rhythm

[1:12](#) Transition from paced to normal sinus rhythm

[1:28](#) PVC

[2:30](#) Normal sinus rhythm

[4:51](#) Pacemaker fusion beats

[9:35](#) PVC

[16:12](#) Paced rhythm

Record 103 (MLII, V2; male, age not recorded)

*Medications:* Diapres, Xyloprim

<b>Beats</b>	<b>Before 5:00</b>	<b>After 5:00</b>	<b>Total</b>
Normal	355	1727	2082
APC	-	2	2
Total	355	1729	2084

*Supraventricular ectopy*

- 2 isolated beats

<b>Rhythm</b>	<b>Rate</b>	<b>Episodes</b>	<b>Duration</b>
Normal sinus rhythm	62-92	1	30:06

**Signal quality Episodes Duration**

Both clean	4	22:01
Upper noisy	1	0:09
Lower noisy	2	7:56

Points of interest:

- [1:09](#) Normal sinus rhythm
- [17:21](#) Normal sinus rhythm
- [19:15](#) APC, noise in lower signal
- [22:13](#) Noise in lower signal
- [23:33](#) Noise in lower signal
- [28:58](#) Noise in lower signal

---

Record 104 (V5, V2; female, age 66)

*Medications:* Digoxin, Pronestyl

<b>Beats</b>	<b>Before 5:00</b>	<b>After 5:00</b>	<b>Total</b>
Normal	65	98	163
PVC	1	1	2
Paced	197	1183	1380
Pacemaker fusion	104	562	666
Unclassifiable	5	13	18
Total	372	1857	2229

*Ventricular ectopy*

- 2 isolated beats

<b>Rhythm</b>	<b>Rate</b>	<b>Episodes</b>	<b>Duration</b>
Normal sinus rhythm	69-82	22	3:52
Paced rhythm	70-78	23	26:13

**Signal quality Episodes Duration**

Both clean	13	26:46
Upper noisy	5	0:24
Lower noisy	8	0:46
Both noisy	12	2:09

Notes:

The rate of paced rhythm is close to that of the underlying sinus rhythm, resulting in many pacemaker fusion beats. The PVCs are multiform. Several bursts of muscle noise occur, but the signals are generally of good quality.

Points of interest:

[3:42](#) PVC

[5:13](#) Noise

[5:52](#) Transition from paced to normal sinus rhythm

[6:17](#) Noise

[8:22](#) Noise in lower signal

[26:51](#) Paced, normal, and pacemaker fusion beats

[29:10](#) Paced, normal, and pacemaker fusion beats

Record 105 (MLII, V1; female, age 73)

*Medications:* Digoxin, Nitropaste, Pronestyl

<b>Beats</b>	<b>Before 5:00</b>	<b>After 5:00</b>	<b>Total</b>
Normal	405	2121	2526
PVC	12	29	41
Unclassifiable	-	5	5
Total	417	2155	2572

*Ventricular ectopy*

- 41 isolated beats

<b>Rhythm</b>	<b>Rate</b>	<b>Episodes</b>	<b>Duration</b>
Normal sinus rhythm	78-102	1	30:06

**Signal quality Episodes Duration**

Both clean	31	22:18
Upper noisy	3	0:10
Lower noisy	28	3:27
Both noisy	23	4:06
Unreadable	4	0:04

Notes:

The PVCs are uniform. The predominant feature of this tape is high-grade noise and artifact.

Points of interest:

- [5:27](#) Artifact
  - [7:57](#) PVC
  - [15:16](#) Normal sinus rhythm
  - [17:52](#) Artifacts
  - [22:02](#) Noise
  - [26:45](#) PVC
  - [27:27](#) Noise
  - [28:08](#) Noise
  - [29:07](#) Noise
- 

Record 106 (MLII, V1; female, age 24)

*Medications:* Inderal

<b>Beats</b>	<b>Before 5:00</b>	<b>After 5:00</b>	<b>Total</b>
Normal	271	1236	1507
PVC	60	460	520
Total	331	1696	2027

*Ventricular ectopy*

- 327 isolated beats
- 95 couplets
- 1 run of 3 beats

<b>Rhythm</b>	<b>Rate</b>	<b>Episodes</b>	<b>Duration</b>
Normal sinus rhythm	49-87	21	22:36
Ventricular bigeminy	55-103	18	7:15
Ventricular trigeminy	57-90	1	0:13
Ventricular tachycardia	121	1	0:02

**Signal quality Episodes Duration**

Both clean	15	16:25
Lower noisy	15	13:41

Notes:

The PVCs are multiform.

Points of interest:

- [0:19](#) Normal sinus rhythm, noise in lower signal
  - [1:37](#) Ventricular couplets
  - [2:53](#) Ventricular tachycardia, 3 beats
  - [4:23](#) PVC
  - [7:57](#) Noise in lower signal
  - [10:52](#) Noise in lower signal
-

- [12:27](#) Ventricular bigeminy (two types)
  - [16:17](#) Multiform PVCs, ventricular couplet
  - [25:13](#) Ventricular couplet
  - [25:52](#) Ventricular couplets
- 

Record 107 (MLII, V1; male, age 63)

*Medications:* Digoxin

<b>Beats</b>	<b>Before 5:00</b>	<b>After 5:00</b>	<b>Total</b>
PVC	2	57	59
Paced	351	1727	2078
Total	353	1784	2137

*Ventricular ectopy*

- 59 isolated beats

<b>Rhythm</b>	<b>Rate</b>	<b>Episodes</b>	<b>Duration</b>
Paced rhythm	68-82	1	30:06

<b>Signal quality</b>	<b>Episodes</b>	<b>Duration</b>
Both clean	2	30:04
Lower noisy	1	0:02

Notes:

Complete heart block is present. The PVCs are multiform.

Points of interest:

- [0:44](#) Paced rhythm
  - [12:30](#) PVC
  - [19:54](#) PVC
  - [20:38](#) Noise
  - [25:52](#) PVC
- 

Record 108 (MLII, V1; female, age 87)

*Medications:* Digoxin, Quinaglute

<b>Beats</b>	<b>Before 5:00</b>	<b>After 5:00</b>	<b>Total</b>
Normal	279	1461	1740
APC	1	3	4
PVC	3	13	16
Fusion PVC	-	2	2
Junctional escape	-	1	1
Blocked APC	2	9	11
Total	285	1489	1774

---

*Supraventricular ectopy*

- 4 isolated beats

*Ventricular ectopy*

- 14 isolated beats
- 2 couplets

<b>Rhythm</b>	<b>Rate</b>	<b>Episodes</b>	<b>Duration</b>
Normal sinus rhythm	44-78	1	30:06

**Signal quality Episodes Duration**

Both clean	19	24:05
Upper noisy	3	0:16
Lower noisy	12	2:45
Both noisy	8	3:01

Notes:

There is borderline first degree AV block and sinus arrhythmia. The PVCs are multiform. The lower channel exhibits considerable noise and baseline shifts.

Points of interest:

[0:22](#) PVC, blocked APC, noise

[4:51](#) Interpolated PVC

[7:41](#) Axis shift

[8:13](#) PVC, blocked APC, fusion PVC

[10:55](#) Sinus arrhythmia

[18:08](#) Fusion PVC-PVC couplet

[20:05](#) Junctional escape beat

[24:20](#) Blocked APC, APCs

[28:10](#) Noise

[29:00](#) Noise

---

Record 109 (MLII, V1; male, age 64)

*Medications:* Quinidine

<b>Beats</b>	<b>Before 5:00</b>	<b>After 5:00</b>	<b>Total</b>
Left BBB	425	2067	2492
PVC	6	32	38
Fusion PVC	2	-	2
Total	433	2099	2532

*Ventricular ectopy*

- 40 isolated beats
-

<b>Rhythm</b>	<b>Rate</b>	<b>Episodes</b>	<b>Duration</b>
Normal sinus rhythm	77-101	1	30:06

**Signal quality Episodes Duration**

Both clean	2	29:52
Lower noisy	1	0:14

Notes:

There is first degree AV block. The PVCs are multiform.

Points of interest:

[0:13](#) Fusion PVC

[1:28](#) PVC

[3:36](#) Normal sinus rhythm with left bundle branch block

[4:46](#) PVC

[5:27](#) Noise

[14:01](#) PVC

[17:13](#) PVC

[19:21](#) PVC

[26:09](#) Noise

[28:03](#) PVC

[28:28](#) Normal sinus rhythm with left bundle branch block

[29:10](#) PVC

Record 111 (MLII, V1; female, age 47)

*Medications:* Digoxin, Lasix

<b>Beats</b>	<b>Before 5:00</b>	<b>After 5:00</b>	<b>Total</b>
Left BBB	348	1775	2123
PVC	-	1	1
Total	348	1776	2124

<b>Rhythm</b>	<b>Rate</b>	<b>Episodes</b>	<b>Duration</b>
Normal sinus rhythm	64-82	1	30:06

**Signal quality Episodes Duration**

Both clean	5	29:47
Upper noisy	1	0:07
Lower noisy	3	0:11

Notes:

There is first degree AV block. There are short bursts of both baseline shifts and muscle noise, but in general, the quality is excellent.

Points of interest:

[0:25](#) Normal sinus rhythm, first degree AVB

[2:41](#) Baseline shift noise

[3:52](#) Noise

[4:04](#) Axis shift (in upper signal)

[8:31](#) PVC

[11:53](#) Axis shift

[15:41](#) Noise  
[19:54](#) Noise  
[27:02](#) Noise

---

Record 112 (MLII, V1; male, age 54)

*Medications:* Digoxin, Pronestyl

	<b>Beats Before 5:00</b>	<b>After 5:00</b>	<b>Total</b>
Normal	428	2109	2537
APC	-	2	2
Total	428	2111	2539

*Supraventricular ectopy*

- 2 isolated beats

<b>Rhythm</b>	<b>Rate</b>	<b>Episodes</b>	<b>Duration</b>
Normal sinus rhythm	74-91	1	30:06

**Signal quality Episodes Duration**

Both clean	6	29:11
Upper noisy	2	0:21
Lower noisy	3	0:33

Notes:

There is S-T segment depression in the upper channel.

Points of interest:

[11:40](#) APC  
[12:30](#) Axis shift  
[12:49](#) APC, noise

---

Record 118 (MLII, V1; male, age 69)

*Medications:* Digoxin, Norpace

<b>Beats</b>	<b>Before 5:00</b>	<b>After 5:00</b>	<b>Total</b>
Right BBB	349	1817	2166
APC	10	86	96
PVC	3	13	16
Blocked APC	3	7	10
Total	365	1923	2288

*Supraventricular ectopy*

- 94 isolated beats
  - 1 couplet
-

*Ventricular ectopy*

- 16 isolated beats

<b>Rhythm</b>	<b>Rate</b>	<b>Episodes</b>	<b>Duration</b>
Normal sinus rhythm	54-91	1	30:06

**Signal quality Episodes Duration**

Both clean	7	29:32
Upper noisy	2	0:07
Lower noisy	2	0:10
Both noisy	2	0:18

Notes:

The PVCs are multiform.

Points of interest:

[3:39](#) PVC

[8:31](#) Noise

[9:23](#) PVC

[13:47](#) Blocked APC

[22:32](#) APC, blocked APC, PVC

[23:25](#) APCs

[25:41](#) PVC, APC

[26:23](#) PVCs

[26:48](#) Noise

[28:58](#) Atrial couplet

[29:53](#) APCs

---

Record 200 (MLII, V1; male, age 64)

*Medications:* Digoxin, Quinidine

<b>Beats</b>	<b>Before 5:00</b>	<b>After 5:00</b>	<b>Total</b>
Normal	305	1438	1743
APC	2	28	30
PVC	126	700	826
Fusion PVC	-	2	2
Total	433	2168	2601

*Supraventricular ectopy*

- 28 isolated beats
- 1 couplet

*Ventricular ectopy*

- 721 isolated beats
- 42 couplets

- 5 runs of 3 beats
- 2 runs of 4 beats

<b>Rhythm</b>	<b>Rate</b>	<b>Episodes</b>	<b>Duration</b>
Normal sinus rhythm	69-111	70	15:58
Ventricular bigeminy	60-108	71	13:52
Ventricular tachycardia	90-141	7	0:15

**Signal quality Episodes Duration**

Both clean	14	21:44
Upper noisy	6	0:44
Lower noisy	16	6:36
Both noisy	8	1:02

Notes:

The PVCs are multiform. There are occasional bursts of high-frequency noise in the upper channel, and severe noise and artifact in the lower channel.

Points of interest:

- [1:42](#) Ventricular tachycardia, 3 beats
- [5:38](#) Noise
- [18:14](#) Ventricular tachycardia, 4 beats
- [20:52](#) Noise
- [24:49](#) Ventricular tachycardia, 3 beats
- [26:12](#) Ventricular couplets
- [28:31](#) Ventricular couplet
- [29:01](#) APC, ventricular bigeminy
- [29:18](#) APC, PVC
- [29:51](#) PVCs

---

Record 201 (MLII, V1; male, age 68)

*Medications:* Digoxin, Hydrochlorthiazide, Inderal, KCl

<b>Beats</b>	<b>Before 5:00</b>	<b>After 5:00</b>	<b>Total</b>
Normal	440	1185	1625
APC	-	30	30
Aberrated APC	2	95	97
Junctional premature	-	1	1
PVC	-	198	198
Fusion PVC	-	2	2
Junctional escape	-	10	10
Blocked APC	-	37	37
Total	442	1558	2000

*Supraventricular ectopy*

- 79 isolated beats
-

- 23 couplets
- 1 run of 3 beats

*Ventricular ectopy*

- 200 isolated beats

<b>Rhythm</b>	<b>Rate</b>	<b>Episodes</b>	<b>Duration</b>
Normal sinus rhythm	31-61	16	12:57
SVTA	124	1	0:02
Atrial fibrillation	56-149	3	10:06
Nodal (junctional) rhythm	37-60	3	0:24
Ventricular trigeminy	49-56	12	6:37

**Signal quality Episodes Duration**

Both clean	2	30:00
Upper noisy	1	0:02
Lower noisy	1	0:01
Both noisy	1	0:02

Notes:

The PVCs are uniform and late-cycle. Junctional escape beats occur following episodes of ventricular trigeminy.

Points of interest:

[0:00](#) Atrial fibrillation

[6:15](#) Transition from atrial fibrillation to nodal rhythm

[7:52](#) Onset of atrial fibrillation with aberrated beats

[8:53](#) Blocked APCs

[18:14](#) Noise

[20:16](#) PVCs, atrial couplet

[22:33](#) Ventricular trigeminy

[23:50](#) Normal sinus rhythm

[24:15](#) Aberrated atrial couplet, fusion PVC

[25:19](#) Aberrated atrial couplets with right and left bundle branch block

[26:20](#) Supraventricular tachyarrhythmia with aberration, 3 beats

[28:03](#) Atrial fibrillation with aberration

Record 202 (MLII, V1; male, age 68)

*Medications:* Digoxin, Hydrochlorthiazide, Inderal, KCl

<b>Beats</b>	<b>Before 5:00</b>	<b>After 5:00</b>	<b>Total</b>
Normal	261	1800	2061
APC	-	36	36
Aberrated APC	-	19	19
PVC	4	15	19
Fusion PVC	-	1	1
<b>Total</b>	<b>265</b>	<b>1871</b>	<b>2136</b>

*Supraventricular ectopy*

- 26 isolated beats
- 13 couplets
- 1 run of 3 beats

*Ventricular ectopy*

- 20 isolated beats

<b>Rhythm</b>	<b>Rate</b>	<b>Episodes</b>	<b>Duration</b>
Normal sinus rhythm	49-69	3	19:31
Atrial flutter	101-143	1	0:48
Atrial fibrillation	60-148	4	9:46

**Signal quality Episodes Duration**

Both clean	1	30:06
------------	---	-------

Notes:

The PVCs are uniform and late-cycle. This record was taken from the same analog tape as record 201.

Points of interest:

- [10:16](#) Normal sinus rhythm, PVCs
- [12:24](#) APCs, PVC
- [12:41](#) Aberrated APCs, PVC
- [18:22](#) Normal sinus rhythm, bradycardia
- [18:45](#) Aberrated APCs
- [18:59](#) Onset of atrial fibrillation with aberrated beats
- [21:10](#) Atrial fibrillation, PVC
- [21:26](#) End of atrial fibrillation
- [22:13](#) Atrial fibrillation, aberrated beats
- [25:58](#) Atrial flutter with 2:1 conduction
- [27:55](#) Atrial fibrillation, aberrated beat
- [29:35](#) Atrial fibrillation

Record 203 (MLII, V1; male, age 43)

*Medications:* Coumadin, Digoxin, Heparin, Hygroton, Lasix

<b>Beats</b>	<b>Before 5:00</b>	<b>After 5:00</b>	<b>Total</b>
Normal	426	2103	2529
Aberrated APC	2	-	2
PVC	71	373	444
Fusion PVC	-	1	1
Unclassifiable	-	4	4
Total	499	2481	2980

*Supraventricular ectopy*

- 2 isolated beats

*Ventricular ectopy*

- 238 isolated beats
- 64 couplets
- 13 runs of 3 beats
- 6 runs of 4 beats
- 1 run of 7 beats
- 1 run of 9 beats

<b>Rhythm</b>	<b>Rate</b>	<b>Episodes</b>	<b>Duration</b>
Normal sinus rhythm	63-173	1	2:43
Atrial flutter	61-180	2	5:14
Atrial fibrillation	54-180	20	21:32
Ventricular trigeminy	100-116	1	0:04
Ventricular tachycardia	124-189	21	0:33

**Signal quality Episodes Duration**

Both clean	21	24:28
Upper noisy	20	3:17
Lower noisy	7	1:49
Both noisy	8	0:30
Unreadable	1	0:02

Notes:

The PVCs are multiform. There are QRS morphology changes in the upper channel due to axis shifts. There is considerable noise in both channels, including muscle artifact and baseline shifts. This is a very difficult record, even for humans!

Points of interest:

[5:00](#) Ventricular tachycardia, 4 beats and 9 beats

[13:14](#) Atrial fibrillation, ventricular couplets

[15:02](#) Noise

- [22:02](#) Ventricular couplet, PVCs
  - [23:25](#) Noise
  - [24:04](#) PVCs
  - [24:46](#) Noise
  - [26:39](#) Ventricular tachycardia, 7 beats
  - [26:51](#) Ventricular couplet, PVCs
  - [27:15](#) Ventricular tachycardia, 3 beats
- 

Record 205 (MLII, V1; male, age 59)

*Medications:* Digoxin, Quinaglute

<b>Beats</b>	<b>Before 5:00</b>	<b>After 5:00</b>	<b>Total</b>
Normal	448	2123	2571
APC	1	2	3
PVC	6	65	71
Fusion PVC	-	11	11
<b>Total</b>	<b>455</b>	<b>2201</b>	<b>2656</b>

*Supraventricular ectopy*

- 3 isolated beats

*Ventricular ectopy*

- 33 isolated beats
- 2 runs of 3 beats
- 1 run of 8 beats
- 1 run of 10 beats
- 1 run of 12 beats
- 1 run of 13 beats

<b>Rhythm</b>	<b>Rate</b>	<b>Episodes</b>	<b>Duration</b>
Normal sinus rhythm	80-99	7	29:43
Ventricular tachycardia	79-216	6	0:23

**Signal quality Episodes Duration**

Both clean	2	29:43
Lower noisy	1	0:23

Notes:

The PVCs are of two forms, one of which is much more common than the other.

Points of interest:

- [4:57](#) Ventricular tachycardia, 8 beats and 10 beats
  - [14:54](#) Noise in lower signal
  - [15:22](#) Ventricular tachycardia, 3 beats
  - [16:03](#) PVC
  - [16:15](#) Fusion PVCs
-

[19:57](#) PVC, APC

[24:18](#) Ventricular tachycardia, 12 beats, start of VR, 13 beats

[24:30](#) End of VR, 3-beat VT (continued from previous strip)

[27:57](#) PVCs