

ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL

ESCUELA DE INGENIERÍA

**DESARROLLO E IMPLEMENTACIÓN DE UN ALGORITMO PARA
LA CARACTERIZACIÓN DE LOS LÍMITES DE FORMA DE ONDA
DE UN ELECTROCARDIOGRAMA (ECG) UTILIZANDO
ONDILLAS (WAVELETS)**

**PROYECTO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE INGENIERO EN
ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES**

FREDY MARCELO MOLINA TIPÁN

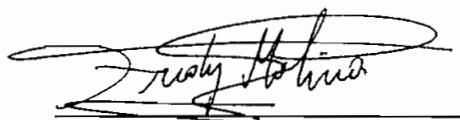
DIRECTOR: Diego Benítez Ph.D.

Quito, Octubre 2004

DECLARACIÓN

Yo, Fredy Marcelo Molina Tipán, declaro bajo juramento que el trabajo aquí descrito es de mi autoría; que no ha sido previamente presentado para ningún grado o certificación profesional; y, que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

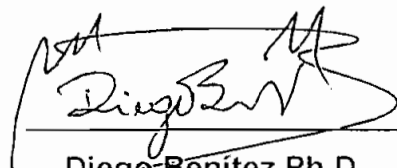
A través de la presente declaración cedo mis derechos de propiedad intelectual correspondientes a este trabajo, a la Escuela Politécnica Nacional, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su Reglamento y por la normatividad institucional vigente.

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Fredy M. Molina T.', is written over a horizontal line.

Fredy M. Molina T.

CERTIFICACIÓN

Certifico que el presente trabajo fue desarrollado por Fredy Marcelo Molina Tipán, bajo mi supervisión.



Diego Benítez Ph.D.

DIRECTOR DEL PROYECTO

AGRADECIMIENTOS

A Dios por haberme dado la vida.

A mis padres por todos los sacrificios que hicieron por mí.

A mi esposa por su apoyo incondicional.

A Daniel por su ayuda en los momentos críticos.

A todos los que me ayudaron en la realización de este proyecto.

DEDICATORIA

"Cuando la sabiduría entrare en tu corazón, y la ciencia fuere dulce á tu alma, el consejo te guardará, te preservará la inteligencia: Para librarte del mal camino, de los hombres que hablan perversidades."
Proverbios 2: 10-12

Para mi esposa y mi hijo con todo el amor que Dios me ha dado.

INDICE

INDICE.....	I
INTRODUCCIÓN.....	IV

CAPÍTULO 1

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

1.1 ELECTROCARDIOGRAMA (ECG).....	1
1.1.1 Actividad Eléctrica Cardíaca.....	2
1.1.2 Estimulación Rítmica del Corazón.....	4
1.1.3 Voltajes y Tiempos Normales del Electrocardiograma.....	7
1.1.4 Métodos de Registro del Electrocardiograma.....	9
1.1.5 Significado e Interpretación del Registro.....	16
1.2 LA TRANSFORMADA DE ONDILLAS.....	18
1.2.1 Definiciones Matemáticas Previas.....	18
1.2.2 Primeras Definiciones de Ondillas (Wavelets).....	21
1.2.3 Definición de la Transformada de Ondillas.....	22
1.2.4 Tipos de Transformadas de Ondillas.....	23
1.2.4.1 Transformada Continua de Ondillas.....	23
1.2.4.2 Transformada Discreta con Redundancia (Frames).....	24
1.2.4.3 Bases Ortonormales de Ondillas.....	25
1.3 BASES DE DATOS ELECTROCARDIOGRÁFICAS.....	26
1.3.1 Preliminares.....	26
1.3.2 La Base de Datos MIT-BIH.....	28
1.3.3 La Base de Datos QT.....	30
1.4 SUMARIO.....	31

CAPÍTULO 2

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL ALGORITMO

2.1 INTRODUCCIÓN.....	32
2.1.1 Ruido.....	32
2.1.2 Reducción del Ruido con la Transformada Wavelet.....	34
2.1.3 Interferencia de la Red.....	34
2.1.4 Variaciones de la Línea Base.....	36

2.2 DETECCIÓN DE PUNTOS SIGNIFICATIVOS.....	37
2.2.1 Detección de las Ondas P y T.....	38
2.2.2 Detección del Complejo QRS.....	38
2.3 DESCRIPCIÓN DEL ALGORITMO.....	39
2.4 EXPLICACIÓN DEL ALGORITMO.....	46
2.4.1 Preprocesamiento.....	46
2.4.2 Detección del Complejo QRS.....	47
2.4.3 Definición de las Ondas R y Q.....	49
2.4.4 Definición del Inicio y Final del Complejo QRS.....	50
2.4.5 Definición del Pico y del Final de la Onda T.....	51
2.4.6 Selección de Valores de QT.....	53
2.5 SUMARIO.....	54

CAPÍTULO 3

DESARROLLO DEL SOFTWARE DE SOPORTE

3.1 PRELIMINARES.....	56
3.2 DESCRIPCIÓN BÁSICA DE LabVIEW.....	57
3.2.1 Introducción.....	57
3.2.2 Características.....	58
3.2.3 Entorno.....	60
3.3 DESCRIPCIÓN BÁSICA DE MATLAB.....	64
3.3.1 Introducción.....	64
3.3.2 Características.....	65
3.3.3 Entorno.....	67
3.4 DESCRIPCIÓN DEL PROGRAMA.....	69
3.4.1 Ingreso del Electrocardiograma.....	70
3.4.2 Preprocesamiento del ECG.....	70
3.4.3 Detección de Picos.....	71
3.4.4 Ubicación del Complejo QRS.....	72
3.4.5 Ubicación de la Onda P.....	74
3.4.6 Ubicación de la Onda T.....	75
3.4.7 Determinación de Amplitudes.....	76
3.4.8 Presentación de Resultados.....	77
3.5 SUMARIO.....	78

CAPÍTULO 4

PRUEBAS Y RESULTADOS

4.1 INTRODUCCIÓN.....79

4.2 DEFINICIONES PREVIAS.....79

4.3 PARÁMETROS DE VALIDACIÓN.....81

4.4 MEDICIONES Y RESULTADOS.....81

4.5 ERRORES Y TOLERANCIAS.....84

4.6 ANÁLISIS DE RESULTADOS.....86

4.7 SUMARIO.....88

CAPÍTULO 5

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

OBJETIVOS.....90

5.1 CONCLUSIONES.....91

5.2 RECOMENDACIONES.....94

5.3 TRABAJOS FUTUROS.....95

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....96

ANEXOS

INTRODUCCIÓN

En esta introducción se establece inicialmente el contexto en el que se desarrolla el presente trabajo, así como los motivos que dieron lugar al mismo. A continuación, se enumeran los objetivos perseguidos y las aportaciones obtenidas en cada Capítulo. Por último, se realiza un breve resumen del contenido de cada uno de los Capítulos, tratando de dar una visión global del trabajo realizado.

Este trabajo es fruto del interés por parte de su autor en el estudio de las técnicas de tratamiento automático de señales. Es bien conocida la importancia de la señal electrocardiográfica para el diagnóstico de multitud de enfermedades cardiacas, tanto mediante inspección visual como mediante técnicas actuales de inspección automática.

El análisis automático de estas señales constituye un interesante campo de investigación, por la dificultad que entraña su análisis manual. En este trabajo se comentarán algunos de estos métodos aplicados con el fin de mejorar la calidad de las señales electrocardiográficas, dentro de lo que se conoce en la literatura especializada como preprocesamiento y procesamiento digital de la señal.

Es importante, también, poner en claro los objetivos que persigue este proyecto, para visualizar de cierta manera el alcance del mismo. Los objetivos del presente trabajo son:

1) Objetivo General

Diseñar e implementar un programa que permita la identificación de los puntos característicos de un electrocardiograma (ECG), mediante la caracterización de los límites de su forma de onda, usando la transformada de ondillas (wavelets); y, presentar los resultados obtenidos en la pantalla de un computador personal.

2) Objetivos Específicos

- a) Analizar la fisiología del corazón, la definición y estándares de las formas de onda de los electrocardiogramas.
- b) Desarrollar un algoritmo que presente resultados confiables, utilizando la transformada de ondillas, para una adecuada y precisa medición de los parámetros de las formas de onda de un ECG.
- c) Diseñar un programa sencillo de usar y de bajo costo cuya interfaz sea lo más amigable posible para el uso del personal médico.

Se han realizado aportaciones en este trabajo relacionadas tanto con la etapa de preprocesamiento como con la etapa de procesamiento de señales electrocardiográficas. En concreto, en la etapa de preprocesamiento se ha propuesto un método basado en la transformada *Wavelet* para la reducción del ruido presente en la señal electrocardiográfica, así como otro método basado en la misma herramienta destinado a la reducción de las variaciones de la línea base.

En cuanto a la etapa de procesamiento de la señal electrocardiográfica, se ha desarrollado un algoritmo que contempla la utilización de la Transformada Wavelet Continua, el cual permite la caracterización de los límites de forma de onda de un electrocardiograma.

Este proyecto está organizado en 5 Capítulos, con el siguiente contenido:

Capítulo 1

En este Capítulo se describen someramente las características más importantes de las señales electrocardiográficas, necesarias para comprender algunos aspectos de este trabajo. Es evidente que no se pretende aquí llevar a cabo una exhaustiva descripción de estas señales, lo cual queda fuera del ámbito de este proyecto, pero al menos se enumeran las características más importantes.

Se describe también la transformada *Wavelet*, que ofrece una serie de posibilidades que todavía no han sido totalmente exploradas, y que, debido a su gran campo de aplicación, es tratada en este trabajo. Una de las principales ventajas de esta transformada consiste en el hecho de que se la puede utilizar para cualquier etapa del procesamiento.

Debido a que el proyecto gira alrededor de la detección de puntos e intervalos característicos de señales electrocardiográficas, se lleva a cabo en este Capítulo una descripción de las bases de datos MIT-BIH, QT DATABASE, y de la información que se extrae de ellas, para comprender mejor el resto de Capítulos.

Capítulo 2

En este Capítulo se describen algunos de los métodos clásicos más usuales aplicados a las señales electrocardiográficas, en todas las etapas, que cubren desde la adquisición hasta su interpretación: filtrado, detección de puntos significativos, clasificación, etc.

En concreto, se estudia la aplicación de la transformada *Wavelet* a la reducción del ruido y de las variaciones de la línea base de la señal electrocardiográfica. También se utiliza un método de extracción de características basado en esta transformada para su aplicación en el procesamiento del electrocardiograma.

Con este método se diseña el algoritmo que sirve de base para la implementación de un programa que detecte las ondas y puntos característicos de un electrocardiograma.

Capítulo 3

Durante el progreso de este Capítulo se presentan los paquetes utilizados para el desarrollo del software de soporte. Se describen brevemente los programas LabVIEW y MATLAB utilizados para tal propósito.

Luego de la descripción de estos paquetes se muestra la estructura del software desarrollado y se explica en detalle el funcionamiento del programa principal y de cada una de sus subrutinas.

Capítulo 4

Este Capítulo presenta de forma ordenada y debidamente tabulada los resultados de las pruebas llevadas a cabo con el software desarrollado. Se hace una descripción de los parámetros estandarizados que se deben respetar en la evaluación del programa, así como de los errores, tolerancias y parámetros de validación aceptados internacionalmente.

Luego de presentar los resultados se realiza un análisis de los mismos, con el fin de verificar que la precisión de los datos obtenidos con el algoritmo implementado se encuentren dentro de los parámetros establecidos.

Capítulo 5

Como último Capítulo del proyecto, presenta las conclusiones y recomendaciones obtenidas durante el desarrollo del mismo. Indica también si se cumplieron los objetivos planteados al inicio y ofrece recomendaciones generales. Finalmente se sugiere la elaboración de trabajos futuros, que contemplen temas para ampliar o mejorar el presente proyecto.

CAPÍTULO 1 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

1.1 ELECTROCARDIOGRAMA (ECG)

El corazón al funcionar transmite una serie de señales eléctricas, las mismas que pueden ser captadas periféricamente por medio de electrodos colocados en diferentes zonas del cuerpo y transmitidas a un aparato en el que se grafican dichas ondas.

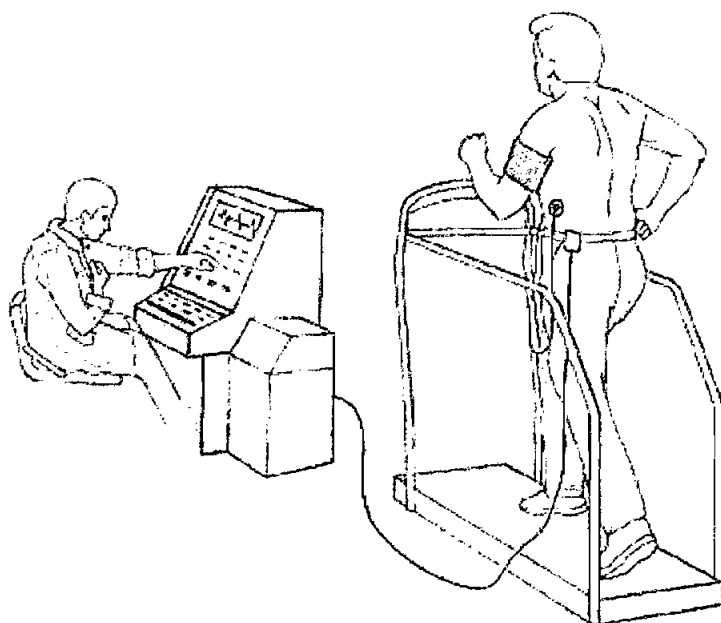


Fig. 1.1 Electrocardiograma (ECG) de una persona en movimiento.

En esencia el electrocardiograma (ECG) es un examen no invasivo para el registro gráfico de la actividad eléctrica del corazón (Fig. 1.1). Este método permite valorar y analizar las características orgánico funcionales del corazón tanto en un individuo normal como en aquel que por diversos trastornos presenta repercusiones en su sistema cardiovascular.

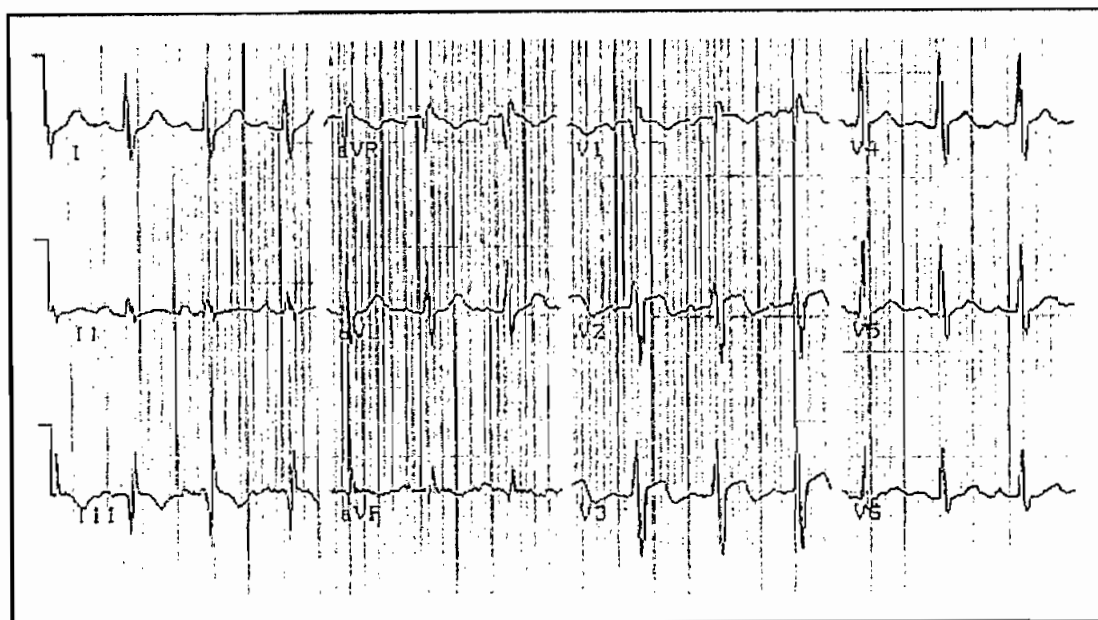


Fig. 1.2 Registro electrocardiográfico.

El registro electrocardiográfico, mostrado en la Figura 1.2, es posible gracias a que los líquidos corporales son buenos conductores de los potenciales eléctricos generados en el corazón.

1.1.1 ACTIVIDAD ELÉCTRICA CARDIACA

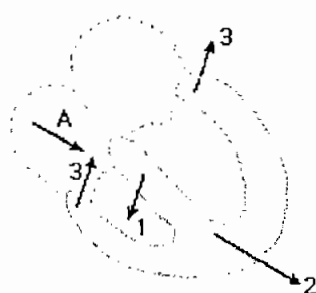


Fig. 1.3 Secuencia normal de despolarización.

El electrocardiograma registra los impulsos eléctricos que estimulan el corazón y producen su contracción, también suministra información útil acerca del corazón durante las fases de reposo y recuperación. Las células cardíacas en reposo se encuentran cargadas o polarizadas; pero la estimulación eléctrica las "despolariza", y se contraen (Fig. 1.3). En sentido estricto, una célula polarizada

en reposo tiene cargas negativas en su interior y positivas en su exterior. Para mayor sencillez, solo se tratará del interior de la célula miocárdica.



Fig. 1.4 Registro del impulso cardíaco.

Esta despolarización se puede considerar como una onda progresiva de cargas positivas dentro de las células (Fig. 1.4). En el corazón la despolarización estimula las células del miocardio y hace que se contraigan cuando la carga en cada célula se vuelve positiva. El estímulo eléctrico de la despolarización produce la contracción progresiva de las células del miocardio conforme la onda de cargas positivas penetra a las células. Las ondas de despolarización (el interior de las células se vuelve positivo) y de repolarización (las células recuperan su carga negativa) se pueden captar con electrodos externos (sobre la piel) mediante el ECG (Fig. 1.5). La repolarización es un fenómeno estrictamente eléctrico, y el corazón no presenta ningún movimiento durante esta actividad. Cuando la onda positiva de despolarización en las células cardiacas se acerca a un electrodo positivo (sobre la piel), el electrocardiograma registra una deflexión positiva (hacia arriba). [1]

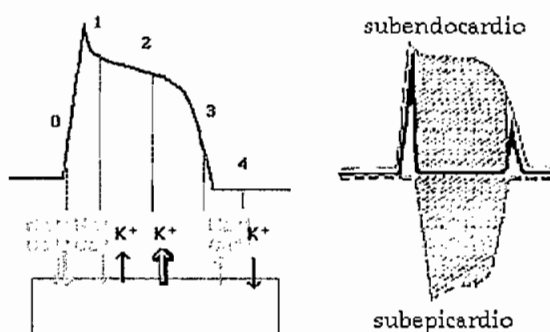


Fig. 1.5 Registro de los cambios en la conductancia iónica.

1.1.2 ESTIMULACIÓN RÍTMICA DEL CORAZÓN

El corazón está dotado de un sistema especializado para: 1) generar rítmicamente impulsos que causan la contracción rítmica del miocardio y 2) conducir estos impulsos con rapidez por todo el corazón. Cuando este sistema funciona normalmente, las aurículas se contraen aproximadamente en un sexto de segundo antes que los ventrículos, lo que permite el llenado suplementario de los ventrículos antes de que bombeen la sangre a los pulmones y la circulación periférica (Fig. 1.6). Otro aspecto importante del sistema es que permite que todas las partes de los ventrículos se contraigan casi simultáneamente, lo que resulta esencial para una generación efectiva de presión en las cavidades ventriculares.

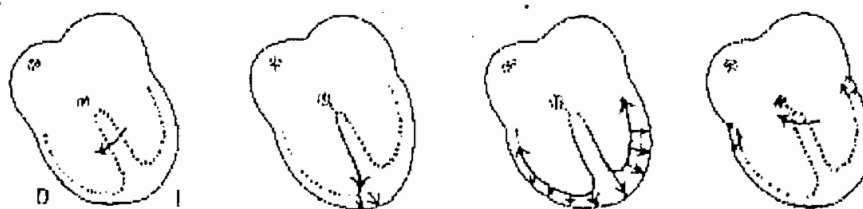


Fig. 1.6 Transmisión del impulso cardíaco.

El sistema especializado de estimulación y conducción del corazón que controla las contracciones cardíacas está formado por: a) el *nodo sinusal* (también denominado *sinoauricular* o *nodo S-A*), en el cual se genera el impulso rítmico normal; b) las *vías internodales* que conducen el impulso desde el nudo sinusal hasta el auriculoventricular (A-V); c) el *nudo A-V*, en el cual el impulso procedente de las aurículas se demora antes de pasar a los ventrículos; d) el *haz de His A-V*, que conduce el impulso de las aurículas a los ventrículos, y e) las *ramas derecha e izquierda de fibras de Purkinje*, que conducen el estímulo cardíaco a todas las partes de los ventrículos (Fig. 1.7).

mucho más rápidamente en este tejido nervioso modificado que por las propias células del miocardio. Después de la pausa de 0.1 segundos, el nodo A-V es estimulado y se inicia un impulso eléctrico que se dirige hacia abajo por el haz de His y las ramas del mismo. Al alejarse el estímulo del nodo A-V, va iniciando la despolarización ventricular. El complejo QRS (Fig. 1.8) representa el impulso eléctrico que se aleja del nodo A-V, y pasa a las fibras de Purkinje y a las células del miocardio ventricular. Por lo tanto, el complejo QRS representa la actividad eléctrica de la estimulación de los ventrículos. [2]

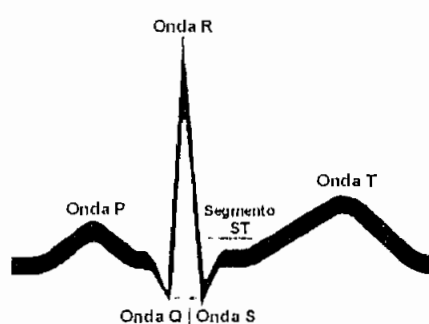


Fig. 1.8 Ciclo cardíaco completo.

Las fibras de Purkinje transmiten el impulso eléctrico a las células del miocardio, produciendo la contracción simultánea de los ventrículos. El complejo QRS del ECG representa el inicio de la contracción ventricular. El fenómeno físico de contracción ventricular dura en realidad mucho más que el complejo QRS. Se debe considerar que el complejo QRS representa la despolarización de los ventrículos, que produce la contracción ventricular.

La onda Q es la primera deflexión hacia abajo del complejo QRS; va seguida de la onda R hacia arriba. A menudo falta la onda Q. En un complejo QRS, si se observa una deflexión hacia arriba antes de una onda hacia abajo, esta última no es una onda Q. Cuando existe, la onda Q es siempre la primera onda del complejo. La onda R hacia arriba va seguida de una onda S hacia abajo. La deflexión hacia arriba se llama siempre onda R. Por lo tanto, la diferencia entre las ondas Q y S, ambas hacia abajo, es que la onda hacia abajo puede estar

antes o después de la onda R. La onda Q está antes de la onda R, la onda S después de la onda R.

Existe una pausa después del complejo QRS; luego aparece una onda T. Esta pausa es el segmento ST. Este segmento ST, que no es otra cosa que la parte plana de la línea basal entre el complejo QRS y la onda T, es muy importante. La onda T representa la repolarización de los ventrículos para que se puedan volver a estimular. La repolarización permite que todas las células cardíacas recobren una carga negativa y puedan así despolarizarse de nuevo. Los ventrículos no muestran respuesta física a la repolarización. Se trata estrictamente de un fenómeno eléctrico registrado sobre el ECG. La aurícula tiene también una onda de repolarización muy pequeña y generalmente enmascarada por el complejo QRS; en general no se alcanza a visualizar. [3]

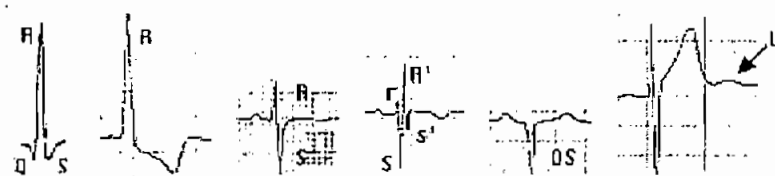


Fig. 1.9 Trazados electrocardiográficos normales.

Un ciclo cardíaco completo comprende la onda P, el complejo QRS y la onda T (Fig. 1.9). Este ciclo se repite una y otra vez. La onda P representa la despolarización auricular (contracción auricular). El complejo QRS representa la despolarización ventricular (contracción ventricular). La onda T representa la repolarización ventricular. Fisiológicamente, el ciclo cardíaco comprende la sístole auricular (contracción), la sístole ventricular y la fase de reposo entre los latidos (diástole).

1.1.3 VOLTAJES Y TIEMPOS NORMALES DEL ELECTROCARDIOGRAMA

En el electrocardiograma normal, los valores de las ondas dependen de la manera de aplicar los electrodos a la superficie del cuerpo y de la proximidad de los mismos al corazón. Cuando se coloca un electrodo directamente sobre el

corazón y se sitúa un segundo electrodo en cualquier parte del organismo, el voltaje del complejo QRS puede ser de hasta 3 a 4 milivoltios. Este voltaje es incluso pequeño comparado con el potencial de acción monofásico de 110 milivoltios que se registra directamente en la membrana del músculo cardíaco. Cuando el electrocardiograma se registra con los electrodos colocados en ambos brazos, o en un brazo y una pierna, el voltaje del complejo QRS suele ser de 1 milivoltio aproximadamente si se mide desde la cúspide de la onda R hasta el punto más bajo de la onda S; el voltaje de la onda P es de 0.1 a 0.3 milivoltios; y el de la onda T, de 0.2 a 0.3 milivoltios.

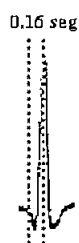


Fig. 1.10 Intervalo P-R.

El tiempo que transcurre desde el comienzo de la onda P hasta el comienzo del complejo QRS es el intervalo que existe entre el comienzo de la contracción auricular y el comienzo de la contracción de los ventrículos. Este período se llama intervalo P-Q. El intervalo P-Q normal es de alrededor de 0.16 seg. A menudo, este segmento se llama intervalo P-R, porque muchas veces no existe onda Q (Fig. 1.10). La contracción ventricular dura casi desde el comienzo de la onda Q hasta el final de la onda T. Este intervalo se denomina intervalo Q-T y normalmente es de 0.35 seg.

La frecuencia del latido cardíaco es fácil de obtener mediante el electrocardiograma porque es inversamente proporcional al intervalo que existe entre dos latidos seguidos. Si se observa que el intervalo existente entre dos latidos es de 1 seg, la frecuencia cardíaca será de 60 latidos por minuto. El intervalo normal que separa dos complejos QRS sucesivos es de unos 0.83 seg. En tal caso, la frecuencia cardíaca es de $60/0.83$ veces por minuto, o sea, 72 latidos por minuto. [4]

1.1.4 MÉTODOS DE REGISTRO DEL ELECTROCARDIOGRAMA

Las corrientes eléctricas generadas por el músculo cardíaco en cada latido hacen que los potenciales y las polaridades eléctricas a uno y otro lado del corazón cambien en menos de 0.01 seg. Por tal motivo es esencial que cualquier aparato de registro del electrocardiograma sea capaz de responder rápidamente a esos cambios de potencial. Como la despolarización se propaga en todas las direcciones al atravesar el corazón, las diferencias de potencial que se observan duran sólo unos milisegundos y las determinaciones reales del voltaje sólo pueden efectuarse con un aparato de registro que trabaje a gran velocidad.

El electrocardiógrafo es generalmente un instrumento electromecánico extremadamente sensible que consta de un sistema de electrodos, un sistema de cables, un sistema electromagnético y un sistema semiautomático o automático de selección. El sistema de electrodos receptivos, colocados en las extremidades y en la superficie del tórax, capta los pequeños cambios y diferencias de potencial generados por la actividad eléctrica cardíaca que llegan a la superficie corporal. El sistema de cables conecta los electrodos al sistema de acoplamiento, amplificando los voltajes detectados, con una sensibilidad máxima para detección de cambios en milivoltios de amplitud y en centésimas de segundo. El sistema electromagnético se mueve a gran velocidad, integrando los impulsos eléctricos acoplados y amplificados a una pluma inscriptora, la cual al calentarse y deslizarse sobre un papel de registro termosensible, permite la graficación de un trazado. Finalmente se tiene un sistema semiautomático o automático de selección de las derivaciones requeridas en el análisis.

Es importante señalar que el electrocardiograma analiza siempre el mismo fenómeno eléctrico, aunque observándolo desde distintos sitios o "puntos de vista". Estos obedecen a las distintas conexiones que el electrocardiógrafo realiza entre los electrodos colocados en los puntos específicos de la superficie corporal u ocasionalmente en el interior de órganos cercanos al corazón (esófago).

Estos sitios desde los cuales se realiza la observación del fenómeno eléctrico del corazón se denominan derivaciones. Así, en la práctica clínica diaria, se emplea el electrocardiograma de 12 derivaciones (Fig. 1.11).

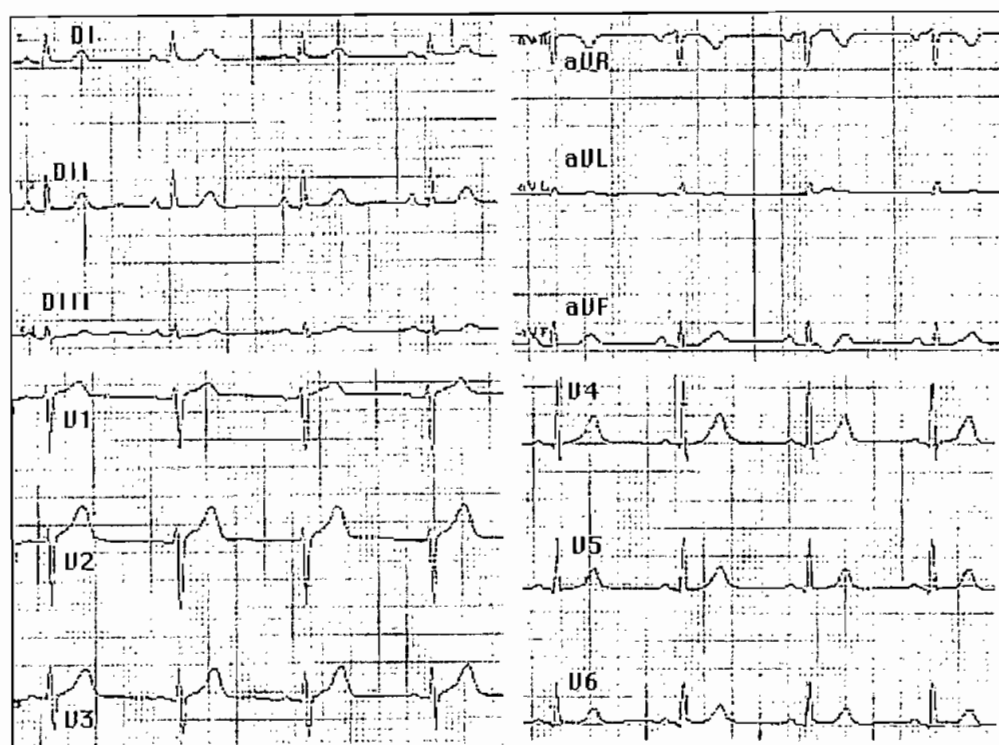


Fig. 1.11 ECG ordinario con sus 12 distintas derivaciones.

El ECG ordinario comprende seis derivaciones posibles de miembros y seis derivaciones precordiales. Para obtener las derivaciones de miembros, se colocan electrodos en los brazos derecho e izquierdo y en la pierna izquierda, formando un triángulo (triángulo de Einthoven).

Cada lado del triángulo formado por los tres electrodos representa una derivación (I, II, III), empleando distintos pares de electrodos para cada derivación (Fig. 1.12). La construcción del electrocardiógrafo permite volver positivo o negativo cualquier electrodo sobre la piel, según la derivación que está registrando el aparato.

La derivación I es horizontal; el electrodo del brazo izquierdo es positivo y el del brazo derecho es negativo. Cuando se registra la derivación III, el electrodo del brazo izquierdo es ahora negativo y el de la pierna izquierda es positivo. En realidad, también se pone un electrodo en la pierna derecha para tomar los ECG. Esto ayuda a obtener un trazo más estable, pues este electrodo tiene la función eléctrica de hacer tierra.

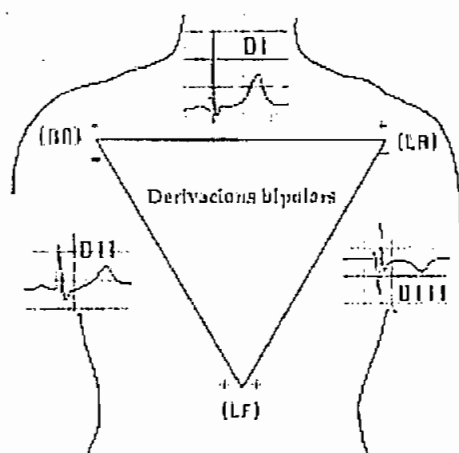


Fig. 1.12 Relación topográfica en el tórax del triángulo de Einthoven.

Otra derivación posible es la derivación AVR. Frank Wilson descubrió que para leer una derivación de este tipo, era preciso amplificar el voltaje del aparato de ECG para obtener un trazo de la misma amplitud que en las derivaciones I, II y III.

En este caso, el brazo derecho es positivo, y los demás electrodos de miembros forman una tierra común (negativa). Wilson llamó a esta derivación AVR (A = aumentado, V = voltaje, R = brazo derecho), y creó otras dos derivaciones con la misma técnica. Las dos últimas derivaciones de miembros se llaman AVL y AVF, y se obtienen de la misma manera (Fig. 1.13).

En la derivación AVL el brazo izquierdo es positivo y los demás electrodos de miembros se unen a tierra y se consideran negativos. En la derivación AVF, el electrodo positivo se encuentra en la pierna izquierda (F de foot, pie en inglés).

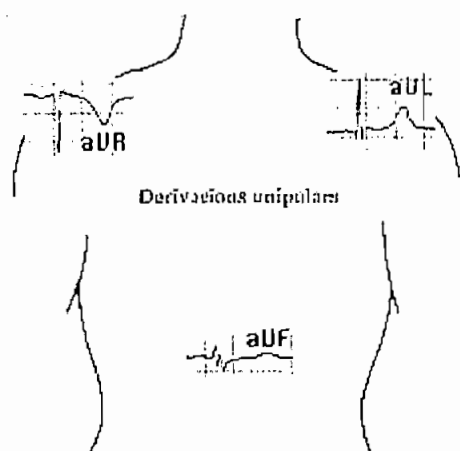


Fig. 1.13 Esquema de la ubicación de las derivaciones amplificadas de los miembros.

Las seis derivaciones, I, II, III, AVR, AVL y AVF, se unen para formar seis líneas de referencia que se cruzan en el mismo punto, y se encuentran en un mismo plano en el tórax del paciente. Estas derivaciones se cortan formando ángulos de 30 grados (Fig. 1.14).

El plano en el tórax del paciente se conoce como plano frontal. Cada derivación de miembros toma un registro desde distinto ángulo; por lo tanto, cada derivación representa un aspecto diferente de la misma actividad cardíaca.

La actividad cardíaca nunca cambia, pero el par de electrodos es distinto en cada ocasión, de modo que la forma de las ondas varía ligeramente en cada derivación, al cambiar también el ángulo desde donde se observa la actividad cardíaca.

Recuérdese que la onda de despolarización es una onda progresiva de cargas positivas que viajan por el interior de las células del miocardio. Cuando la despolarización se acerca a un electrodo positivo, este produce una deflexión positiva (hacia arriba) sobre el trazo para esta derivación particular.

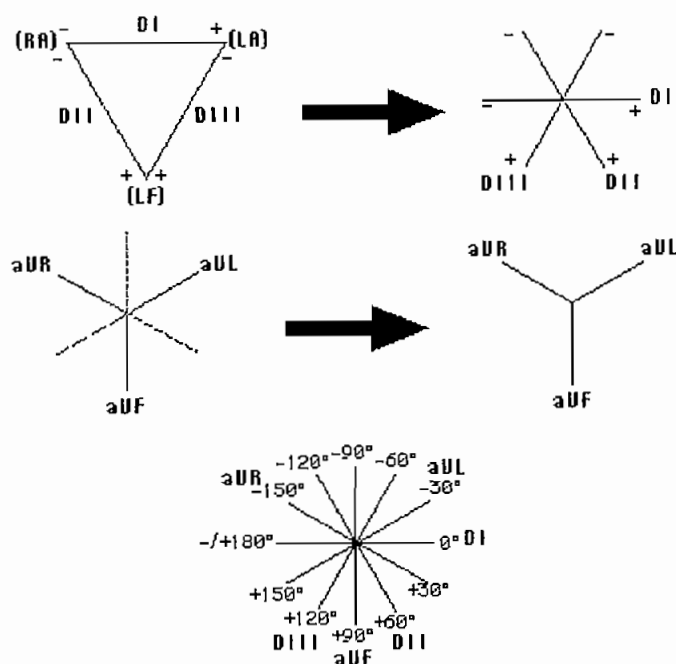


Fig. 1.14 Sistema Exaxial de Bailey.

Las seis derivaciones precordiales se registran de seis posiciones diferentes sobre el tórax. En todas las derivaciones precordiales, el electrodo colocado sobre el pecho se considera positivo. Este electrodo es una copa de succión que se pasa a otra posición sobre el pecho para cada nueva derivación precordial.

Las derivaciones precordiales, numeradas de V1 a V6, van en orden progresivo de derecha a izquierda del paciente (Fig. 1.15). Las derivaciones precordiales cubren la imagen anatómica del corazón sobre la pared torácica.

Como el electrodo de las derivaciones precordiales siempre es positivo, una onda de despolarización que avance hacia este electrodo produce una deflexión positiva o hacia arriba en el trazo.

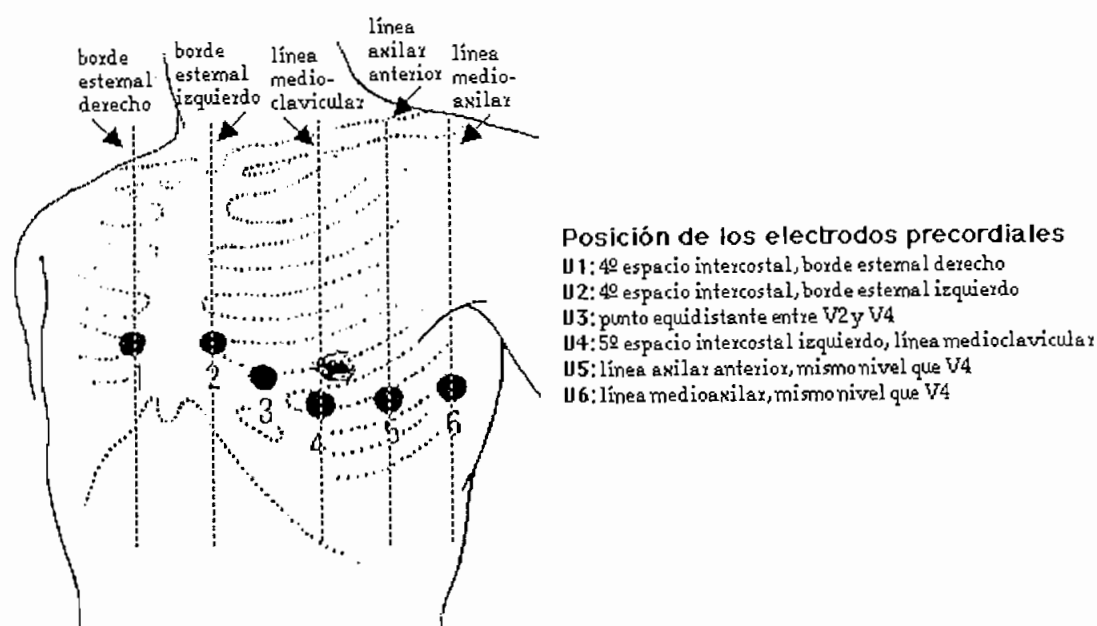


Fig. 1.15 Ubicación de las derivaciones unipolares precordiales.

Las derivaciones precordiales se proyectan a través del nódulo A-V hacia la espalda del paciente, que constituye el extremo negativo de cada derivación precordial. Si se piensa en las derivaciones V1 a V6 como radios de una rueda, el centro de esta rueda es el nodo A-V.

La derivación V2 es una línea recta entre el pecho y la espalda del paciente. La espalda del paciente es negativa en V2. Este plano divide el cuerpo en mitades superior e inferior, y se llama plano horizontal. El trazo del ECG de V1 a V6 muestra cambios progresivos en todas las ondas al cambiar la posición de cada derivación (Figuras: 1.16, 1.17, 1.18).

El complejo QRS es principalmente negativo en la derivación V1 normal; y, es principalmente positivo en la derivación V6. Esto significa que la onda positiva de despolarización ventricular, representada por el complejo QRS, se acerca al electrodo positivo sobre el tórax de la derivación V6.

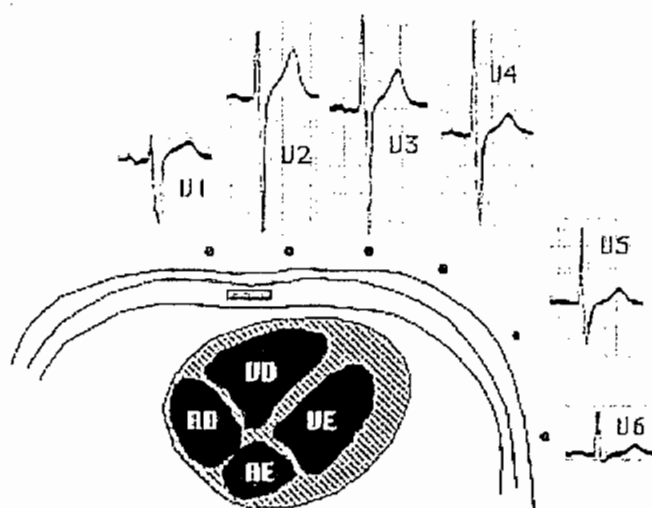


Fig. 1.16 Correlación anatómica de las derivaciones precordiales.

Las derivaciones V1 y V2 se encuentran sobre la parte derecha del corazón, mientras que V5 y V6 están frente al lado izquierdo del órgano. Las derivaciones V1 y V2 se llaman derivaciones precordiales derechas. Las derivaciones V5 y V6 se llaman derivaciones precordiales izquierdas. Las derivaciones V3 y V4 se encuentran sobre el tabique interventricular.

El tabique interventricular es la pared común que comparten los ventrículos derecho e izquierdo. En esta zona, el haz de His se divide en sus ramas derecha e izquierda. Respecto a la derivación V3, se considera que el electrodo precordial es positivo. [5]

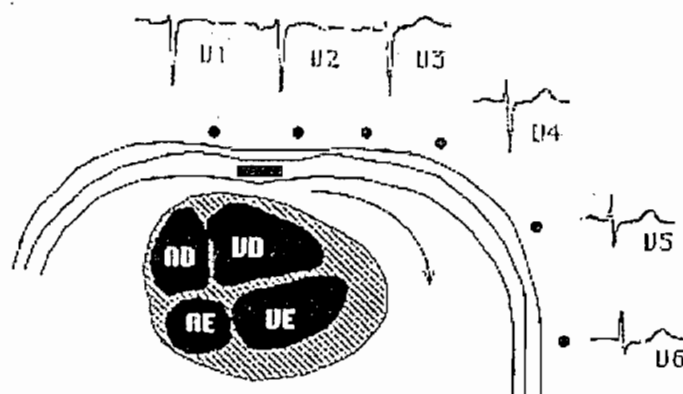


Fig. 1.17 Rotación horaria sobre el eje longitudinal.

Onda P.- En condiciones normales es la primera onda del complejo electrocardiográfico y representa la despolarización auricular.

Complejo QRS.- Representa la despolarización ventricular.

Onda T.- Corresponde a la repolarización ventricular, apareciendo al final del segmento ST.

Onda U.- Etiología no definida, pero se acepta que es por despolarización de los músculos papilares.

Segmento PR.- Desde el final de la onda P hasta el inicio de despolarización ventricular, dura 0.08 segundos.

Intervalo PR.- Desde el inicio de la onda P hasta el inicio de la despolarización ventricular, dura 0.16 – 0.19 segundos. Representa la conducción aurículo-ventricular.

Segmento ST.- Es el período de contracción sostenida ventricular, su duración es de 0.08 segundos. Debe inscribirse en la línea isoeletrica aceptándose variaciones de supra e infradesnivelamiento de 0.1 mV.

Intervalo QT.- Desde el inicio de la onda Q hasta el final de la onda T; corresponde a la sístole eléctrica ventricular, su duración es de 0.36 segundos pero debe corregirse según la frecuencia cardíaca (QT corregido).

1.2 LA TRANSFORMADA DE ONDILLAS

1.2.1 DEFINICIONES MATEMÁTICAS PREVIAS [7]

Se define un espacio $L^2(\mathbf{R})$ como el espacio de las funciones de cuadrado integrable, es decir las funciones tales que:

$$\|f\|^2 = \int_{-\infty}^{\infty} |f(t)|^2 dt < \infty \quad (\text{Ec. 1.1})$$

Donde la norma de la función $f(t)$ viene dada por:

$$\|f(t)\| = \left[\int_{-\infty}^{\infty} |f(t)|^2 dt \right]^{\frac{1}{2}} \quad (\text{Ec. 1.2})$$

A este espacio se lo llama Espacio de Hilbert con su producto escalar definido como:

$$\langle f, g \rangle = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \overline{g(t)} dt \quad (\text{Ec. 1.3})$$

Donde $\overline{g(t)}$ es la conjugada de la función $g(t)$ y las funciones f y g son ortogonales cuando $\langle f, g \rangle = 0$, y se las representa como $f \perp g$. Una secuencia de funciones $\{f_n\}_{n \in \mathbf{Z}}$ es una secuencia ortonormal si $\langle f_m, f_n \rangle = \delta_{m,n}$ donde:

$$\delta_{m,n} = 1 \text{ si } n = m \quad \text{ó} \quad \delta_{m,n} = 0 \text{ si } n \neq m \quad (\text{Ec. 1.4})$$

Una muy conocida base ortogonal, es la dada para la serie de Fourier, dada por:

$$\{(1 / \sqrt{2\pi}) e_n\}_{n \in \mathbf{Z}} \quad \text{donde} \quad e_n(t) = e^{jnt} \quad (\text{Ec. 1.5})$$

Dado un sistema ortogonal $\{f_n : n \in \mathbf{Z}\}$ y una función f , se definen los coeficientes de Fourier de f con respecto a $\{f_n : n \in \mathbf{Z}\}$ como:

$$c_k = \langle f, f_k \rangle, \quad k \in \mathbf{Z} \quad (\text{Ec. 1.6})$$

resultando que:

$$f = \sum_{k \in \mathbf{Z}} c_k \cdot f_k \quad (\text{Ec. 1.7})$$

y $\{f_k : k \in \mathbf{Z}\}$ es una base ortonormal para $L^2(\mathbf{C})$.

En los reales se tiene una teoría análoga.

La convolución de dos funciones $f(t) \in L^2(\mathbf{R})$ y $g(t) \in L^2(\mathbf{R})$ está definida por:

$$(f * g)(t) = [f(u) * g(u)](t) = \int f(u) g(t-u) du \quad (\text{Ec. 1.8})$$

La transformada de Fourier de una función f está definida por:

$$F(\omega) = \frac{1}{\sqrt{2 \cdot \pi}} \cdot \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \cdot e^{-j\omega t} dt \quad (\text{Ec. 1.9})$$

donde t corresponde a la variable tiempo y ω a la variable frecuencia.

La transformada inversa de Fourier está dada por:

$$G(t) = \frac{1}{\sqrt{2 \cdot \pi}} \cdot \int_{-\infty}^{\infty} g(\omega) \cdot e^{j\omega t} d\omega \quad (\text{Ec. 1.10})$$

En este contexto se define a la transformada de ondillas de una función $f \in L^2(\mathbf{R})$ como

$$Tf(a,b) = \langle f, \Psi_{a,b} \rangle$$

$$Tf(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \cdot \int f(t) \cdot \overline{\Psi\left(\frac{t-b}{a}\right)} dt \quad (\text{Ec. 1.11})$$

donde $\Psi_{a,b}$ tiene el mismo rol que $e^{j\omega t}$ en la definición de la transformada de Fourier y $\overline{\Psi}$ es la conjugada de la función Ψ de la cual se está calculando la transformada. La existencia de una transformada inversa depende de la función Ψ , más precisamente si Ψ es tal que

$$C_{\Psi} = \int \frac{|\psi(\omega)|^2}{|\omega|} < \infty \quad (\text{Ec. 1.12})$$

La igualdad anterior implica en particular que $\Psi(0) = 0$ (es decir que Ψ oscila), de donde se tiene que

$$\int \Psi(t) dt = \Psi(0) = 0 \quad (\text{Ec. 1.13})$$

1.2.2 PRIMERAS DEFINICIONES DE ONDILLAS (WAVELETS) [8]

Grossmann y Morlet:

Una ondilla es una función $\Psi \in L^2(\mathbf{R})$ cuya transformada de Fourier $\Psi(\xi)$ satisface la condición

$$\int_0^{\infty} |\psi(t\xi)|^2 \frac{dt}{t} = 1 \quad (\text{Ec. 1.14})$$

para casi todo punto.

Littlewood – Paley – Stein:

Una ondilla es una función $\Psi \in L^2(\mathbf{R})$ cuya transformada de Fourier $\psi(\xi)$ satisface la condición

$$\sum_{-\infty}^{\infty} |\psi(2^{-j}\xi)|^2 = 1 \quad (\text{Ec. 1.15})$$

para casi todo punto.

Si Ψ es una ondilla de este tipo, entonces $\sqrt{\log(2)} \cdot \Psi$ satisface la condición de Grossmann – Morlet.

Franklin y Strömberg:

Una ondilla es una función Ψ en $L^2(\mathbf{R})$ tal que $2^{j/2} \Psi(2^j x - k)$, con $j, k \in \mathbf{Z}$, es una base ortonormal para $L^2(\mathbf{R})$. Cada ondilla Ψ cumple con la segunda condición.

Ingrid Daubechies:

Una segunda síntesis aparece con las bases ortonormales de Daubechies, Daubechies construye una base ortonormal para $L^2(\mathbf{R})$, para cada entero r de la forma $2^{j/2} \Psi_r(2^j x - k)$ con $j, k \in \mathbf{Z}$.

1.2.3 DEFINICIÓN DE LA TRANSFORMADA DE ONDILLAS

La transformada de ondillas está basada en la descomposición de una señal en una familia de funciones mediante traslaciones y dilataciones de una única función $\Psi(t)$.

$$\Psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \cdot \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right), a > 0, b \in \mathbf{R} \quad (\text{Ec. 1.16})$$

$$Tf(a,b) = \langle f, \Psi_{a,b} \rangle$$

$$Tf(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \cdot \int f(t) \cdot \overline{\Psi\left(\frac{t-b}{a}\right)} dt \quad (\text{Ec. 1.11})$$

Las funciones $\Psi_{a,b}$ son llamadas ondillas, estas funciones no son necesariamente reales, también pueden ser complejas.

Cuando "a" cambia, la función $\Psi_{a,0}(s) = |a|^{1/2} \Psi(s/a)$ cubre diferentes rangos de frecuencia. Valores grandes del parámetro de escalamiento $|a|$ corresponden a pequeñas frecuencias o a escalares grandes, mientras que pequeños valores de $|a|$ corresponden a altas frecuencias o a escalas finas de $\Psi_{a,0}$. Cambiando el parámetro "b", el centro de localización de tiempo se mueve; cada $\Psi_{a,b}(s)$ está localizada alrededor de $s = b$. [9]

1.2.4 TIPOS DE TRANSFORMADA DE ONDILLAS

Existen diferentes tipos de transformada de ondillas, todos parten de la misma fórmula básica.

$$Tf(a,b) = \langle f, \Psi_{a,b} \rangle$$

$$Tf(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \cdot \overline{\Psi\left(\frac{t-b}{a}\right)} dt$$

(Ec. 1.11)

Se pueden distinguir los siguientes tipos: [10]

- a) Transformada continua de ondillas.
- b) Transformada discreta de ondillas:
 - b.1) Sistemas discretos redundantes (tramas o frames en inglés).
 - b.2) Bases ortonormales (y otras) de ondillas.

1.2.4.1 Transformada continua de ondillas

La transformada continua de ondillas es aquella en la cual los parámetros de dilatación y traslación a, b varían continuamente sobre los \mathbf{R} (siempre que $a \neq 0$). Está dada por

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \cdot \psi\left(\frac{t-b}{a}\right), a \neq 0, b \in \mathbb{R} \quad (\text{Ec. 1.17})$$

$$Tf(a,b) = \langle f, \Psi_{a,b} \rangle$$

$$Tf(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \cdot \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \cdot \overline{\psi\left(\frac{t-b}{a}\right)} dt \quad (\text{Ec. 1.11})$$

Para la transformada inversa debe cumplirse la siguiente condición

$$C_{\psi} = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{|\psi(\omega)|^2}{|\omega|} d\omega < \infty \quad (\text{Ec. 1.12})$$

La función f puede ser reconstruida mediante

$$f(t) = C_{\psi}^{-1} \cdot \int_0^{\infty} \frac{da}{a^2} \cdot \int_{-\infty}^{\infty} Tf(a,b) \cdot \psi_{a,b}(t) db \quad (\text{Ec. 1.18})$$

Es claro que para poder aplicar un algoritmo que pueda ser procesado por una computadora, este debe ser aplicado a señales discretas y no a señales continuas ya que el número de puntos considerados sería infinito. Es por eso que se usan bases de datos electrocardiográficos cuyos registros han sido debidamente digitalizados.

1.2.4.2 Transformada discreta con redundancia (frames)

En este caso el parámetro de dilatación “ a ” y el de traslación “ b ”, toman valores discretos. Para “ a ” se escogen las potencias enteras (positivas o negativas) con un parámetro de dilatación $a_0 > 1$ tal que $a = a_0^m$. Como ya se mencionó

- 2) Cualquier función f de L^2 pueda ser construida con una combinación lineal finita de las $\Psi_{m,n}$.

De lo anterior se deduce que cualquier función f en $L^2(\mathbb{R})$ puede ser expandida como una combinación de $\Psi_{m,n}$ del tipo

$$f = \sum_{m,n \in \mathbb{Z}} \langle f, \Psi_{m,n} \rangle \Psi_{m,n} \quad (\text{Ec. 1.21})$$

1.3 BASES DE DATOS ELECTROCARDIOGRÁFICAS

1.3.1 PRELIMINARES

La validación de cualquier tratamiento automatizado de señales electrocardiográficas, requiere su aplicación a un conjunto más o menos amplio de estas señales almacenadas en bases de datos, las cuales además deberán cubrir el abanico más general posible de patologías, derivaciones, etc, correspondientes a situaciones reales.

En general, las características exigibles a estas bases de datos serán: [11]

- 1) Deberán contener señales representativas. Para llevar a cabo pruebas de analizadores de señales electrocardiográficas, es necesario disponer de un gran conjunto de señales reales.
- 2) Deberán contener señales raramente observadas pero clínicamente significativas. Aunque no es difícil obtener registros de electrocardiogramas correspondientes a ciertas anomalías, a menudo aquellos más significativos son raramente registrados. Para el desarrollo de analizadores de señales electrocardiográficas es necesario tener en cuenta estos casos.
- 3) Deberán contener señales estándar, es decir, señales utilizadas por un amplio sector de la comunidad científica relacionada con el tratamiento de señales electrocardiográficas. No tiene sentido llevar a cabo comparaciones entre

distintos algoritmos o sistemas si éstos no han sido aplicados al mismo conjunto de datos, ya que los resultados que se obtienen dependen en muchas ocasiones del conjunto de datos empleado.

- 4) Deberán contener señales con anotaciones. Normalmente, cada complejo QRS, ha sido manualmente anotado por dos o más cardiólogos, trabajando de forma independiente. Estas anotaciones sirven de referencia para comparar los resultados producidos por cierto método automático de procesamiento, y los producidos según el estándar de los cardiólogos.
- 5) Deberán contener señales discretas accesibles a programas informáticos. De esta forma, es posible llevar a cabo una prueba completamente automática y reproducible, permitiendo comparar resultados frente a modificaciones en los algoritmos.
- 6) Los parámetros de las señales, como f_s (frecuencia de muestreo), ganancia (amplitud), etc, deberán ser conocidos.

Estas bases de datos permitirán una evaluación de los métodos desarrollados de forma reproducible, automática, cuantitativa, y estándar. Sin embargo, habrá que tener en cuenta que la utilización de una sola base de datos puede dar lugar a errores al aplicar los métodos al mundo real, ya que éstos pueden haberse 'adaptado' de una manera excesiva, al conjunto de datos utilizado en su desarrollo.

Actualmente, están disponibles las siguientes bases de datos de señales electrocardiográficas: [12]

- 1) AHA DB: The American Heart Association Database for Evaluation of Ventricular Arrhythmia Detectors (80 registros, de 35 minutos cada uno).
- 2) MIT-BIH DB: The Massachusetts Institute of Technology-Beth Israel Hospital Arrhythmia Database (48 registros, de 30 minutos cada uno).
- 3) ESC DB: The European Society of Cardiology ST-T Database (90 registros, de dos horas cada uno).
- 4) NST DB: The Noise Stress Test Database (12 registros, de 30 minutos cada uno).

5) CU DB: The Creighton University Sustained Ventricular Arrhythmia Database (35 registros, de 8 minutos cada uno).

Sin embargo, a través de la Base MIT-BIH se tiene acceso a registros de otras bases de datos, con lo cual todas las señales a utilizar se pueden obtener de la misma fuente. Con el paso del tiempo se han ido añadiendo registros pertenecientes a otras patologías, y de mayor duración, llegando incluso a registros de hasta 24h. Así, a través de la Base MIT-BIH se tiene acceso a las siguientes bases de datos: [13]

- MIT-BIH Arrhythmia Database.
- Creighton University Ventricular Tachyarrhythmia Database.
- MIT-BIH Noise Stress Test Database.
- MIT-BIH ST Change Database.
- MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database.
- MIT-BIH Atrial Fibrillation/Flutter Database.
- MIT-BIH ECG Compression Test Database.
- MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database.
- MIT-BIH Long-Term Database.
- MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database.

De esta manera, utilizando la base de datos MIT-BIH se dispone de un conjunto de señales suficientemente amplio para llevar a cabo pruebas muy representativas, además de contar con un formato de datos abierto y común a todas ellas, lo que reduce considerablemente el esfuerzo de desarrollo de aplicaciones.

1.3.2 LA BASE DE DATOS MIT-BIH

Tal como se hace referencia en el Apartado 2.1.1, la Base MIT-BIH es una de las principales fuentes de señales electrocardiográficas a nivel mundial. En esta base de datos se han incluido señales representativas de un conjunto muy amplio de patologías, además de ficheros de etiquetas realizados por expertos con el fin de servir de patrón para evaluar algoritmos aplicados a la señal electrocardiográfica.

Para la utilización de las señales de esta base de datos, se debe adquirir el CD-ROM de la misma, o descargar a través de la web algunos de los registros. Esta última posibilidad se realiza a través de Physionet. [14] Las señales disponibles son:

- *Base de datos de arritmias*. Contiene 48 fragmentos de 30' correspondientes a registros ambulatorios de dos canales. La frecuencia de muestreo es de 360Hz, con 11bits de resolución y un rango de 10mV. A través de Physionet se pueden obtener 25 de los 48 registros.
- *Creighton University Ventricular Tachyarrhythmia Database*. Contiene 35 registros mostrando fibrilación ventricular. Cada registro dura aproximadamente 8.5', con una frecuencia de muestreo de 250Hz. A través de Physionet se pueden obtener la totalidad de los registros.
- *MIT-BIH Noise Stress Test Database*. Contiene 15 registros de 30'. A través de Physionet se pueden obtener la totalidad de los registros.
- *MIT-BIH ST Change Database*. Contiene 28 registros de duración entre 13 y 67 minutos. A través de Physionet se pueden obtener la totalidad de los registros.
- *MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database*. Se encuentran disponibles 22 registros de media hora. A través de Physionet se pueden obtener la totalidad de los registros.
- *MIT-BIH Atrial Fibrillation/Flutter Database*. Contiene 25 registros de 10 horas. Se pueden obtener 23 de los 25 registros a través de Physionet.
- *MIT-BIH ECG Compression Test Database*. A través de Physionet se pueden obtener la totalidad de los registros.
- *MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database*. Esta base de datos incluye 78 registros de media hora. A través de Physionet se pueden obtener la totalidad de los registros.
- *MIT-BIH Long-Term Database*. Corresponde a 7 registros de larga duración, entre 10 y 22 horas, extraídos de registros Holter reales. A través de Physionet se pueden obtener la totalidad de los registros.
- *MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database*. A través de Physionet se pueden obtener la totalidad de los registros.

Los límites de cada onda dentro de estos registros han sido determinados manualmente por cardiólogos expertos. Los registros fueron escogidos principalmente entre bases de datos ya existentes, incluyendo la base de datos de arritmias de la MIT-BIH, la base de datos ST-T de la sociedad europea de cardiología y otras bases de datos. Los registros que se han añadido fueron elegidos para representar extremos de patologías cardíacas. En concreto, la distribución de los 105 registros es la mostrada en la siguiente Tabla.

MIT-BIH Arrhythmia Database	MIT-BIH ST Change Database	MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia DB	MIT-BIH Long-Term ECG Database	European ST-T Database	MIT-BIH Normal Sinus Rhythm DB	Sudden Death BIH DB
15	6	13	4	33	10	24

Tabla 1.1 Composición de la base de datos QT.

En realidad estos registros corresponden a la base de datos de la MIT-BIH, donde se han seleccionado aquellos más adecuados para la detección de las ondas.

1.4 SUMARIO

En este Capítulo se abordan los fundamentos teóricos que sirven de inicio y de base para el desarrollo del resto del proyecto. Se describen de una manera clara y sintetizada la estructura y el funcionamiento del corazón, así como los métodos de registro y la interpretación de un electrocardiograma (ECG).

Adicionalmente se aborda la teoría general de la Transformada Wavelet (WT) o Transformada de Ondillas con un grado de detalle matemático orientado a la comprensión del tema de este trabajo.

Finalmente se hace una descripción de las bases de datos electrocardiográficas que se usarán para la verificación del funcionamiento del algoritmo que se desarrollará e implementará en los siguientes Capítulos.

CAPÍTULO 2

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL ALGORITMO

2.1 INTRODUCCIÓN

Como en cualquier sistema de procesamiento de señales, la primera etapa consiste en la adquisición de la propia señal. En la práctica, esta adquisición de la señal se puede realizar mediante diferentes circuitos electrónicos pertenecientes a las distintas casas comerciales que desarrollan sistemas *Holter* (sistemas que almacenan el registro electrocardiográfico completo). Tal como se ha comentado en el Capítulo anterior, las señales utilizadas en este trabajo provienen de la base de datos MIT-BIH, a partir de la cual fue diseñada la base de datos QT.

Una vez que la señal es adquirida, ésta todavía no debe utilizarse para el diagnóstico ya que presenta una serie de elementos ajenos a la propia señal debido a varios factores tales como: [16]

- Ruído.
- Interferencia de la red.
- Variaciones de la línea base.

Estos elementos deben ser aislados y minimizados para que las siguientes fases del proceso de análisis visual o automático ofrezcan resultados con una precisión satisfactoria. Cada uno de estos elementos se puede estudiar por separado.

2.1.1 RUIDO

El ruido es un elemento presente en mayor o menor medida, en todas las señales reales. En este caso concreto, el ruido presente en la señal electrocardiográfica puede ser debido a varios factores tales como: ruido debido al movimiento relativo del contacto electrodo-piel, ruido generado por los propios aparatos electrónicos destinados a la adquisición (ruido térmico), ruido debido a señales eléctricas de los músculos (señales electromiográficas), etc, el cual provoca que a la señal

original se superponga otra señal de cierto nivel que puede enmascarar rasgos significativos de la misma, tal como se muestra en la siguiente Figura.

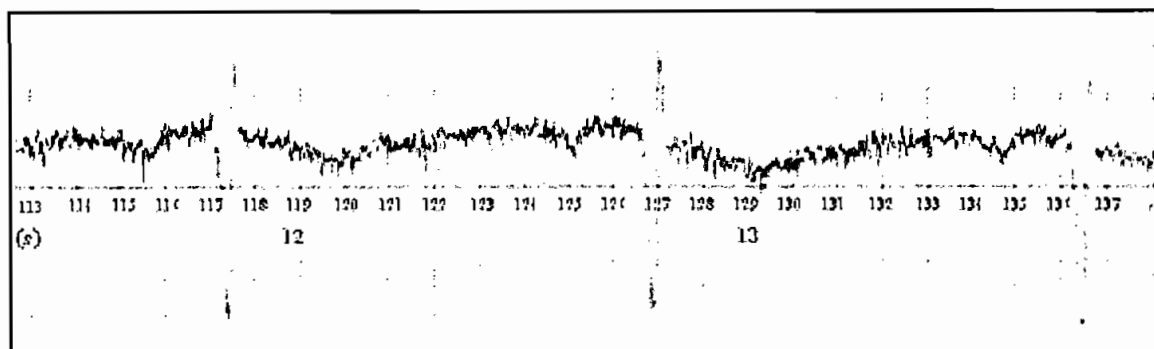


Fig. 2.1 Señal electrocardiográfica con ruido superpuesto.

Existen 5 métodos principales de reducción del ruido que se pueden encontrar en la literatura especializada, que son:

- Métodos basados en técnicas clásicas de filtrado.
- Métodos basados en filtros de media móvil.
- Métodos basados en el promedio de latidos.
- Métodos basados en la aproximación mediante funciones.
- Métodos basados en la transformada *Wavelet*.

En la siguiente Figura se puede observar el espectro de una señal electrocardiográfica real, donde se aprecia el contenido frecuencial máximo de estas señales.

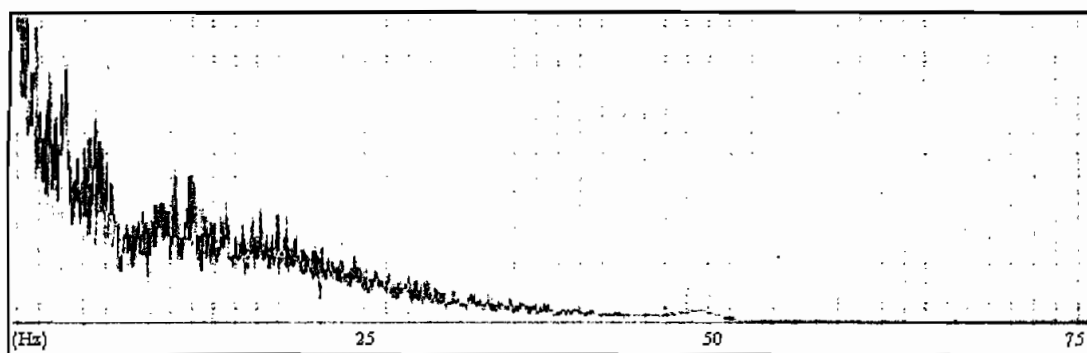


Fig. 2.2 Espectro de una señal electrocardiográfica real.

2.1.2 REDUCCIÓN DEL RUIDO CON LA TRANSFORMADA *WAVELET*

La transformada *Wavelet*, es una herramienta de uso relativamente reciente en múltiples aplicaciones de procesamiento de señales, entre las que se encuentra la reducción del ruido. Para llevar a cabo esta reducción del ruido, prácticamente todos los métodos se basan en los siguientes pasos: [17]

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

Para aplicar esta herramienta a la reducción del ruido, en concreto se fija que:

- La señal resultante del proceso debe ser al menos tan suave como la señal original.
- Se minimice el error cuadrático medio.

2.1.3 INTERFERENCIA DE LA RED

Otro efecto que aparece con relativa frecuencia en señales electrocardiográficas y en general, en cualquier señal biomédica, es la superposición de una interferencia debido a la señal de la red, como se muestra en la siguiente Figura:

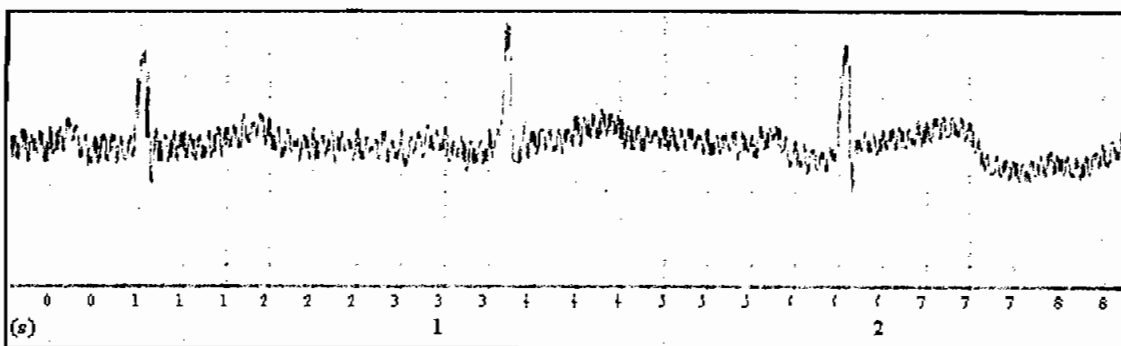


Fig. 2.3 Señal con interferencia de la red superpuesta.

Esta interferencia tendrá una frecuencia de 50Hz o 60 Hz aproximadamente, aunque puede tener ciertas fluctuaciones. Para reducir su efecto, existen una serie de técnicas, basadas principalmente en el diseño de filtros digitales de distintos tipos. En efecto, en la siguiente Figura se puede observar un fragmento del espectro de la señal anterior donde se puede apreciar el pico debido a esta interferencia a los 50Hz.

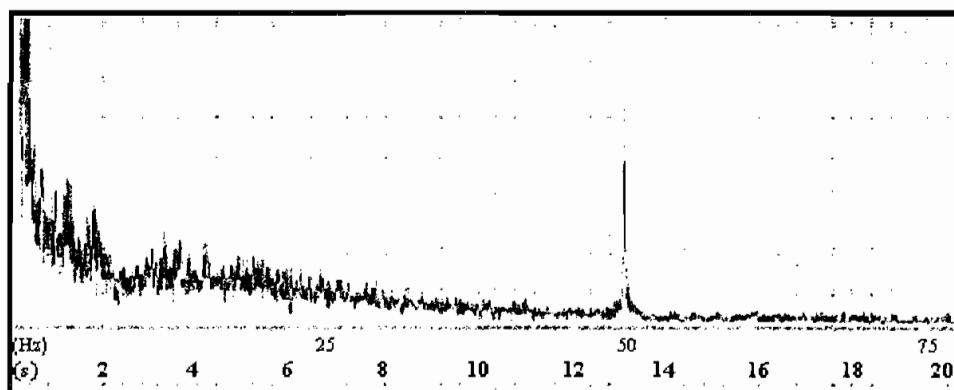


Fig. 2.4 Espectro de la señal con la interferencia de la red.

Aplicando filtros digitales a la señal inicial con interferencia de red, se puede observar en la siguiente Figura cómo esta interferencia se reduce en gran medida aunque presenta un transitorio al inicio.

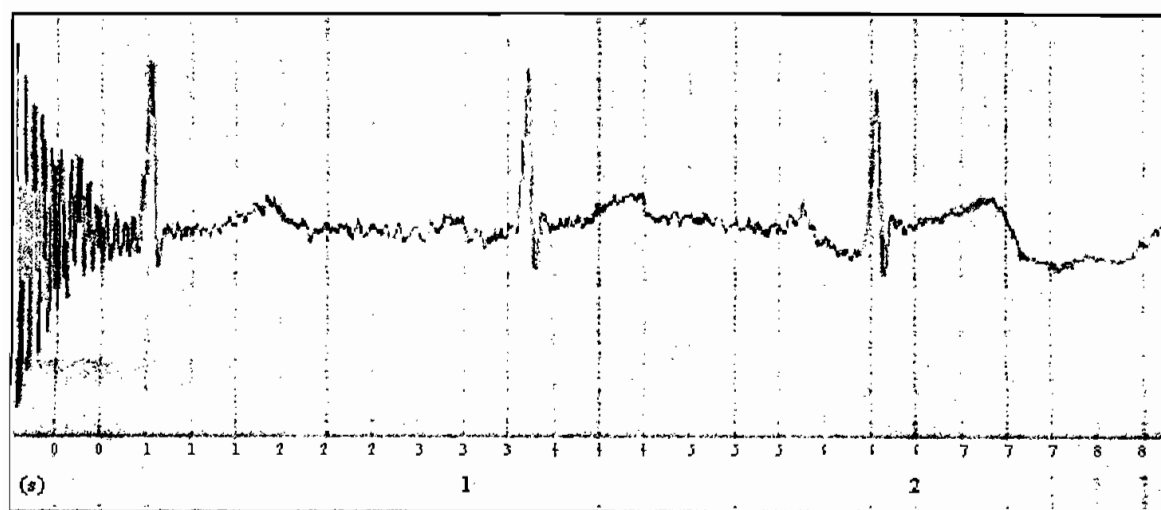


Fig. 2.5 Señal de la figura 2.3 filtrada.

En general, este es uno de los efectos presentes en la señal electrocardiográfica que mejor se compensan utilizando técnicas más o menos complejas de procesamiento de señales.

2.1.4 VARIACIONES DE LA LÍNEA BASE

Las variaciones de la línea base se producen debido a múltiples factores, como por ejemplo al movimiento del paciente durante la adquisición del electrocardiograma, la respiración, y cambios en la impedancia de los electrodos. Estas variaciones suponen una interferencia de baja frecuencia y de cierta amplitud que debe ser reducida para no alterar el resultado de procesos posteriores. Por ejemplo, la siguiente Figura muestra una señal electrocardiográfica con variaciones de la línea base incluyendo algunos cambios abruptos.

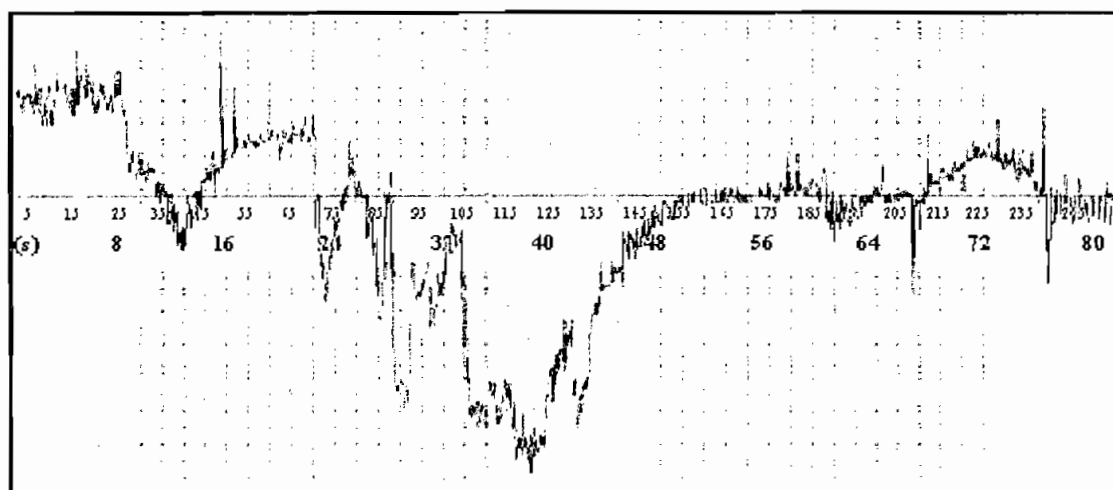


Fig. 2.6 Señal con variaciones de la línea base.

Estas componentes de baja frecuencia pueden inducir a un error cuando se realiza una interpretación visual o análisis automático de la señal electrocardiográfica. El contenido frecuencial de estas variaciones normalmente está en el rango 0 a 0.5Hz, aunque en el test de esfuerzo el rango frecuencial es mayor. Por tanto, el primer paso en el procesamiento de la señal electrocardiográfica es la reducción de las variaciones en la línea base.

A continuación se enumeran las técnicas más comunes que se pueden encontrar en la literatura especializada para reducir las variaciones de la línea base, y que son: [18]

- Filtros clásicos.
- Filtros adaptativos.
- Aproximación mediante funciones.
- Filtros variantes en el tiempo.

Para evaluar cualquier método propuesto, será necesario establecer un índice de calidad de la línea base. Existen análisis que llevan a cabo un estudio comparativo entre distintos métodos de reducción de las variaciones de la línea base de una señal electrocardiográfica, en los cuales se concluye que para interferencias de baja frecuencia el método que ofrece mejores resultados es el basado en "*splines*" cúbicos (aproximación mediante funciones), y para interferencias de alta frecuencia el filtrado adaptativo.

2.2 DETECCIÓN DE PUNTOS SIGNIFICATIVOS

En cualquier tipo de análisis de la señal electrocardiográfica es muy importante la detección de ciertos elementos para obtener la duración y amplitud de las ondas con el fin de realizar el diagnóstico. Por ejemplo, si la contracción de la aurícula es más lenta de lo normal, el segmento PQ se hace más largo y la duración del complejo QRS también. Examinando los intervalos RR se puede obtener el ritmo cardíaco. Cambios en el tamaño de la onda T y/o deformaciones en esta onda o en la pendiente del ST pueden ser asociados con arritmias e infartos.

Muchos métodos se han desarrollado en los últimos años para llevar a cabo un análisis automático de la señal del ECG, donde el principal problema es cómo reconocer los principales subpatrones de ésta y cómo calcular los parámetros esenciales, como duración y amplitud, y finalmente clasificar las señales según una patología, dentro de un proceso supervisado.

2.2.1 DETECCIÓN DE LAS ONDAS P Y T

Corresponde a un caso de detección de puntos de cierta complejidad debido a la poca amplitud de estas ondas, lo cual hace que en muchas ocasiones estén enmascaradas por el ruido.

En general se propone un método para llevar a cabo esta tarea. En primer lugar se efectúa una transformada longitudinal del ECG. A continuación se detecta el complejo QRS y se elimina de la señal, volviendo a efectuar la transformada de la señal original considerando los tramos correspondientes al complejo QRS como nivel isoelectrico. Seguidamente se detecta la onda T utilizando el umbral apropiado, y se procede de la misma manera que con el complejo QRS. Finalmente se efectúa de nuevo la transformada y se aplica otro umbral para detectar las ondas P.

2.2.2 DETECCIÓN DEL COMPLEJO QRS

Dentro de la detección de puntos significativos, el caso más relevante es la detección del complejo QRS. Generalmente, estos algoritmos marcan de alguna manera la posición donde se considera que el complejo QRS termina o comienza.

Un ejemplo del resultado de la aplicación de alguno de estos algoritmos a una señal real sería el que se presenta en la Figura siguiente:

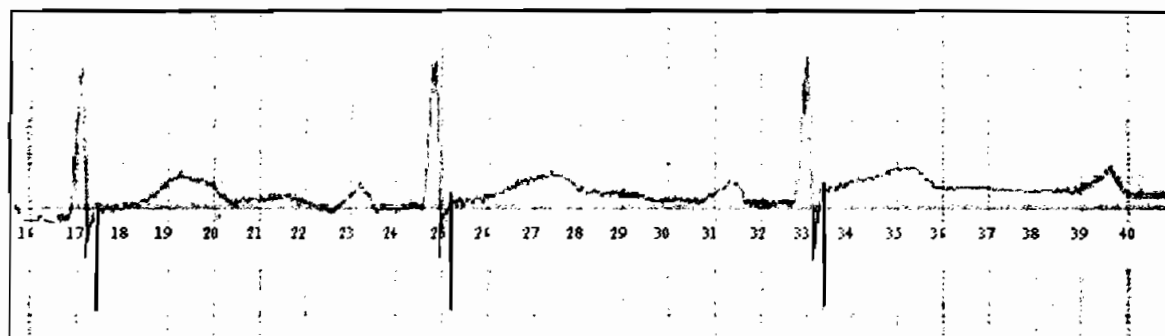


Fig. 2.7 Señal con el final de los complejos QRS marcado.

A continuación se presenta la clasificación genérica de la mayoría de los algoritmos encontrados en la bibliografía, como resultado de un análisis comparativo de varios algoritmos según su sensibilidad al ruido. [18]

- Algoritmos basados en el tratamiento digital de señales.
- Algoritmos basados en la amplitud y en la primera derivada.
- Algoritmos basados únicamente en la primera derivada.
- Algoritmos basados en la primera y segunda derivada.
- Algoritmos basados en filtros digitales.
- Algoritmos basados en la comparación de patrones.
- Algoritmos basados en transformaciones no lineales.

2.3 DESCRIPCIÓN DEL ALGORITMO

Los algoritmos para detectar el complejo QRS generalmente se dividen en tres categorías: no sintácticos, sintácticos e híbridos. Los algoritmos basados en una aproximación sintáctica son muy lentos, debido a la necesidad de inferencias gramaticales para cada clase de patrones, así que los más aplicados son no sintácticos. [19] Generalmente, estos detectores primero filtran la señal con un filtro pasabanda (o un filtro adaptado) para suprimir las ondas P y T y el ruido; después se aplica a la señal una transformación (por ejemplo se deriva) para resaltar los complejos QRS, y finalmente se utilizan reglas de decisión para determinar si los complejos QRS están presentes en la señal. Estas técnicas tienen principalmente dos problemas: la banda de frecuencia del complejo QRS es diferente en cada sujeto e incluso para diferentes latidos del mismo sujeto; y las bandas de frecuencia del ruido y el complejo QRS se solapan. Aunque un filtro adaptado puede mejorar la relación señal a ruido, su efecto está limitado por la variabilidad de los complejos QRS en diferentes latidos del mismo sujeto.

Los algoritmos automáticos para medir el final de la onda T se pueden dividir en dos categorías: algoritmos basados en umbral y algoritmos basados en la intersección de una pendiente y una línea isoeletrica. En los algoritmos basados en umbral, éste puede ser un porcentaje del pico de la onda T, la derivada de este

pico o la integral de la onda T; la metodología de este tipo de algoritmo es similar a la utilizada en la medición manual. Algunos algoritmos basados en características de la pendiente de la onda T son: la intersección de una línea isoelectrica en el segmento T-P con:

- a) una tangente al punto de máxima pendiente de la onda T;
- b) una línea que pasa a través del pico de la onda T y el punto de máxima pendiente de esta onda; y
- c) una línea de mínimos cuadrados alrededor de la región de máxima pendiente.

En este tipo de algoritmos la metodología difiere de la medición manual en que la aproximación al final de la onda T es con una línea recta. Otras técnicas utilizan:

- a) extrapolación a la línea de base con curvas exponencial o parabólica,
- b) técnicas de promediado de latidos sinusales y
- c) por medio de fórmulas.

El problema que se presenta en la medición automática del final de la onda T son sus componentes de baja frecuencia, ya que a menudo es difícil determinarlo cuando la onda T es plana y su retorno a la línea de base está contaminada con ruido. Otro problema es la fusión del final de la onda T con la onda U que origina diferentes definiciones de dicho final como son: la del nadir (valle) entre las ondas T y U o la del punto donde la tangente de máxima pendiente interseca la línea isoelectrica, que podrían llevar a una estimación menor del final de la onda T.

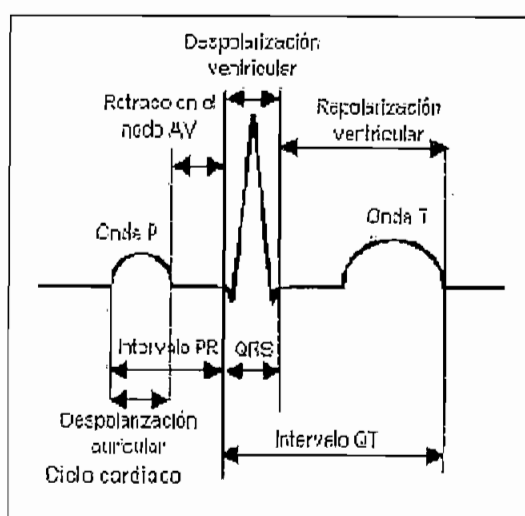


Fig. 2.8 Identificación de ondas e intervalos del ECG.

Debido a las limitaciones de los algoritmos anteriores en cuanto a su robustez frente al ruido, artefactos y derivas de línea base (ruido debido al movimiento relativo del contacto electrodo-piel), en este trabajo se utiliza la Transformada Wavelet (WT) (Fig. 2.9) para la detección de las ondas del ECG. La capacidad de detección de transitorios de la WT, así como su robustez frente al ruido y no-estacionariedades, se ha utilizado en el ECG para: [20]

- detección de ondas;
- detección de componentes anormales en el intervalo QT;
- detección y clasificación de ondas P;
- detección y clasificación de arritmias cardíacas malignas;
- detección de potenciales ventriculares tardíos (VLPs);
- extracción del complejo QRS fetal y cancelación del complejo QRS materno;
- compresión de señales;
- monitoreo del ECG antes y después de la angioplastia; y
- análisis de latidos cardíacos.

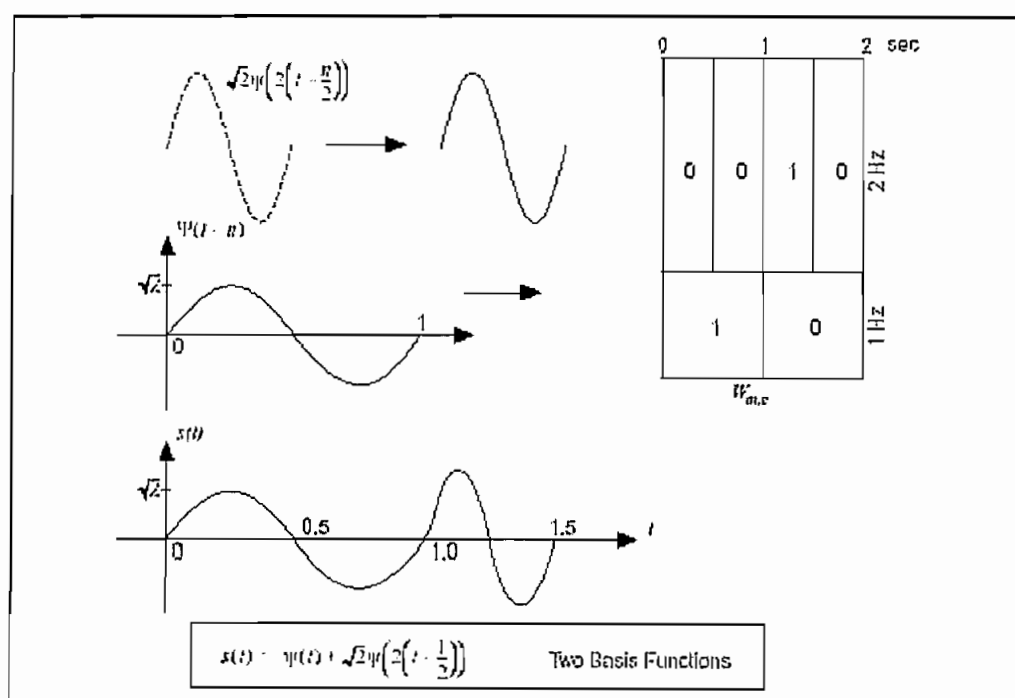


Fig. 2.9 Análisis Wavelet. [21]

Para efectos prácticos, las wavelets se pueden separar en dos grupos: las wavelets redundantes o transformada wavelet continua (CWT), y las wavelets no

redundantes o transformada wavelet discreta (DWT) (wavelets de bases ortogonales, semi-ortogonales, y biortogonales). Las wavelets redundantes producen mejores resultados en el análisis de señales, y en la detección y extracción de características, ya que brindan una completa descripción espectro-temporal de la señal analizada. Las wavelets no redundantes, dada la ortogonalidad, presentan resultados muy buenos cuando se necesita comprimir cierta cantidad de datos para su almacenamiento o transmisión, y/o cuando la ortogonalidad de la representación se considera un factor importante para evitar la redundancia de información. [22]

Dado que el interés de este proyecto es el análisis y la extracción de características de las señales ECG, y no la compresión de datos, en este trabajo se usará únicamente la teoría asociada a las wavelets redundantes, es decir la CWT.

Esencialmente, la CWT se usa para realizar un análisis de correlación por escalas, en donde el resultado de la transformación $CWT(b,a)$ será máximo cuando el parecido de la señal bajo análisis con la función wavelet sea también máximo en la escala a . La mayoría de las veces no se tiene el conocimiento a priori del tamaño de escala de la señal que se quiere detectar. Por lo que se podría variar el factor de escala a de la señal modelo para cada cálculo de correlación.

Con la misma idea se puede usar una función wavelet (o varias) como modelo de detección de ciertos patrones, por ejemplo, la detección de ondas en el análisis de señales electrocardiográficas (ECG). La CWT es un proceso que mide el grado de correlación entre el segmento de señal en análisis y la función wavelet con la escala en curso. En este trabajo se utiliza la transformada wavelet continua (CWT) con B-splines.

El algoritmo desarrollado tiene la estructura de un detector no sintáctico para implementarse por software, mediante el paquete LabVIEW, tal como se muestra en la siguiente Figura.

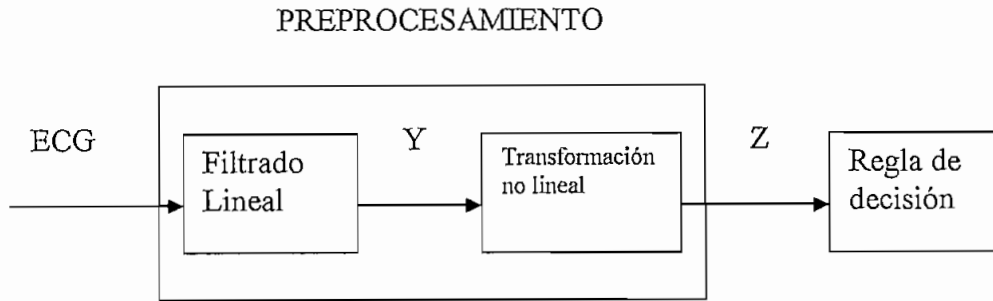


Fig. 2.10 Diagrama de bloques de un detector no sintáctico.

El propósito de la etapa de preprocesamiento es realzar el complejo QRS y suprimir el ruido y los artefactos. El filtrado lineal que clásicamente se aplica a la señal ECG consta de un derivador y un filtro pasa bajo, formando ambos un filtro LPD y que se realiza bien con los dos filtros en cascada o con uno solo que realiza ambas tareas. El filtro derivador pretende realzar las componentes de mayor frecuencia del ECG, que son las correspondientes al complejo QRS (entre 5 y 30 Hz). [23] Este filtro también realza el ruido de alta frecuencia y por ello se aplica después un filtro pasa bajo que reducirá este efecto.

El filtro LPD resultante debe enfatizar el complejo QRS, aunque sea de baja amplitud, y atenuar las ondas P y T (componentes espectrales entre 0.05 y 8 Hz) para evitar detectarlas como complejo QRS. Por otro lado, a altas frecuencias se deben evitar los artefactos de movimiento, pero no los complejos QRS de alta frecuencia. El tipo de filtros clásicamente usados son Filtros de Respuesta Impulsiva Finita (FIR) de fase lineal, donde su función de transferencia en Z es de la forma: [23]

$$H(z) = (1 - z^{-M})(1 + z^{-1})^L \quad (\text{Ec. 2.1})$$

El término $(1 - z^{-M})$ efectúa la acción derivativa, y el $(1 + z^{-1})^L$ realiza la acción paso bajo. Los parámetros M y L ajustan los límites de banda de paso.

La etapa de transformación no lineal tiene el principal objetivo de obtener un pico por cada complejo QRS, de modo que pueda usarse un detector de pico basado en un umbral para determinar la posición de los complejos QRS. Debido a que dicho umbral no puede ser fijo, debe de ser adaptativo debido a que no existe una uniformidad en las amplitudes de los potenciales electrocardiográficos recogidos en la superficie del cuerpo, estos varían según la edad, sexo, estado de ánimo, antecedentes clínicos y algunas otras características del paciente formando estrictamente umbrales con fronteras borrosas.

La detección y localización del intervalo QT requiere la detección del inicio y final del complejo QRS, el inicio del intervalo ST y el final de la onda T. La detección de los inicios y finales del complejo QRS y la onda T está basada en el máximo módulo (valor absoluto máximo) y los cruces por cero de la transformada wavelet a las escalas características. El inicio y final del complejo QRS son detectados usando la escala 2^2 , debido a que el ECG alrededor de estos puntos está compuesto de altas frecuencias. [24]

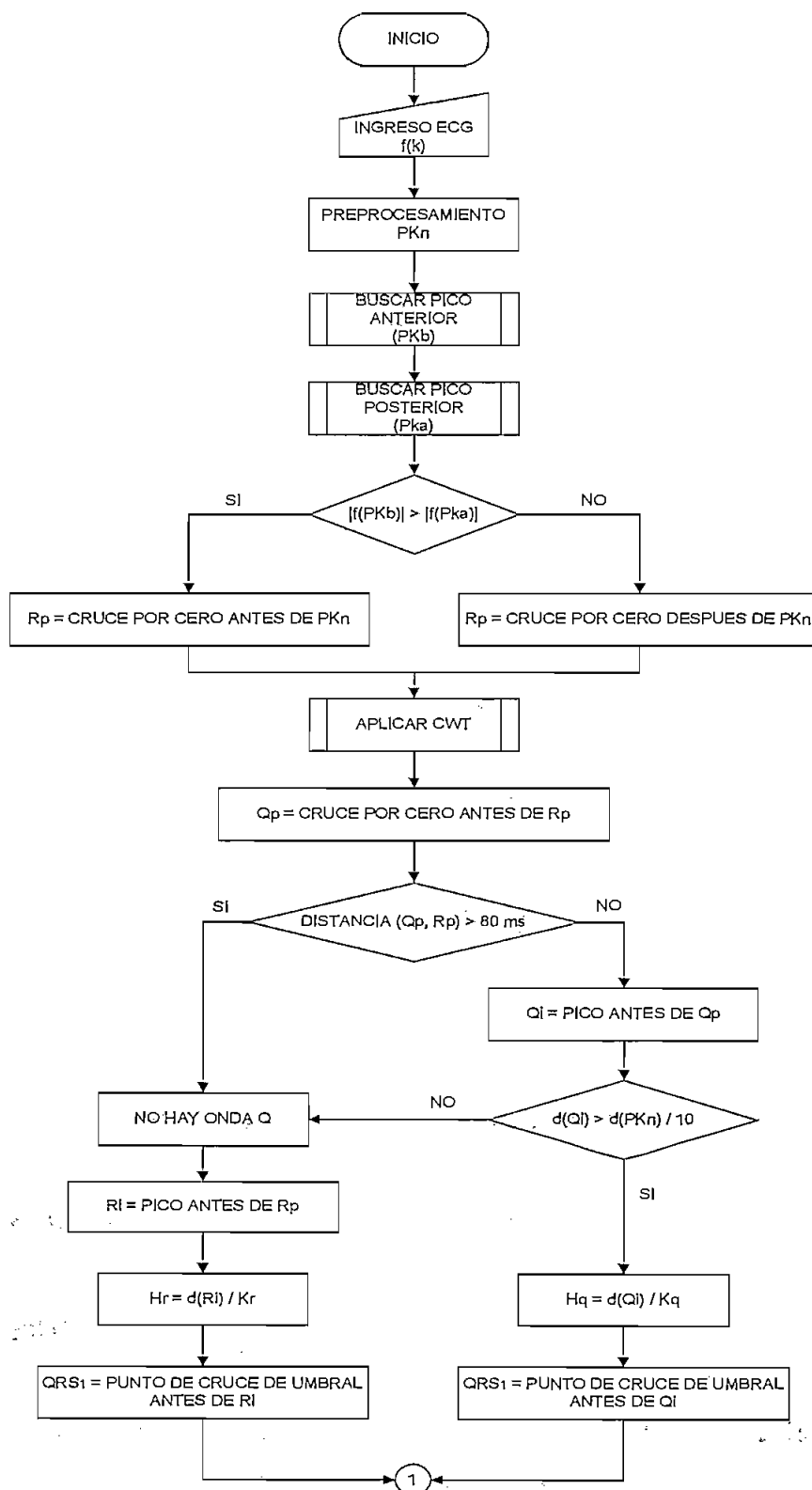
Los cruces por cero de la función $Wf(2^2, t)$ antes del máximo (el que corresponde al complejo QRS) corresponde al inicio del complejo QRS. Similarmente, el cruce por cero de $Wf(2^2, t)$ después del máximo (correspondiente el complejo QRS) corresponde al punto final del complejo QRS. Para mejorar la eficacia en la detección, las siguientes precauciones deben ser observadas:

1. No pueden ocurrir dos complejos QRS en menos de 200 ms.
2. El máximo local no puede exceder un límite dado.

La onda T corresponde a un par de máximos módulos de la transformada wavelet a la escala 2^4 localizados después del final del complejo QRS. El inicio ST es fijado después del final QRS y el primer máximo módulo correspondiente a la onda T. La búsqueda se lleva a cabo 300 ms después del final QRS para detectar el inicio ST y el final de la onda T. Para el final de T, se busca un punto donde la $Wf(2^4, t)$ satisfaga cualquiera de las siguientes condiciones:

1. La pendiente $Wf(2^4, t)$ cambia de signo.
2. El punto sea menor que el 5% del máximo módulo.

Una vez que el inicio de QRS y el final de la onda T han sido detectados, el intervalo QT es definido como el intervalo de tiempo entre estos dos puntos. En el siguiente diagrama de bloques se esquematiza todo este procedimiento.



$$G_1(z) = 1 - Z^{-6} \quad (\text{Ec. 2.2})$$

La respuesta de amplitud es:

$$|G_1(\omega T)| = 2|\text{sen}(3\omega T)| \quad (\text{Ec. 2.3})$$

donde T es el periodo de muestreo, la ganancia es $6T$, y el retraso de procesamiento del filtro es de tres muestras. [25] Este algoritmo se referirá a $d(k)$ como la señal ECG diferenciada.

Después se filtra la señal con un filtro pasa bajo de primer orden para evitar el ruido residual y el ruido de diferenciación intrínseco. LYNN (1977) [26] sugirió la función de transferencia como un filtro de coeficiente entero:

$$G_2(z) = \frac{1 - Z^{-8}}{1 - Z^{-1}} \quad (\text{Ec. 2.4})$$

La respuesta de amplitud es:

$$|G_2(\omega T)| = \left| \frac{\text{sen}(4\omega T)}{\text{sen}(1/2\omega T)} \right| \quad (\text{Ec. 2.5})$$

La ganancia DC es 8, la frecuencia de corte a -3dB es aproximadamente 20 Hz, y el retraso del filtro es $4\frac{1}{2}$ muestras. En referencias futuras se referirá a la señal procesada $f(k)$ como la señal diferenciada aumentada el filtrado pasa bajo.

2.4.2 DETECCIÓN DEL COMPLEJO QRS

Una vez que la señal se diferencia y se filtra, se implementa un detector de QRS basado en un umbral adaptable como se describe en PAN y TOMPKINS (1985)

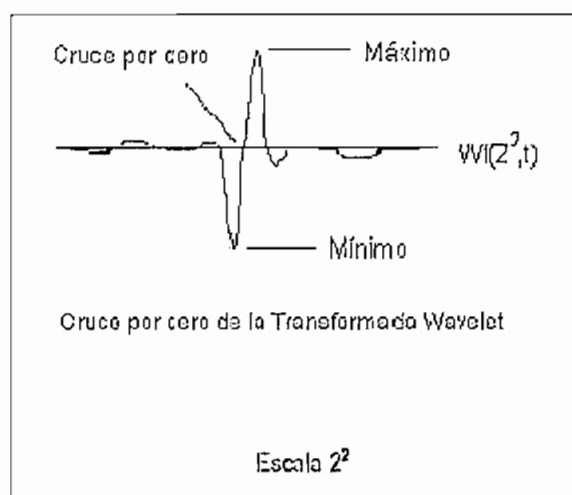


Fig. 2.12 Detección del complejo QRS.

Para seleccionar la escala se debe tomar en cuenta que la energía del complejo QRS comprende la banda de frecuencias de 3 Hz a 40 Hz y su mayor parte corresponde a las escalas 8 y 12. Sin embargo, para minimizar errores en la detección debido a artefactos de línea de base y movimiento, que comprenden una banda de frecuencias de 0,5 Hz a 7 Hz, se ha utilizado la escala 2^2 que corresponde a un ancho de banda de 19 Hz a 64 Hz.

2.4.3 DEFINICIÓN DE LAS ONDAS R Y Q

Después de detectar la posición PK_n en la señal procesada $f(k)$, se busca el pico más cercano hacia adelante (PK_a , pico siguiente) y hacia atrás (PK_b , pico anterior) como se describe en el diagrama de bloques. Para definir la posición de R (R_p): se sabe que la onda R tiene la pendiente más alta en el complejo QRS; así PK_n será el valor de pendiente máximo en el lado ascendente o en el lado descendente de la onda R. La pendiente más alta al otro lado de la onda R será PK_a o PK_b y dependerá de cuál tiene el valor absoluto más grande. Entonces se define la posición de R (R_p) como el cruce por cero entre PK_n y el valor absoluto más alto de PK_a o PK_b .

En algunas morfologías del complejo QRS la onda Q o S pueden detectarse de forma consistente así como la onda R. Como este trabajo está interesado en el

intervalo R-R y en latidos normales, los intervalos Q-Q, R-R, o S-S tienen el mismo valor, no se toma esto en consideración.

Se define la posición de Q (Q_p) como el cruce por cero que precede a la posición R_p en la señal diferenciada, y no en el ECG filtrado, porque la onda Q tiene frecuencias altas que no pueden estar presente en una señal con un filtrado pasa bajo. Cuando el intervalo R_p-Q_p excede 80 ms ninguna onda Q es considerada. Esto ocurre cuando la onda Q se ha detectado como una onda R o cuando ninguna onda Q está presente.

2.4.4 DEFINICIÓN DEL INICIO Y FINAL DEL COMPLEJO QRS

En la siguiente fase se define el inicio del complejo QRS (QRS_1) como el principio de la onda de Q (u onda R cuando ninguna onda Q está presente). La posición de Q (Q_p) y la posición de R (R_p) ya se han detectado. Entonces desde el punto Q_p (o R_p) se busca hacia atrás, en la señal diferenciada $d(k)$, por un punto Q_l (o R_l) de pendiente máxima en la señal del ECG. Con este punto se define un umbral H_q (o H_r) como el valor de la señal diferenciada en Q_l (o R_l) dividido por una constante K que toma el valor $K=K_q$ cuando la onda Q está presente, y $K=K_r$ cuando ninguna onda Q está presente; $H_q=d(Q_l)/K_q$ (o $H_r=d(R_l)/K_r$). Desde este punto se define el comienzo del complejo QRS (QRS_1) como el punto hacia atrás que cruza el umbral de Q_l (o R_l). También se muestra el diagrama de flujo para esta aplicación en la descripción del algoritmo. El algoritmo funciona mejor para $K_q=2$ y $K_r=5$.

Se usan diferentes valores de K en el caso de la presencia de la onda Q (K_q) o sólo de la onda R (K_r) debido al valor de pendiente máxima diferente para ambas ondas. Se considera que la onda R empieza en una posición donde el valor de la pendiente alcanza $1/5$ ($K=5$) del máximo, y $K=2$ para el comienzo de Q. Como las ondas Q y S tienen componentes de alta frecuencia, es conveniente detectarlas en las escalas 2^1 , 2^2 o 2^3 de la transformada wavelet continua (CWT).

Para detectar el final del complejo QRS, primero se busca el cruce por cero posterior al final del par de módulos de máximo valor absoluto desde el pico positivo de la onda. El final del complejo QRS se define como el primer punto de inflexión después del cruce por cero, y en algunos casos puede ser el mismo cruce por cero. Desde este cruce por cero se busca primero un pico positivo y después, a partir de este pico, un punto de máxima pendiente que corresponde al final del complejo QRS con un retardo que depende de la escala utilizada.

2.4.5 DEFINICIÓN DEL PICO Y DEL FINAL DE LA ONDA T

La onda T corresponde a un par de módulos de máximo valor absoluto de la CWT en la escala 2^4 localizados después del final del complejo QRS con un cruce por cero entre ellos. Este cruce por cero proporciona la posición del pico de la onda T, tanto para ondas T positivas como negativas, y el final de la onda T corresponde al final del par de módulos de máximo valor absoluto. El pico y el final de la onda T tienen retardos que dependen de la escala utilizada. Para seleccionar la escala se debe tener en cuenta que la energía de la onda T está en la banda de 0,5 Hz a 10 Hz, mientras que los artefactos de movimiento y derivas de línea de base tienen una frecuencia de 0,5 Hz a 7 Hz. Por consiguiente, para reducir errores en la detección se debe utilizar la escala 2^4 que corresponde a un ancho de banda de 7 Hz a 24 Hz.

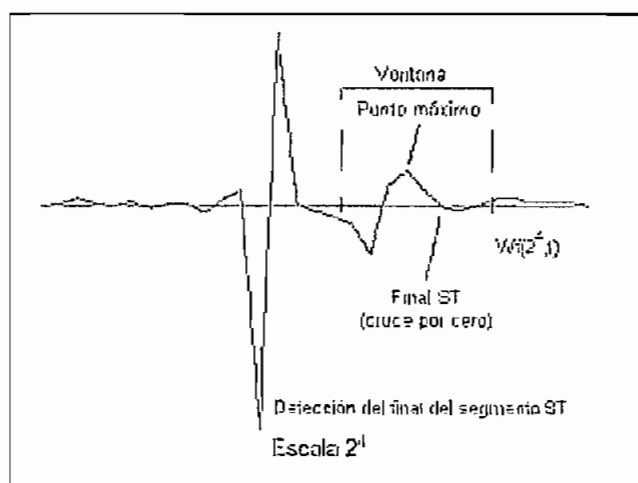


Fig. 2.13 Detección del intervalo ST.

Desde la posición de R se define una ventana de búsqueda cuyos límites son $bwin$ y $ewin$.

$$(bwin, ewin) = \begin{cases} (140, 500) \text{ ms} & RR_{av} > 700 \text{ ms} \\ (100, 0.7RR_{av}) \text{ ms} & RR_{av} < 700 \text{ ms} \end{cases} \quad (\text{Ec. 2.8})$$

Se disminuye el tamaño de la ventana cuando R-R disminuye, para evitar que el comienzo de la siguiente onda P sea detectada como una onda T falsa. RR_{av} es usado para evitar cambios drásticos en el intervalo R-R. Cuatro tipos diferentes de ondas T van a ser considerados: onda T normal (ascendente - descendente), onda T invertida (descendente - ascendente), onda T sólo descendente, y onda T sólo ascendente.

Se buscan los valores máximo (max) y mínimo (min) de la señal procesada $f(k)$ en la ventana definida. Si la posición del max está antes de la posición del min , entonces la onda T puede ser ascendente - descendente o sólo ascendente; $|max| > 4|min|$ es la condición seleccionada para caracterizar la onda T sólo ascendente.

Si la posición del min está antes de la posición del max se busca el mínimo ($mina$) entre la posición del max y el extremo de la ventana. Si el valor $mina$ es comparable en valor absoluto con el valor max se considera de nuevo la forma ascendente - descendente. Si no, se compara min y max , y si ellos tienen valores similares, T es considerada descendente - ascendente, también puede considerarse T sólo descendente. Se ha obtenido un buen desempeño para la clasificación de las cuatro morfologías definidas de onda T usando un factor de cuatro para la comparación de $mina$ con max , y min con max .

si $|max| < 4|mina|$, entonces T es normal, en caso contrario se tiene el siguiente criterio,

si $|min| > 4|max|$, entonces la onda T es sólo descendente, en caso contrario la onda T es invertida

Con estas consideraciones se obtiene el último punto de pendiente más alta de la onda T (descendente o ascendente), y de este punto T_i se busca el punto final de T como sigue.

Se tiene $f(T_i)$ que denota el valor que toma la señal procesada en este punto (a veces será el *min*, *max* o *mina* que dependen de la morfología de la onda T). Este valor tiene información sobre la razón de decaimiento de T. Se define el punto final de la onda T (T_2) como un punto adelante de T_i donde la señal procesada descendente (o ascendente en T invertida) alcanza un valor de umbral H_t , $H_t=f(T_i)/K_t$, donde K_t es un valor experimental que en nuestro estudio tiene su mejor comportamiento para $K_t=2$.

Éste es el paso más importante del algoritmo. Se debe notar que otros métodos hacen uso de una señal diferenciada (PISANI et al., 1985) [28] y un umbral que no tiene información sobre la razón de decaimiento de T. En el caso de este trabajo, cuando la onda T tiene el valor de pendiente más alto o más bajo, $f(T_i)/K_t$ también tiene el valor más alto o más bajo para localizar el punto final de T. Las interferencias de baja frecuencia de la línea base tienen gran importancia en métodos para la definición del extremo de la onda T basados en consideraciones de la línea base (ALGRA et al., 1987; el CRITELLI et al., 1982) [29]. En este método éstos tienen pobre influencia, porque estas interferencias de la línea base son de frecuencia más baja que aquéllas de la onda T, y el diferenciador tiene ganancia muy pobre para estas frecuencias comparado con su ganancia para las frecuencias de la onda T.

Los picos de la onda T (T_1) se definen ahora como los primeros cruces por cero adelante de la posición de T_i en la señal procesada. En el Apartado 2.3 se muestra un flujograma para este procedimiento.

2.4.6 SELECCIÓN DE VALORES DE QT

Una vez que el inicio del complejo QRS (QRS_1), el pico de la onda T (T_1) y el final de la onda T (T_2) se han definido, se puede calcular el intervalo QT substrayendo

el tiempo QRS₁ de T₂. También se define QTP como un intervalo entre el principio del complejo QRS y el pico de la onda T (CRITELLI et al., 1982) [30]. Finalmente, se puede aplicar la fórmula de Bazett para obtener los intervalos de QT y QTP corregidos para la variabilidad del intervalo R-R: QT_c y QTP_c, respectivamente.

$$QT = T_2 - QRS_1 \quad QT_c = \frac{QT}{\sqrt{RR}} \quad (\text{Ec. 2.9})$$

$$QTP = T_1 - QRS_1 \quad QTP_c = \frac{QTP}{\sqrt{RR}} \quad (\text{Ec. 2.10})$$

donde RR es el intervalo R-R anterior.

Como un registro ECG de Holter desgraciadamente tiene una contaminación importante de ruido de alta frecuencia, los errores pueden ocurrir en la definición del intervalo QT, debido fundamentalmente a los cambios en el final de la onda T lo que lleva a hacer una mala definición del final de T. También los latidos ectópicos y otros latidos anormales son fuentes de error en la medida del intervalo QT. Para evitar este problema sólo se seleccionan tres latidos en cada juego de cinco latidos medidos. Se rechazan los intervalos QT más grandes y más pequeños en este juego de cinco latidos. También se rechazan aquéllos cuyo valor de QT es más alto o más bajo que 15 por ciento del promedio actual.

Siguiendo este procedimiento se trazan QT, QT_c, QTP, QTP_c y medidas de RR obtenidas de la señal registrada del ECG. La distribución del porcentaje de medidas también se presenta.

2.5 SUMARIO

En este Capítulo se diseña el algoritmo que permite la detección de los puntos, y por lo tanto de los intervalos, característicos de un electrocardiograma. Para esto se hace un análisis sobre el ruido que afecta a la señal, las causas que lo

provocan y los métodos de filtrado que propone la literatura especializada para reducirlo hasta niveles prácticamente despreciables.

Luego se presentan las sugerencias que se obtienen de la teoría del procesamiento digital de señales y la Transformada Wavelet Continua (CWT) para la detección de los puntos significativos del ECG, con su respectivo sustento matemático.

A continuación se desarrolla el diseño mismo del algoritmo, cuyo funcionamiento completo se presenta resumidamente en forma de un diagrama de bloques. Este diagrama de bloques es explicado detalladamente en el último Apartado y sus correspondientes subapartados.

Una vez diseñado el algoritmo, en el siguiente Capítulo se pretende desarrollar e implementar el software de soporte usando el paquete LabVIEW 6.1, el cual es el propósito final de este proyecto.

CAPÍTULO 3

DESARROLLO DEL SOFTWARE DE SOPORTE

3.1 PRELIMINARES

En el Capítulo anterior se diseñó el algoritmo para la caracterización de los límites de forma de onda de un electrocardiograma (ECG), utilizando la transformada continua de ondillas (CWT). En dicho Capítulo se abordaron en detalle los distintos aspectos matemáticos y técnicos que contempla la teoría del procesamiento digital de señales electrocardiográficas, tomando en cuenta la transformada de ondillas. Esta es la base que permite implementar un sistema con tecnología propia de baja inversión para el análisis de los parámetros del ECG en un programa de computación.

En este trabajo para tal propósito se usan recursos de varios tipos, algunos de los cuales ya han sido estudiados en Capítulos anteriores, y otros que serán descritos a continuación. Los recursos principales son los siguientes:

- Paquete gráfico LabVIEW 6.1 edición profesional.
- Lenguaje de programación técnica MATLAB 6.5.
- Herramienta WAVELET TOOLBOX de Matlab.
- Base de datos electrocardiográficos MIT QT DATABASE.

El hardware utilizado incluye una PC con procesador Intel Pentium IV de 1.8 GHz, con 256 MB de memoria RAM. Los lenguajes de programación LabVIEW y MATLAB para el desarrollo del software de soporte corren bajo la plataforma Windows XP. En este punto se hace necesario mencionar que inicialmente se intentó desarrollar el programa usando únicamente el paquete gráfico LabVIEW, pero con el fin de obtener mayor versatilidad y sencillez en el programa se hizo necesario construir un interfaz entre el software desarrollado y las herramientas de MATLAB.

Es importante indicar que se podría elaborar completamente el programa con LabVIEW si se tiene acceso al conjunto de herramientas *Signal Processing Toolset* de National Instruments, el cual no forma parte de los paquetes comerciales de LabVIEW, pero que contiene las librerías necesarias para la construcción de los distintos tipos de transformadas de ondillas en su *Wavelet and Filter Bank Design Component*.

3.2 DESCRIPCIÓN BÁSICA DE LabVIEW

3.2.1 INTRODUCCIÓN

LabVIEW (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench) es un ambiente de desarrollo gráfico estándar en la industria que combina el rendimiento y flexibilidad de un lenguaje de programación con alto nivel de funcionalidad y utilidades de configuración diseñadas específicamente para aplicaciones de test, medida y control (Fig. 3.1).



Fig. 3.1 Logotipo del paquete gráfico LabVIEW.

LabVIEW es utilizado en numerosos sectores, incluyendo el de automatización, de semiconductores, aeroespacial, transportes, investigación, academia, telecomunicaciones, biomedicina y electrónica. LabVIEW tiene su mayor aplicación en sistemas de medición, como monitoreo de procesos y aplicaciones de control, un ejemplo de esto pueden ser sistemas de monitoreo en transportación, laboratorios para clases en universidades, procesos de control industrial. LabVIEW es muy utilizado en procesamiento digital de señales (wavelets, FFT, Total Distorsion Harmonic TDH), procesamiento en tiempo real de aplicaciones biomédicas, manipulación de imágenes y audio, automatización, diseño de filtros digitales, generación de señales, entre otras.

LabVIEW esta disponible para Windows 2000/NT/XP/98, Mac OS, Linux y Sun Solaris. Hay tres distintos paquetes de LabVIEW: el Sistema de Desarrollo Profesional, el Sistema de Desarrollo Completo y el Paquete Base. El Sistema de Desarrollo Profesional de LabVIEW incluye toda la funcionalidad del Sistema de Desarrollo Completo y además herramientas que facilitan el desarrollo de sistemas de instrumentación sofisticados para equipos de personas que trabajan en desarrollo, usuarios que utilizan grandes suites de Instrumentos Virtuales (VIs) o programadores que deben seguir estándares de calidad rigurosos.

El Sistema de Desarrollo Completo de LabVIEW contiene toda la funcionalidad del Paquete Base y además contiene las herramientas que se requieren para desarrollar sistemas de instrumentación. Incluye drivers para adquisición de datos y control de instrumentos. La biblioteca de análisis de medida incluye funciones de procesamiento digital de señales, funciones de análisis de medida y una gran variedad de funciones matemáticas y álgebra lineal. El sistema de desarrollo también proporciona funciones para acceso directo a códigos externos. Además de esto se incluye el servidor de Web y herramientas de publicación, herramientas de generación de reportes avanzados, gráficas 3-D, gráficas de línea y contorno, gráficos comunes y animación.

El Paquete Base LabVIEW de NI (National Instruments), la configuración mínima de LabVIEW, esta diseñado para aplicaciones de desarrollo básico de adquisición de datos, control de instrumentos y presentación de datos. [31]

3.2.2 CARACTERÍSTICAS

LabVIEW es a la vez compatible con herramientas de desarrollo similares y puede trabajar con programas de otra área de aplicación, como por ejemplo MATLAB. Tiene la ventaja de que permite una fácil integración con hardware, específicamente con tarjetas de medición, adquisición y procesamiento de datos (incluyendo adquisición de imágenes). Este lenguaje de programación permite desarrollar de una forma más rápida cualquier aplicación, especialmente de

instrumentación, en comparación con lenguajes de programación tradicionales basados en texto, gracias a que es un lenguaje de programación gráfico (Fig. 3.2).

Una de las principales características de LabVIEW es su modularidad, es decir, la capacidad de utilizar bloques funcionales para la programación. LabVIEW permite conectarse a otras aplicaciones mediante un intercambio de datos como Active X, librerías dinámicas, bases de datos, Excel y/o a protocolos de comunicación como DataSocket, TCP/IP, UDP, RS-232, entre otras. Una característica de cada aplicación o función consiste en que se puede utilizar en *cualquier* parte de otro programa, dándole a LabVIEW una estructura jerárquica.

Otra característica se encuentra en el flujo de datos, que muestra la ejecución secuencial del programa, es decir, una tarea no se inicia hasta no tener en todas sus variables de entrada información o que las tareas predecesoras hayan terminado de ejecutarse. Debido al lenguaje gráfico, el compilador con que cuenta LabVIEW es más versátil ya que sobre el mismo código de programación se puede ver fácilmente el flujo de datos, así como su contenido.

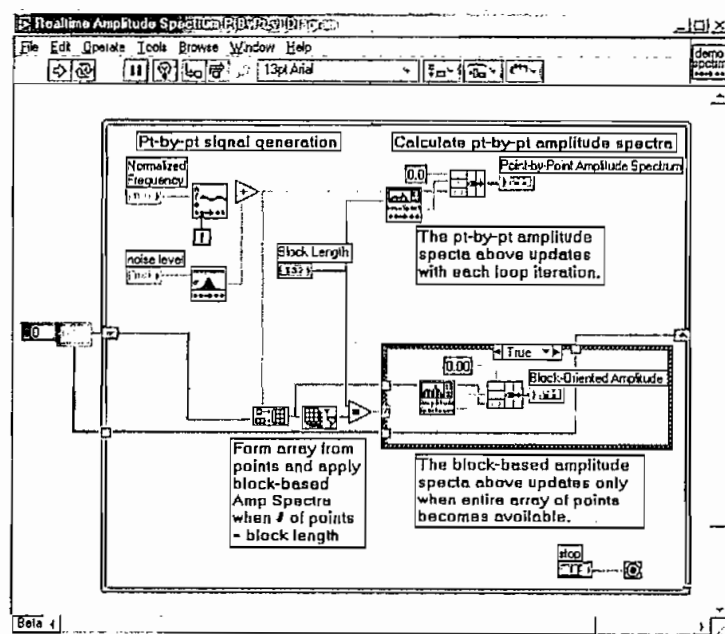


Fig. 3.2 Código gráfico de LabVIEW.

LabVIEW también puede ser un programa en "tiempo real" donde la aplicación trabaja sin la necesidad de otro sistema operativo, este programa denominado LabVIEW RT viene con su propio Kernel que se encarga de la administración de las tareas. Mediante un constructor de aplicaciones también es posible generar un archivo que puede ejecutarse fuera de LabVIEW.

En LabVIEW se realiza la compilación bajo el principio básico de programación de forma gráfica. Debido a que se trabaja con flujo de datos es fácil ver el comportamiento de estos a través del programa, se tiene la posibilidad de ver en el depurador ejecutarse paso a paso cada instrucción, se puede observar como cambian los datos en cualquier parte del programa, y como van pasando de una función a otra dentro del diagrama de bloques. El compilador optimiza internamente el código manteniendo una buena velocidad en la ejecución del programa. [32]

3.2.3 ENTORNO

LabVIEW trabaja siempre bajo algo denominado VI, es decir, un instrumento virtual, se pueden crear VI's a partir del diseño de especificaciones funcionales. Estos VI's pueden utilizarse en cualquier otra aplicación como una subfunción dentro de un programa principal. Los VI's se caracterizan por ser un cuadrado con su respectivo símbolo relacionado con su funcionalidad, tener una interfaz con el usuario, tener entradas con su color de identificación de dato, tener una o varias salidas y por supuesto ser reutilizables.

En el ambiente de trabajo de LabVIEW existen dos paneles, el panel frontal y el panel de programación ó diagrama de bloques (Fig. 3.3); en el panel frontal se diseña la interfaz con el usuario y en el panel de programación se relacionan los elementos utilizados en la interfaz mediante operaciones que determinan en sí como funciona el programa o el sistema, precisamente es la parte donde se realizan las especificaciones funcionales.

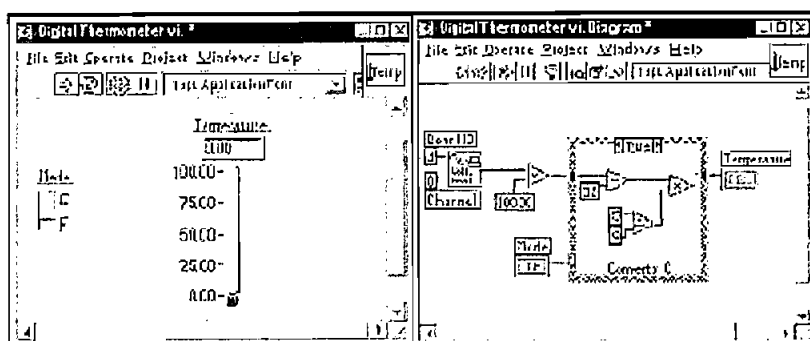


Fig. 3.3 Panel frontal y diagrama de bloques de un VI.

En el panel de programación se puede diseñar de manera gráfica y como si fuera un diagrama de bloques el funcionamiento de un sistema. La programación gráfica se basa en la realización de operaciones mediante la asignación de iconos que representen los datos numéricos e iconos que representan los procedimientos que deben realizar los VI's. Estos iconos se enlazan para determinar una operación y/o función mediante una conexión simple, como lo es una línea recta.

Al diseñar el programa de forma gráfica, se hace visible una programación orientada al flujo de datos, donde se tiene una interpretación de los datos también de forma gráfica, por ejemplo un dato booleano se caracteriza por ser una conexión verde, cada tipo de dato se identifica con un color diferente dentro de LabVIEW; también es necesario tener en cuenta que cuando se realiza una conexión a un VI esta conexión se identifica por un tipo de dato específico, que debe coincidir con el tipo de dato de la entrada del VI (aunque esto no necesariamente es cierto ya que puede haber varios tipos de datos conectados de VI a VI, además de que un arreglo de datos "cluster" puede albergar varios tipos de variables) permitiendo una concordancia en el flujo de datos; no siempre el tipo de dato de la entrada del VI es el mismo que el de la salida, pero sin embargo para la mayoría de los casos sí se cumple.

El flujo de datos va de izquierda a derecha en el panel de programación y esta determinado por las operaciones o funciones que procesan los datos. Es fácil observar en el panel de programación como se computan los datos en cada parte

del programa cuando se realiza una ejecución del programa paso a paso (Figura 3.4). En LabVIEW las variables se representan mediante una figura tanto en el panel frontal como en el panel de programación, de esta forma se puede observar su respuesta en la interfaz del usuario y en el flujo de datos del código del programa. Otros objetos como gráficas y accesos directos a páginas web cumplen estas mismas condiciones.

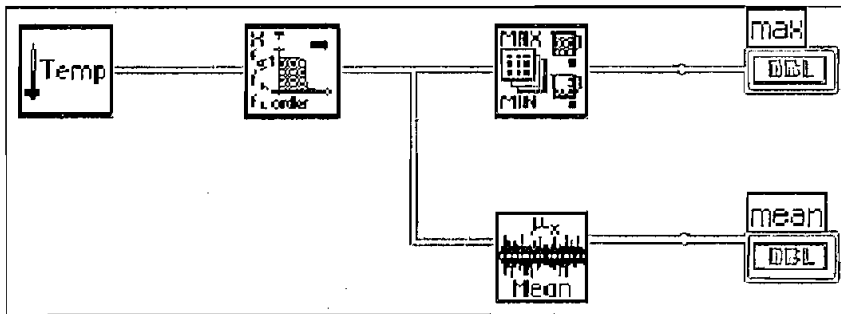


Fig. 3.4 Flujo de datos en el diagrama de bloques de un VI.

En el panel frontal es donde se diseña la interfaz de usuario y se ubican los controles e indicadores. En el diagrama de bloques se encuentran las funciones. Cada control que se utiliza en la interfaz tiene una representación gráfica en el panel de código, igualmente los indicadores necesarios para entregar la información procesada al usuario tienen un icono que los identifica en el panel de código o de programación. Los controles pueden ser booleanos, numéricos, strings, un arreglo matricial de estos o una combinación de los anteriores; y los indicadores pueden ser como para el caso de controles pero pudiéndolos visualizar como tablas, gráficos en 2D o 3D, browser, entre otros.

Las funciones pueden ser VI's prediseñados y que pueden ser reutilizados en cualquier aplicación, estos bloques funcionales constan de entradas y salidas, igual que en un lenguaje de programación estándar las funciones procesan las entradas y entregan una o varias salidas, estos VI's pueden también estar conformados de otros subVI's y así sucesivamente, de esta forma se pueden representar como un árbol jerárquico donde un VI se relaciona o depende de varios subVI's.

Las paletas de LabVIEW proporcionan las herramientas que se requieren para crear y modificar tanto el panel frontal como el diagrama de bloques. La paleta de herramientas (Tools palette) se emplea tanto en el panel frontal como en el diagrama de bloques (Fig.3.5). Contiene las herramientas necesarias para editar y depurar los objetos tanto del panel frontal como del diagrama de bloques.



Fig. 3.5 Paleta de Herramientas.

La paleta de controles (Controls palette) se utiliza únicamente en el panel frontal (Fig. 3.6). Contiene todos los controles e indicadores que se emplearán para crear la interfaz del VI con el usuario. Al seleccionar objetos desde el menú *Controls* estos aparecen sobre el panel frontal, pueden colocarse donde convenga, y además tienen su propio menú desplegable que permite la configuración de algunos parámetros específicos de cada tipo de control.

La paleta de funciones (functions palette) se emplea en el diseño del diagrama de bloques (Fig. 3.6). La paleta de funciones contiene todos los objetos que se emplean en la implementación del programa del VI, ya sean funciones aritméticas, de entrada/salida de señales, entrada/salida de datos a fichero, adquisición de señales, temporización de la ejecución del programa, entre otras. Para seleccionar una función o estructura concretas, se debe desplegar el menú *Functions* y elegir entre las opciones que aparecen.

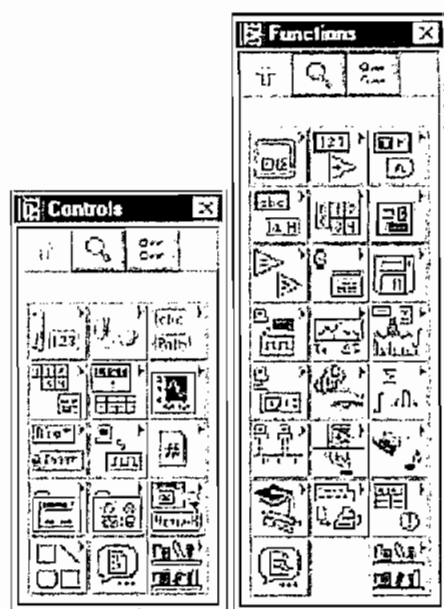


Fig. 3.6 Controles del panel frontal y funciones del diagrama de bloques.

3.3 DESCRIPCIÓN BÁSICA DE MATLAB [33]

3.3.1 INTRODUCCIÓN

MATLAB es el nombre abreviado de "MATrix LABoratory". MATLAB integra la computación matemática con funciones de visualización y un lenguaje de gran eficacia a fin de ofrecer un entorno flexible para la realización de computación técnica (Figura 3.7).



Fig. 3.7 Presentación del programa MATLAB.

El entorno MATLAB representa una plataforma ideal para el cálculo técnico, sobre todo en comparación con C, Fortran y otros lenguajes y aplicaciones. MATLAB dispone de herramientas para:

- Adquisición de datos.
- Exploración y análisis de datos.
- Visualización y procesamiento de imágenes.
- Prototipaje y desarrollo de algoritmos.
- Modelado y simulación.
- Programación y desarrollo de aplicaciones.

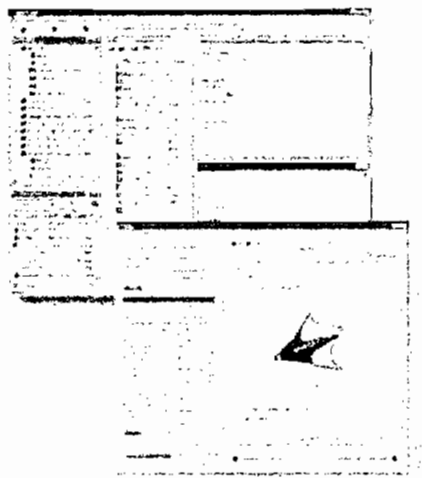


Fig. 3.8 Interfaz gráfica de MATLAB.

MathWorks desarrolla y suministra numerosos conjuntos de herramientas específicos para aplicaciones y otros productos que amplían MATLAB para su uso en aplicaciones que incluyan:

- Ensayo y medición.
- Análisis y obtención de modelos matemáticos.
- Procesamiento de señales.
- Modelado y análisis financiero.
- Procesamiento de imágenes y mapeo.
- Distribución de aplicaciones MATLAB en C, C++ y otros.

3.3.2 CARACTERÍSTICAS

El lenguaje MATLAB está diseñado para el cálculo interactivo y automatizado. Con las funciones optimizadas para matrices se pueden realizar análisis interactivos, mientras que las características de lenguaje estructurado permiten

desarrollar algoritmos propios y aplicaciones. Gracias a este versátil lenguaje se puede afrontar numerosas tareas, como la adquisición de datos, análisis, desarrollo de algoritmos, simulación de sistemas y desarrollo de aplicaciones. Entre las características del lenguaje figuran las estructuras de datos, la programación orientada a objetos (OOP), herramientas de desarrollo de interfaces gráficas de usuario (GUI), herramientas de depuración de código y la capacidad de enlazar con rutinas C, C++, Fortran y Java (Figura 3.9).

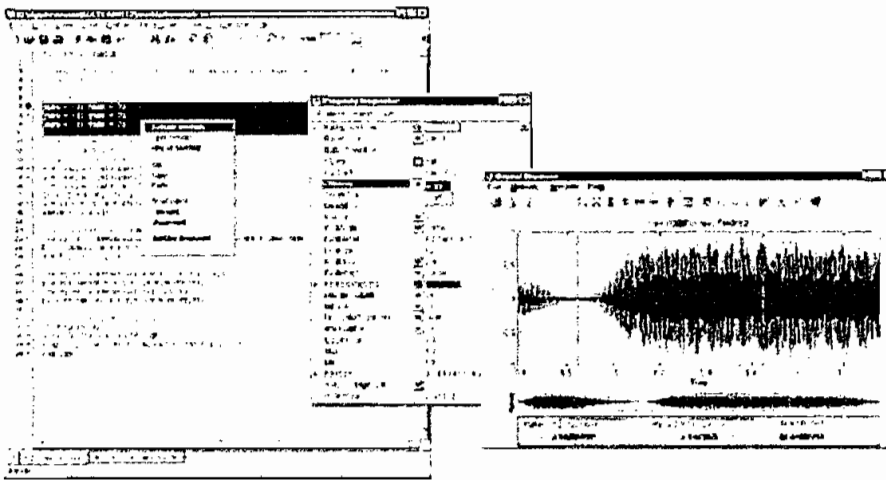


Fig. 3.9 Herramientas de desarrollo de MATLAB.

MATLAB proporciona muchas funciones para realizar operaciones matemáticas y analizar datos (Figura 3.10), entre ellas funciones para trabajar con:

- Matrices y álgebra lineal: aritmética matricial, ecuaciones lineales, valores propios, valores singulares y factorizaciones matriciales.
- Polinomios e interpolación: operaciones polinómicas estándares, como raíces de polinomios, evaluación, diferenciación, ajuste de curvas y ampliación de fracciones parciales.
- Procesado de señales: filtros digitales, transformadas de Fourier rápidas (FFT), transformadas wavelet (WT) y convolución.
- Análisis de datos y estadística: estadística descriptiva, preprocesado de datos, regresión, ajuste de curvas, filtrado de datos.
- Funciones de funciones: funciones MATLAB que trabajan con funciones matemáticas en lugar de vectores numéricos, incluida la representación

gráfica, optimización, búsqueda de cero e integración numérica (cuadratura).

- Ecuaciones diferenciales: resolución de problemas de ecuaciones diferenciales, entre ellos: problemas de valor inicial en ecuaciones diferenciales ordinarias (ODE) y ecuaciones algebraicas-diferenciales (DAE), ecuaciones diferenciales con retraso, problemas de valor límite en ODE y problemas de valor límite o valor inicial en sistemas de ecuaciones diferenciales parciales (PDE) parabólicas y elípticas.
- Matrices dispersas: tanto para operaciones matemáticas generales como especializadas, incluidos los métodos iterativos para las ecuaciones lineales dispersas.

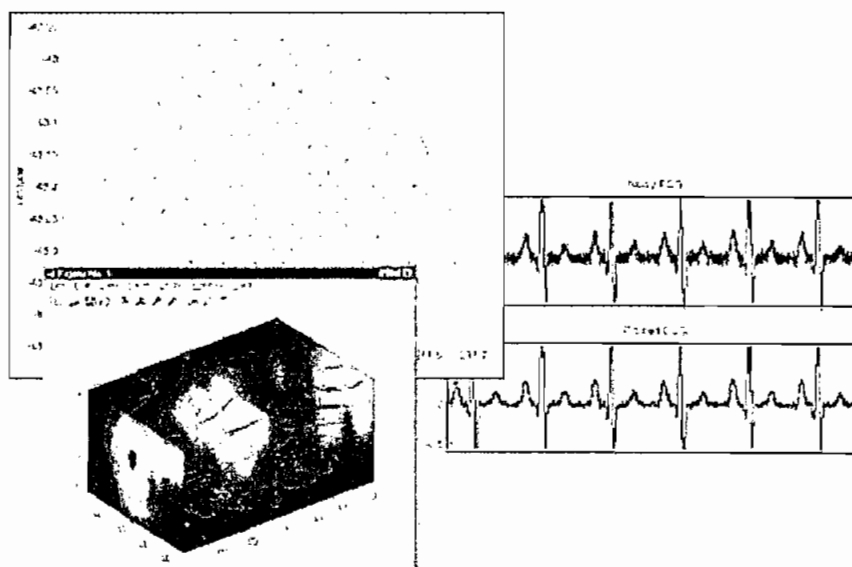


Fig. 3.10 Presentación de Gráficos en MATLAB.

3.3.3 ENTORNO

El entorno de MATLAB está diseñado para la computación interactiva y automatizada. Mediante las funciones matemáticas y gráficas incorporadas y las herramientas de fácil manejo se puede analizar y visualizar los datos de un vistazo (Figura 3.11). El lenguaje estructurado y las herramientas de programación permiten guardar los resultados de las exploraciones interactivas y desarrollar algoritmos propios y aplicaciones.

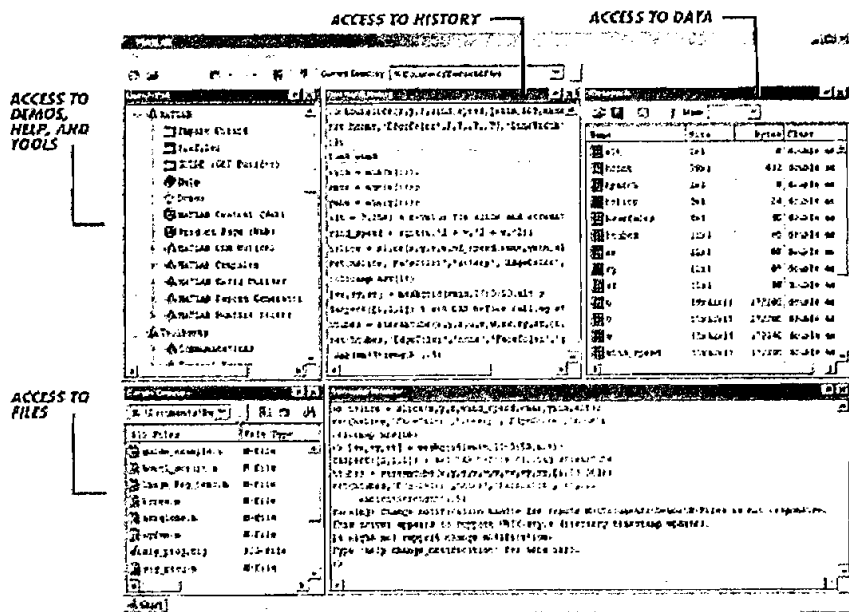


Fig. 3.11 Interfaz del escritorio (MATLAB Desktop).

El Editor/Debugger de archivos M permite ver, desarrollar y depurar de forma rápida los programas de MATLAB (Figura 3.12). Muchas de las rutinas de MATLAB se han desarrollado y enviado como archivos M de lectura, de modo que es posible ver el código fuente, estudiarlo y modificarlo para sus aplicaciones. Con MATLAB puede añadir con facilidad sus propias funciones y enlazarlas a software y fuentes de datos externos.

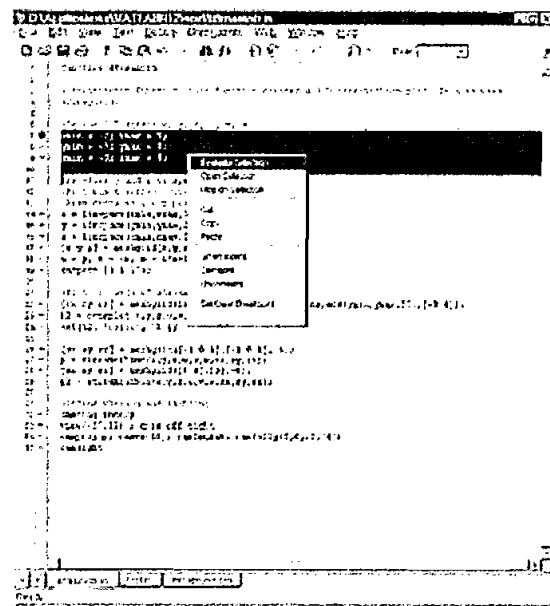


Fig. 3.12 Editor/Debugger de archivos M.

3.4 DESCRIPCIÓN DEL PROGRAMA

El programa desarrollado e implementado con la ayuda de los paquetes LabVIEW y MATLAB, descritos en los Apartados anteriores de este Capítulo, tiene como finalidad detectar los puntos característicos determinados por la forma de onda que tiene un electrocardiograma (ECG), así como los valores de los distintos intervalos y amplitudes definidos por estos puntos, que pueden ser de interés para los especialistas que analizan el funcionamiento del corazón.

En el Capítulo anterior se describió el funcionamiento del algoritmo cuyo desarrollo e implementación se abordan en el presente Capítulo. A continuación se presenta en un diagrama de bloques la estructura general del programa implementado.

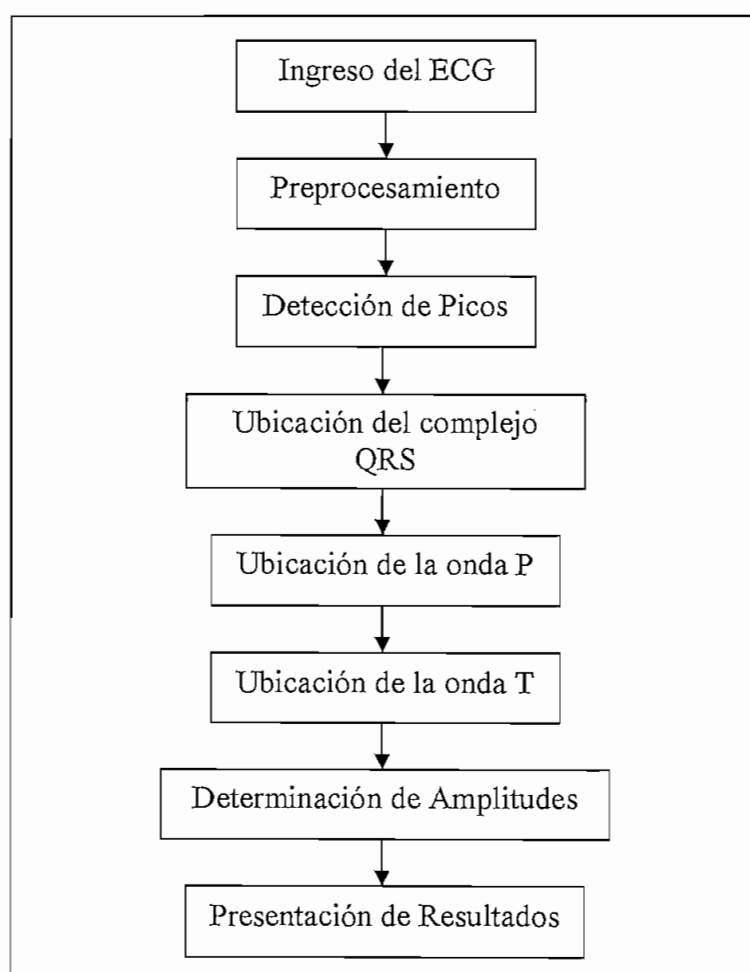


Fig. 3.13 Estructura general del programa.

3.4.1 INGRESO DEL ELECTROCARDIOGRAMA

Como se menciona en el Apartado 3.1, LabVIEW trabaja mediante la creación, edición y depuración de Instrumentos Virtuales (VI's), los cuales pueden ser utilizados como subVI's dentro de otro VI. De esta manera cada uno de los módulos mostrados en el diagrama de bloques de la figura anterior se implementa mediante un VI que funciona como un subVI dentro del programa general. En la siguiente Figura se muestra el módulo implementado para obtener los datos necesarios cuando se ingresa un electrocardiograma de la base de datos de la MIT-BIH QT DATABASE mencionada en el Capítulo 1.

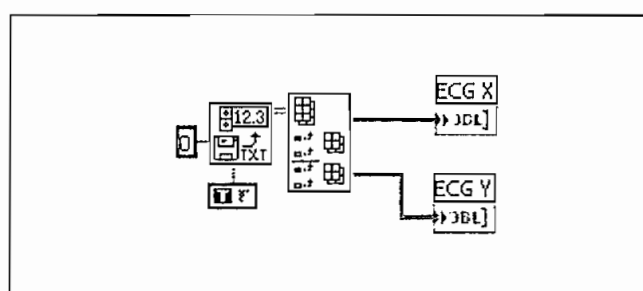


Fig. 3.14 Obtención de datos del ECG.

La finalidad de este módulo, que debido a su sencillez no se implementó como un subVI, es obtener de la muestra del electrocardiograma los datos relativos a las coordenadas de cada uno de los puntos que forman la señal. Para tal propósito se convierte la señal ASCII del ECG que ingresa en un arreglo de dos dimensiones como se muestra en la Figura 3.14

3.4.2 PREPROCESAMIENTO DEL ECG

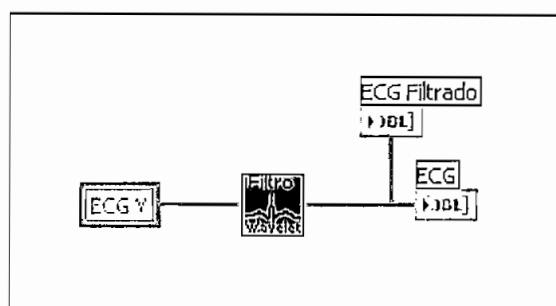


Fig. 3.15 SubVI de filtrado dentro del módulo de preprocesamiento.

Este módulo implementado mediante la creación de un subVI (Figura 3.15) se encarga de adecuar el ECG para eliminar el ruido existente en la señal mediante un proceso de filtraje diseñado de acuerdo al desarrollo descrito en el Capítulo 2. Además de filtrar la señal, el subVI realiza una eliminación de la componente DC de la señal, la cual será utilizada más adelante en el módulo de detección de picos.

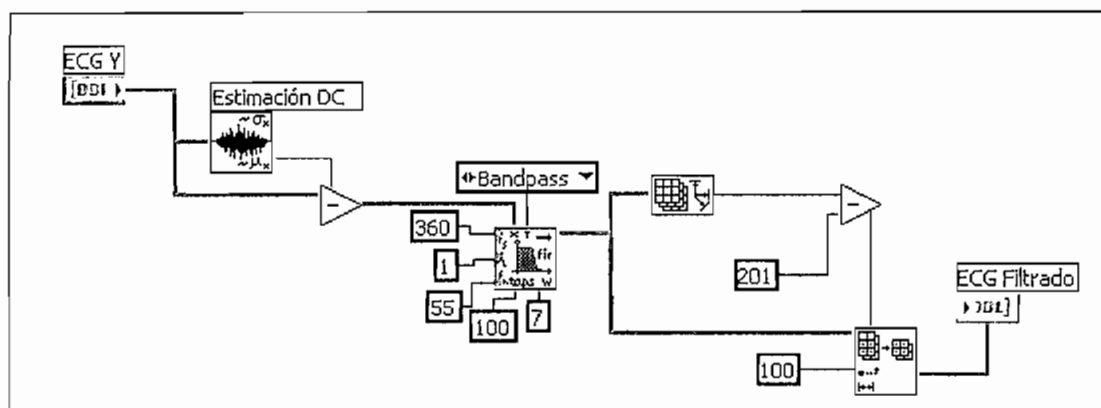


Fig. 3.16 Estructura del subVI denominado "Filtro".

En el proceso que se muestra en la Figura 3.16 se toman las amplitudes del ECG y se elimina la componente DC de la señal para luego filtrarla usando un filtro pasabanda, que tiene las características descritas en el Capítulo anterior. Finalmente se fija un intervalo de 100 milisegundos con el fin de dividir la señal en ventanas que harán más fácil el análisis del ECG.

3.4.3 DETECCIÓN DE PICOS

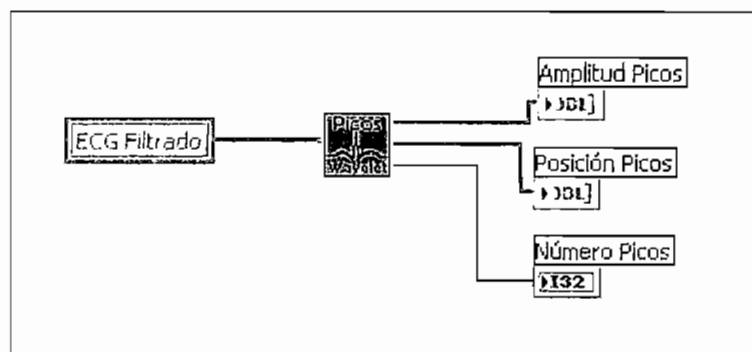


Fig. 3.17 Módulo de detección de picos con su respectivo subVI.

Para implementar el módulo de detección de picos se diseñó un subVI basado en el algoritmo desarrollado en el Capítulo 2 con la ayuda de las librerías de LabVIEW, las cuales cuentan entre sus ejemplos desarrollados con un VI que sirve para detectar los picos y los valles de una señal (Figura 3.17).

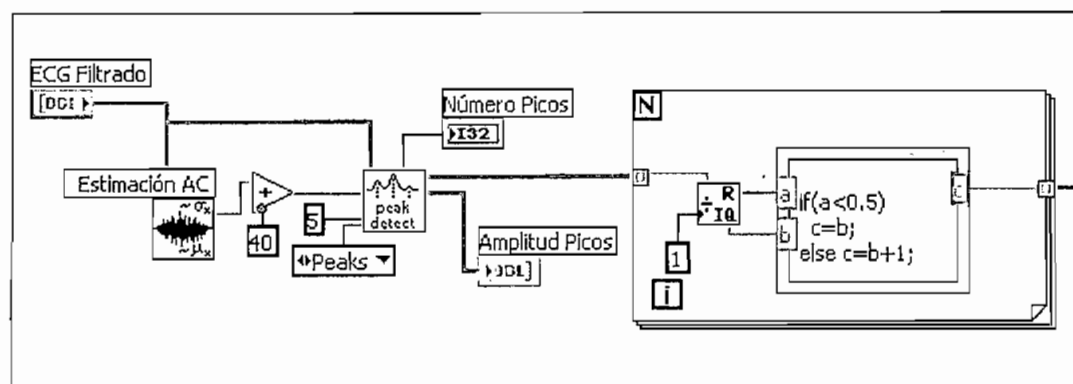


Fig. 3.18 Estructura del subVI denominado "Picos".

Al igual que las etapas anteriores, el módulo de detección de picos es sumamente importante, pues permite localizar posibles ondas R que luego serán confirmadas o descartadas mediante el uso de la transformada wavelet continua (CWT). En la Figura 3.18 se muestra cómo se calcula el valor RMS del ECG con la ayuda del VI llamado "Estimación AC" para luego detectar los picos de la señal con el "Peak Detect.vi" de LabVIEW. Esto permite conocer el número, la amplitud y la posición de los picos. El "Formula Node" con el que termina el proceso sirve para redondear los valores de las posiciones de los picos.

3.4.4 UBICACIÓN DEL COMPLEJO QRS

Luego de detectar los picos de la señal electrocardiográfica se procede a determinar la ubicación de cada uno de los complejos QRS que contiene dicho electrocardiograma. Es en esta etapa que se aplica la CWT, la cual permite decidir si cada pico detectado corresponde a la ubicación de un complejo QRS mediante los cruces por cero de la transformada wavelet continua en la escala 2^2 . Cabe mencionar que para la transformada CWT se usa una wavelet madre (wavelet original) del tipo Biortogonal Spline porque experimentalmente es la que entrega mejores resultados.

En la Figura 3.19 se muestra cómo se toma el ECG preprocesado y se definen ventanas de 250 milisegundos cuyo centro es la posición de cada pico; a la porción de señal de cada ventana se aplica posteriormente la CWT. Para aplicar la CWT se hizo necesario establecer un interfaz entre LabVIEW y MATLAB mediante el nodo *Matlab Script*. Este nodo funciona siempre y cuando se tenga instalado el MATLAB en la misma computadora que se tiene LabVIEW.

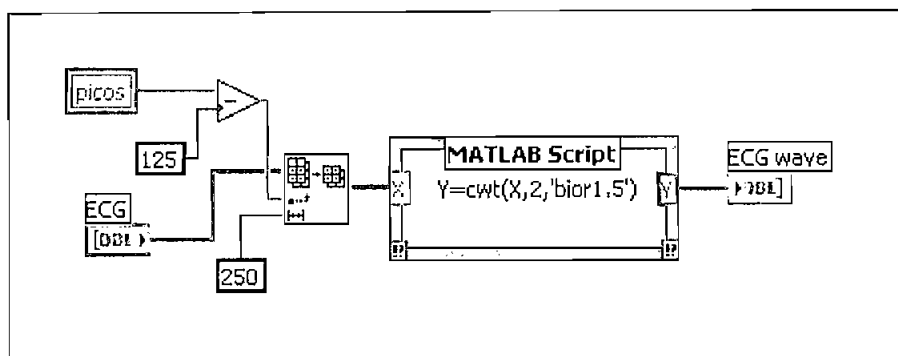


Fig. 3.19 Aplicación de la Transformada Wavelet mediante el nodo MATLAB Script.

El nodo MATLAB Script hace que se ejecuten las librerías de la herramienta *WAVELET TOOLBOX* para que MATLAB calcule la CWT del ECG y entregue el resultado de vuelta a LabVIEW. De esta manera el subVI que determina el complejo QRS puede procesar la información y entregar las posiciones de los puntos Q, R y S como se muestra en la Figura 3.20, los cuales permitirán, además, establecer los intervalos característicos de la señal electrocardiográfica.

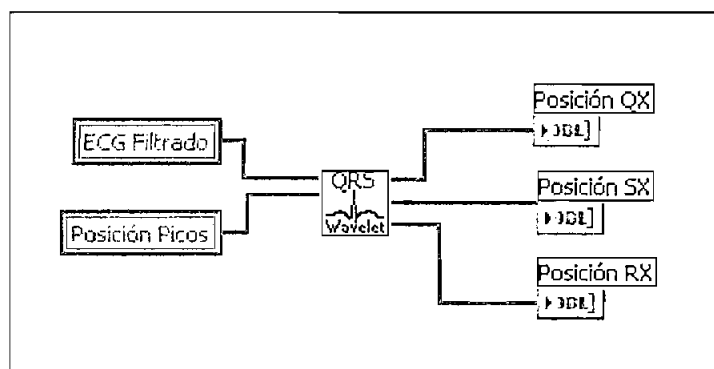


Fig. 3.20 Determinación del complejo QRS.

3.4.5 UBICACIÓN DE LA ONDA P

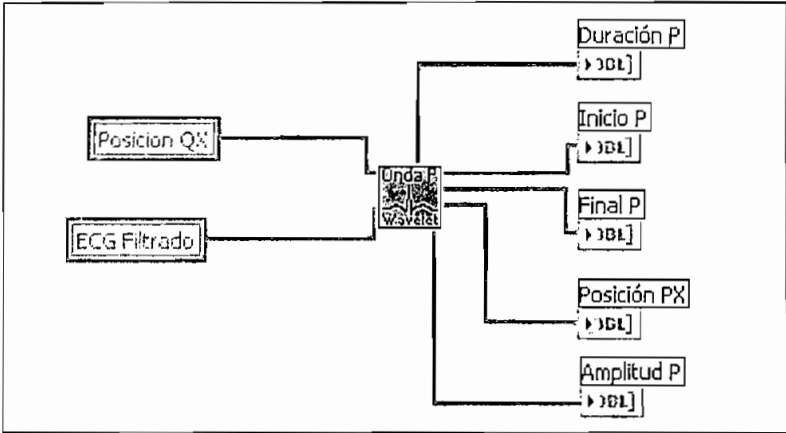


Fig. 3.21 Determinación de los parámetros de la onda P.

La siguiente etapa, implementada como un subVI al igual que las anteriores (Figura 3.21), aprovecha la determinación del complejo QRS en la señal de la CWT del electrocardiograma para determinar la onda P ubicando los cruces por cero de dicha transformada en la escala 2^8 . Para determinar la onda P básicamente se parte de la posición de la onda Q hacia atrás en una ventana de 100 ms [34] hasta encontrar el cruce por cero de la CWT. Verificar FVI

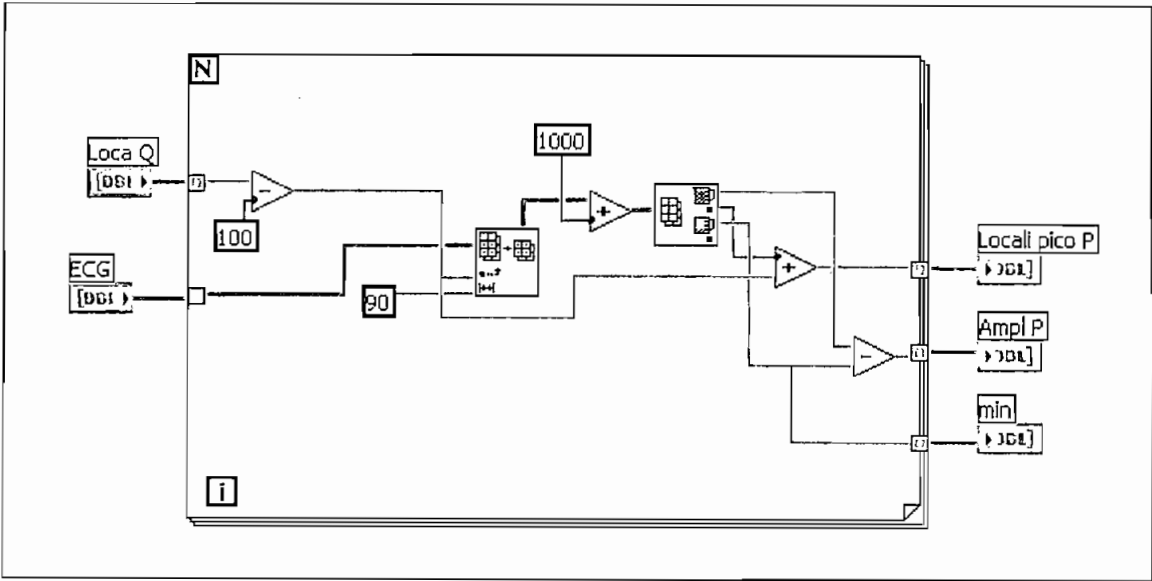


Fig. 3.22 Estructura del subVI denominado "Onda P".

La estructura del subVI llamado “Onda P”, que se presenta en la Figura 3.22, muestra como se definen las ventanas de búsqueda con la ayuda de los VIs para formar subarreglos que tiene LabVIEW en sus librerías. Esto permite establecer la localización, amplitud e inicio de la Onda P

3.4.6 UBICACIÓN DE LA ONDA T

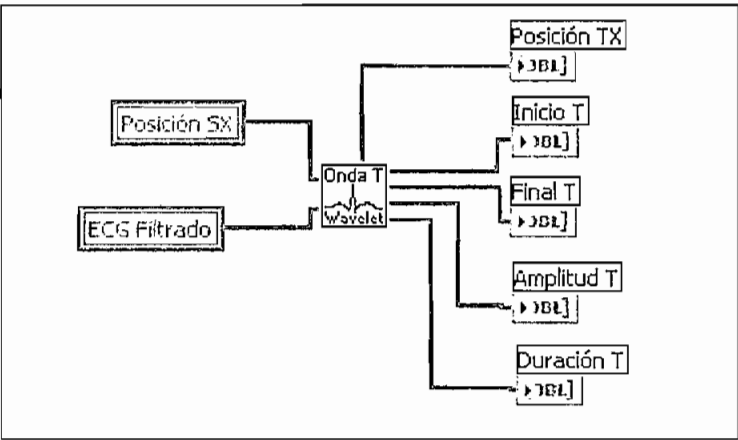


Fig. 3. 23 Determinación de los parámetros de la onda T.

En la Figura 3.23 se presenta el subVI “Onda T”, mientras que en la Figura 3.24 se muestra el diagrama de bloques de este subVI.

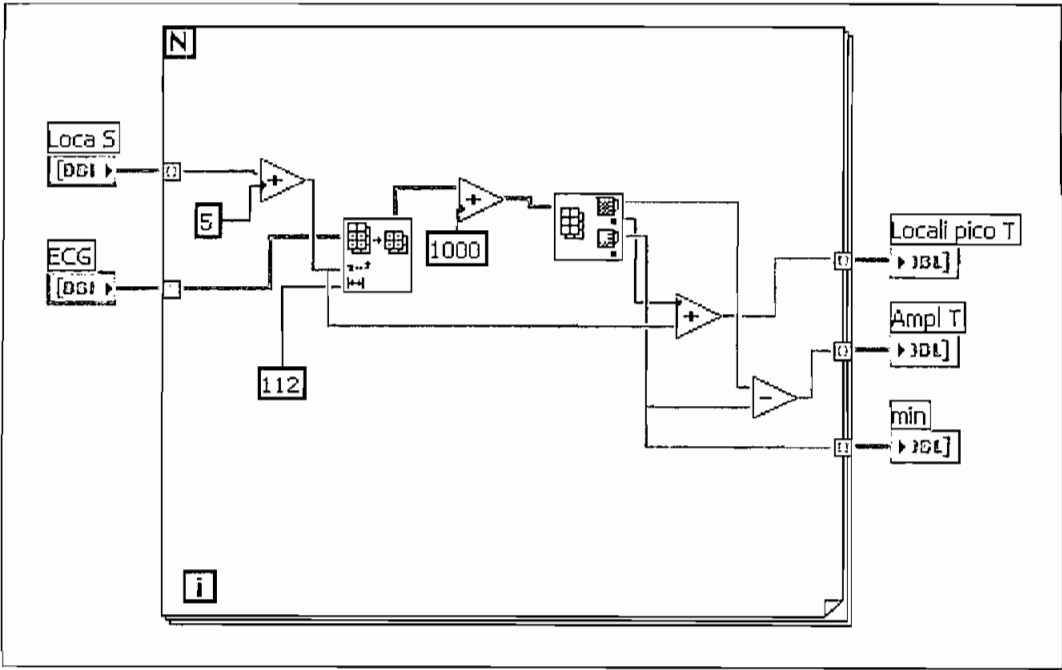


Fig. 3.24 Estructura del subVI denominado “Onda T”.

Para ubicar la onda T se usa un procedimiento similar que el usado para la ubicación de la onda P; es decir, a partir de la posición ya conocida de la onda S definida en la CWT del electrocardiograma se busca, en una ventana de 117 ms, hacia delante el primer cruce por cero en la escala 2^4 de la transformada wavelet del ECG.

3.4.7 DETERMINACIÓN DE AMPLITUDES

Hasta este punto lo que se ha hecho por medio del programa es detectar las posiciones en el eje X de las ondas P, Q, R, S y T del electrocardiograma, lo que permitirá establecer las longitudes de los segmentos de interés de un ECG; sin embargo no se tiene el valor de las amplitudes de estas ondas dentro de la señal. En este módulo o etapa se calculan estos parámetros para cada onda y así tener una información completa del registro electrocardiográfico (Figura 3.25).

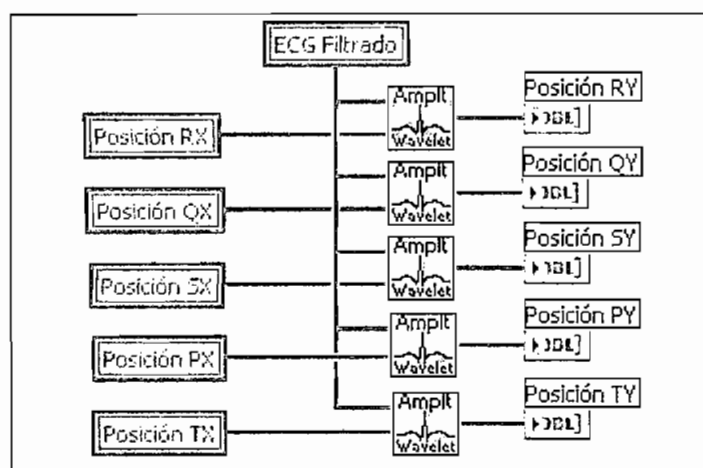


Fig. 3.25 Determinación de las amplitudes de cada una de las ondas del ECG.

El diagrama de bloques del subVI denominado "Amplit", que se usa para calcular las amplitudes, no es muy complejo y se presenta en la Figura 3.26. En este diagrama se puede apreciar cómo se toma el valor de amplitud de cada muestra del ECG denominado "ECG Filtrado" para usarlo como referencia y así ubicar la amplitud de cada onda, la cual se calcula usando las funciones que tiene LabVIEW para construir subarreglos.

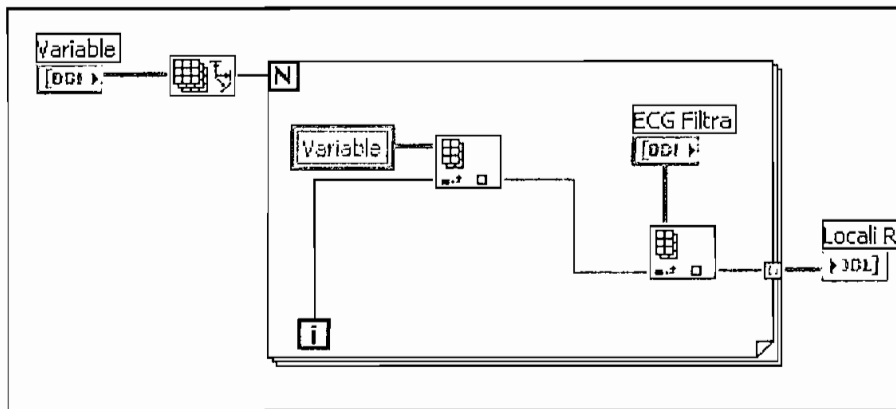


Fig. 3.26 Estructura del subVI denominado "Amplitudes".

3.4.8 PRESENTACIÓN DE RESULTADOS

Finalmente se tiene la etapa en la que se presenta la ubicación de cada uno de los puntos característicos claramente identificados sobre la señal electrocardiográfica, la cual se muestra en la Figura 3.27. En este módulo se incluyó un VI de las librerías de LabVIEW, el cual fue modificado para que permita visualizar los resultados de este trabajo en un graficador tipo *CHART XY*.

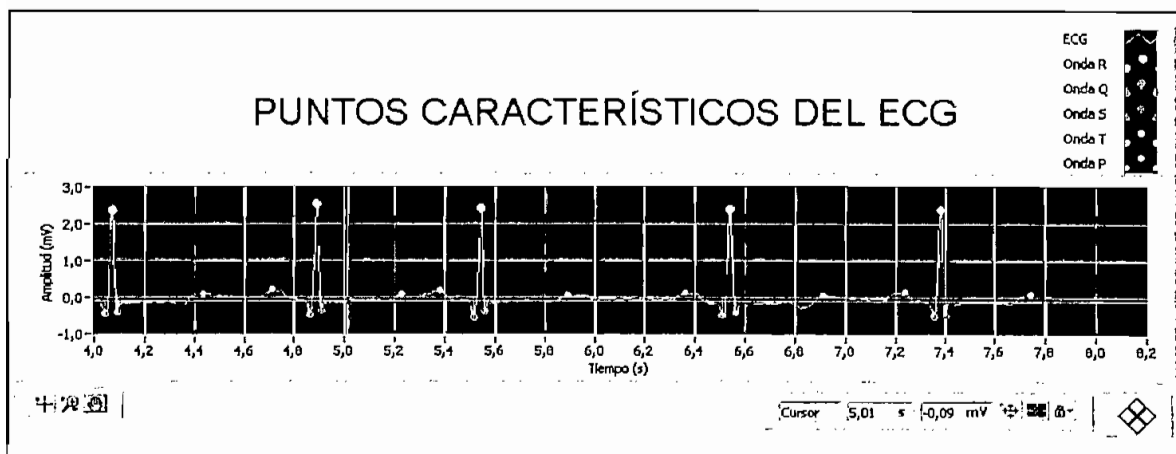


Fig. 3.27 Visualización del ECG con la ubicación de sus puntos característicos.

En este subVI que se muestra en la Figura 3.28 se ingresan todos los datos que se obtienen a través de todo el proceso del algoritmo, con el fin presentar los resultados por medio de un interfaz gráfico. Este es el último paso del programa desarrollado para el procesamiento del ECG.

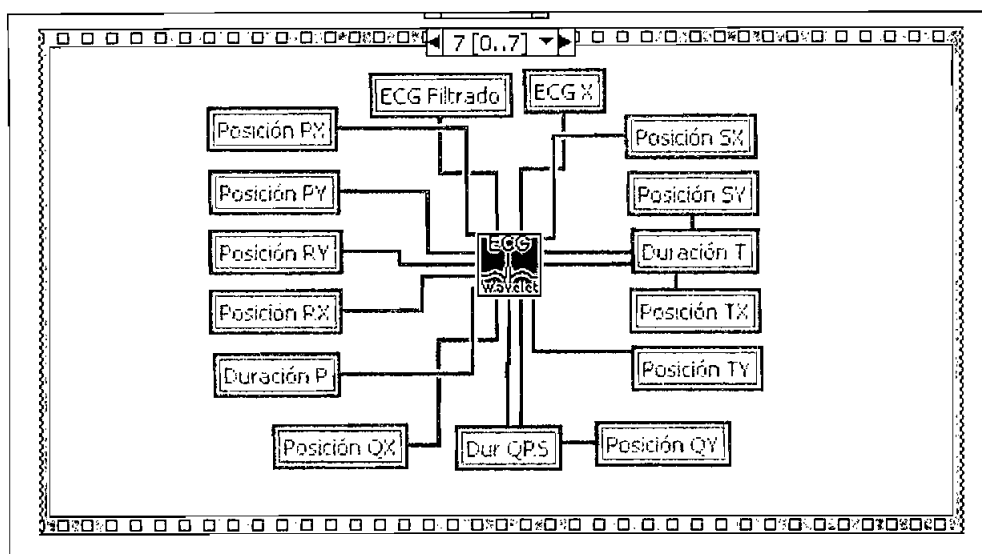


Fig. 3.28 Ingreso de resultados en el subVI de Presentación.

3.5 SUMARIO

En este Capítulo se desarrolló el software de soporte para el algoritmo diseñado en el Capítulo 2. Para ello se hizo necesario, en primer lugar, describir brevemente las características y el entorno en el que trabajan los paquetes LabVIEW y MATLAB, con los cuales se implementó el programa.

A continuación se describe la estructura general del programa, así como cada una de las subrutinas que este incluye. También se presenta su implementación con la utilización del paquete LabVIEW 6.1.

Las subrutinas, implementadas como subVIs, se muestran y explican detalladamente en lo que se refiere a su estructura y funcionamiento, con lo cual se pretende que el lector comprenda el funcionamiento de cada una de las partes constitutivas del programa.

CAPÍTULO 4 PRUEBAS Y RESULTADOS

4.1 INTRODUCCIÓN

En primer lugar es importante mencionar que durante el desarrollo del programa se hizo necesario probar constantemente el funcionamiento del mismo. Para hacer las pruebas del funcionamiento del programa se hizo uso de la ejecución del programa paso a paso, la cual es una de las características de LabVIEW mencionadas en el Capítulo anterior, que permite la observación numérica de cada uno de los ciclos realizados por el programa. Esto se realizó para verificar el correcto comportamiento del programa en su conjunto y de cada una de las subrutinas o módulos que contiene. Durante estas pruebas se pudo observar el correcto funcionamiento de cada una de las secuencias e instrucciones que contiene el programa.

Para juzgar objetivamente las pruebas y resultados del algoritmo desarrollado e implementado en el presente proyecto, se requiere que la evaluación de los mismos se realice sobre una base de criterios estándar, de tal forma que los resultados obtenidos puedan ser analizados correctamente.

4.2 DEFINICIONES PREVIAS

Para comprender los resultados obtenidos al aplicar el algoritmo desarrollado, es necesario presentar las definiciones para diferentes clases de latidos según los estándares de la Asociación Americana para el Avance de la Instrumentación Médica (AMI). [35]

VERDADEROS POSITIVOS (TP).- Son latidos correctamente detectados, donde se incluye una correcta determinación del pico R.

FALSOS POSITIVOS (FP).- Son picos de la señal que el detector marcó erróneamente como latidos.

FALSOS NEGATIVOS (FN).- Son latidos que no fueron detectados, estos a su vez incluyen latidos detectados a los que no se les determinó correctamente el pico de la onda R.

Estas definiciones permiten calcular dos medidas del rendimiento de un detector:

PREDICTIVIDAD POSITIVA (P).- Es una medida de cuántos de los latidos detectados son verdaderos:

$$P = \frac{TP}{TP + FP} \quad (\text{Ec. 4.1})$$

SENSIBILIDAD (S).- Es una medida de cuántos latidos se detectan entre todos los latidos analizados por el detector:

$$S = \frac{TP}{TP + FN} \quad (\text{Ec. 4.2})$$

El fundamento de estas medidas es ver si un detector tiende a perder latidos (S baja) para evitar detectar latidos que no lo son (P alto), o todo lo contrario, tiende a detectar latidos que no lo son (P bajo) para no perder ningún latido (S alta).

Además, la AMI determina que un latido está bien detectado cuando el pico R determinado se encuentra dentro de una ventana de 150 milisegundos centrada en el verdadero pico de la onda R.

El error total se calcula aplicando la siguiente ecuación:

$$ET = \frac{FP + FN}{TP} \quad (\text{Ec. 4.3})$$

4.3 PARÁMETROS DE VALIDACIÓN

Para cuantificar la exactitud y la precisión del funcionamiento de los detectores automáticos de latido, se utilizan parámetros tales como el error promedio (me) y la desviación estándar de este error (SD). El error promedio es utilizado para determinar cuán cercano está el criterio del detector a los de referencia, mientras que la desviación estándar proporciona una idea sobre la estabilidad con la cual el criterio de detección ha sido aplicado.

En la Tabla 4.1 se consideran las tolerancias de desviación estándar aceptables para algunos puntos significativos del ECG, los cuales provienen de medidas sustentadas por organismos de estandarización internacional. Estas medidas representan el mínimo valor requerido en cualquier algoritmo automático de detección.

	P _{ON}	P _{OFF}	QRS _{ON}	QRS _{OFF}	T _{END}
$\sigma_{\text{aceptable}}$	10.2	12.7	6.5	11.6	30.6

Tabla 4.1 Tolerancias aceptables para desviaciones de referencia (en ms).

4.4 MEDICIONES Y RESULTADOS

Para realizar las pruebas en esta Sección, se seleccionaron 9 archivos de la base MIT-BIH y 6 archivos de la QT Data Base, cuyos resultados se compararon con los resultados obtenidos por el registro de expertos cardiólogos. Las mediciones de los 9 ECG de la base de datos MIT-BIH se resumen en la Tabla 4.2, en donde se muestran los resultados obtenidos para los puntos R. La primera columna muestra los nombres de los 9 registros procesados. La segunda columna indica la cantidad de puntos R registrados en la base de datos. La tercera columna representa el número de latidos registrados por el algoritmo propuesto. La cuarta columna muestra los puntos R correctamente detectados por el algoritmo, la cual se denomina como TP. La quinta columna denominada FN indica el número de

puntos R no detectados por el algoritmo y finalmente; la sexta columna denominada FP, representa los puntos R que fueron detectados incorrectamente.

REGISTRO	Nº LATIDOS BASE	Nº LATIDOS ALGORITMO	TP	FN	FP
100	2239	2271	2238	1	33
101	1860	1866	1859	1	7
103	2082	2073	2069	13	4
105	2528	2516	2365	163	151
112	2538	2380	2378	160	2
113	1790	1789	1784	6	5
115	1953	1785	1785	168	0
122	2476	2476	2476	0	0
123	1517	1503	1503	1	0
TOTAL	18983	18659	18457	513	202

Tabla 4.2 Resultados obtenidos para los puntos R.

Las mediciones de los 6 ECG de la QT Data Base se resumen en las Tablas 4.3 a la 4.9, en donde se muestran los resultados obtenidos para cada uno de los puntos y ondas que se propusieron para su detección. El significado de cada una de las columnas será el mismo que para la base de datos MIT-BIH.

REGISTRO	Nº LATIDOS BASE	Nº LATIDOS ALGORITMO	TP	FN	FP
Sel30	30	29	29	1	0
Sel33	30	30	29	1	0
Sel103	30	29	28	2	1
Sel123	30	30	30	0	0
Sel230	50	50	43	7	7
Sel231	50	48	45	5	3

Tabla 4.3 Resultados para el inicio de la Onda P.

REGISTRO	Nº LATIDOS BASE	Nº LATIDOS ALGORITMO	TP	FN	FP
Sel30	30	30	30	0	0
Sel33	30	30	30	0	0
Sel103	30	29	29	1	0
Sel123	30	30	30	0	0
Sel230	50	50	44	6	6
Sel231	50	48	46	4	2

Tabla 4.4 Resultados para el final de la Onda P.

REGISTRO	Nº LATIDOS BASE	Nº LATIDOS ALGORITMO	TP	FN	FP
Sel30	30	29	29	1	0
Sel33	30	30	30	0	0
Sel103	30	29	29	1	0
Sel123	30	30	30	0	0
Sel230	50	50	45	5	5
Sel231	50	48	46	4	2

Tabla 4.5 Resultados para el punto Q.

REGISTRO	Nº LATIDOS BASE	Nº LATIDOS ALGORITMO	TP	FN	FP
Sel30	30	30	30	0	0
Sel33	30	30	30	0	0
Sel103	30	29	29	1	0
Sel123	30	30	30	0	0
Sel230	50	50	47	3	3
Sel231	50	48	47	2	1

Tabla 4.6 Resultados para el punto R.

REGISTRO	Nº LATIDOS BASE	Nº LATIDOS ALGORITMO	TP	FN	FP
Sel30	30	29	27	3	2
Sel33	30	30	28	2	2
Sel103	30	29	29	1	0
Sel123	30	30	30	0	0
Sel230	50	50	47	3	3
Sel231	50	48	46	4	2

Tabla 4.7 Resultados para el punto S.

REGISTRO	Nº LATIDOS BASE	Nº LATIDOS ALGORITMO	TP	FN	FP
Sel30	30	27	26	4	1
Sel33	30	30	28	2	2
Sel103	30	28	26	4	2
Sel123	30	30	27	3	3
Sel230	50	49	45	5	4
Sel231	50	47	44	6	3

Tabla 4.8 Resultados para el inicio de la Onda T.

REGISTRO	Nº LATIDOS BASE	Nº LATIDOS ALGORITMO	TP	FN	FP
Sel30	30	27	26	4	1
Sel33	30	30	28	2	2
Sel103	30	28	26	4	2
Sel123	30	29	27	3	2
Sel230	50	49	45	5	4
Sel231	50	47	45	5	2

Tabla 4.9 Resultados para el final de la Onda T.

4.5 ERRORES Y TOLERANCIAS

Con los resultados de las Tablas anteriores y con la ayuda de las expresiones matemáticas de la Sección 4.2 se elaboran las siguientes Tablas, en las cuales se presentan en valores porcentuales las evaluaciones para cada una de las dos bases mencionadas anteriormente. Los valores totales se presentan como un valor promedio \pm SD (desviación estándar), tanto para el Error Total (ET) como para los valores de Sensibilidad (S) y Predictividad (P).

REGISTRO	%ET	%S	%P
100	1.52	99.96	98.55
101	0.43	99.95	99.62
103	0.82	99.38	99.81
105	12.42	93.55	94.00
112	6.38	93.70	99.92
113	0.61	99.66	99.72
115	8.60	91.40	100.00
122	0.00	100.00	100.00
123	0.07	99.93	100.00
TOTAL	3.43 \pm 4.56	97.50 \pm 3.33	99.07 \pm 1.84

Tabla 4.10 Rendimiento del programa para la detección de puntos R.

REGISTRO	%ET	%S	%P
Sel30	3.33	96.67	100.00
Sel33	3.33	96.67	100.00
Sel103	10.00	93.33	96.55
Sel123	0.00	100.00	100.00
Sel230	12.00	94.00	94.00
Sel231	16.00	90.00	93.75
TOTAL	7.44 \pm 5.62	95.11 \pm 3.14	97.38 \pm 2.76

Tabla 4.11 Rendimiento del programa para la detección del inicio de Onda P.

REGISTRO	%ET	%S	%P
Sel30	0.00	100.00	100.00
Sel33	0.00	100.00	100.00
Sel103	3.33	96.67	100.00
Sel123	0.00	100.00	100.00
Sel230	24.00	88.00	88.00
Sel231	12.00	92.00	95.83
TOTAL	6.56 ± 8.88	96.11 ± 4.62	97.31 ± 4.43

Tabla 4.12 Rendimiento del programa para la detección del final de Onda P.

REGISTRO	%ET	%S	%P
Sel30	3.33	96.67	100.00
Sel33	0.00	100.00	100.00
Sel103	3.33	96.67	100.00
Sel123	0.00	100.00	100.00
Sel230	20.00	90.00	90.00
Sel231	12.00	92.00	95.83
TOTAL	6.44 ± 7.27	95.89 ± 3.76	97.64 ± 3.74

Tabla 4.13 Rendimiento del programa para la detección del punto Q.

REGISTRO	%ET	%S	%P
Sel30	0.00	100.00	100.00
Sel33	0.00	100.00	100.00
Sel103	3.33	96.67	100.00
Sel123	0.00	100.00	100.00
Sel230	12.00	94.00	94.00
Sel231	6.00	95.92	97.92
TOTAL	3.56 ± 4.38	97.76 ± 2.37	98.65 ± 2.22

Tabla 4.14 Rendimiento del programa para la detección del punto R.

REGISTRO	%ET	%S	%P
Sel30	16.67	90.00	93.10
Sel33	13.33	93.33	93.33
Sel103	3.33	96.67	100.00
Sel123	0.00	100.00	100.00
Sel230	12.00	94.00	94.00
Sel231	12.00	92.00	95.83
TOTAL	9.56 ± 5.87	94.33 ± 3.24	96.05 ± 2.93

Tabla 4.15 Rendimiento del programa para la detección del punto S.

REGISTRO	%ET	%S	%P
Sel30	16.67	86.67	96.30
Sel33	13.33	93.33	93.33
Sel103	20.00	86.67	92.86
Sel123	20.00	90.00	90.00
Sel230	18.00	90.00	91.84
Sel231	18.00	88.00	93.62
TOTAL	17.67 ± 2.27	89.11 ± 2.33	92.99 ± 1.90

Tabla 4.16 Rendimiento del programa para la detección del inicio de Onda T.

REGISTRO	%ET	%S	%P
Sel30	16.67	86.67	96.30
Sel33	13.33	93.33	93.33
Sel103	20.00	86.67	92.86
Sel123	16.67	90.00	93.10
Sel230	18.00	90.00	91.84
Sel231	14.00	90.00	95.74
TOTAL	16.44 ± 2.27	89.44 ± 2.29	93.86 ± 1.60

Tabla 4.17 Rendimiento del programa para la detección del final de Onda T.

4.6 ANÁLISIS DE RESULTADOS

Para analizar los resultados obtenidos y debidamente tabulados, se debe tener en cuenta que se está trabajando con dos bases de datos electrocardiográficos distintas. Se toman en cuenta también las definiciones hechas previamente y lo que estas representan. Finalmente se tienen presentes los valores obtenidos por expertos cardiólogos, los cuales son tomados como referencia para el análisis.

De manera general se puede observar que el algoritmo desarrollado e implementado en este trabajo, arroja resultados aceptables y con valores comparables a los estándares internacionales.

Los resultados que arroja el algoritmo desarrollado mediante la Transformada Wavelet Continua al procesar los ECG escogidos de la base MIT-BIH indica la efectividad de esta herramienta de análisis, pues al observar la Tabla 4.2 se puede apreciar la efectividad que tiene el algoritmo en la detección de los puntos

R. De manera general se puede decir que las falsas detecciones y las no detecciones están dentro del margen establecido por los estándares con excepción del registro 105 que presenta un alto número de falsas detecciones así como un alto número de puntos R no detectados. Una posible explicación para este fenómeno podría ser la alta irregularidad del trazo electrocardiográfico del registro 105 que no solamente puede ser atribuida al ruido, el cual debería ser atenuado por la etapa de filtrado, sino además a factores externos como movimiento del paciente o mala colocación de los electrodos en las distintas derivaciones usadas para la toma de los ECG.

Los datos obtenidos al procesar los ECG escogidos de la QT Data Base confirman la robustez del algoritmo desarrollado y del programa implementado, pues en las Tablas 4.3 a la 4.9 se observa prácticamente un completo desempeño dentro de los estándares. A diferencia de la base MIT-BIH, la QT Data Base no solamente permitió evaluar la detección de los picos de la onda R, sino que además se pudo evaluar la habilidad del programa para detectar el inicio y el final de la Onda P, el complejo QRS y, el inicio y el final de la Onda T. Todos estos datos entregados por el programa son completamente aceptables.

En lo que se refiere a la precisión del programa se deben tomar en cuenta los valores del error, la Sensibilidad y la Predictividad presentados en las Tablas 4.10 a la 4.17, las cuales muestran el comportamiento del algoritmo al procesar los registros elegidos. De manera general se puede decir que estos valores se encuentran en rangos bastante aceptables y dentro de los estándares internacionales.

En la base de datos MIT-BIH el registro que provoca mayor error es el 105 debido a que este se caracteriza por tener ráfagas de ruido, derivas de línea base y artefactos de movimiento. Los valores de Sensibilidad y Predictividad obtenidos al procesar este registro muestran que el programa y el algoritmo se comportan confiablemente, lo cual indica que si bien el error es alto no es debido al funcionamiento del algoritmo o del programa sino a factores ajenos a ellos.

Al detectar el inicio y el final de la Onda P, o el complejo QRS en la QT Data Base, el programa desarrollado entrega un error total por debajo del 10%. En cambio al detectar el inicio y el final de la Onda T el error alcanza un valor aproximado del 17%. Los valores de Predictividad y de Sensibilidad en general son altos para estos registros, pero de igual manera muestran los valores más bajos al detectar el inicio y el final de la Onda T. Esto muestra que el algoritmo presenta una muy pequeña deficiencia, prácticamente despreciable, en la detección de la onda T, pues estos resultados al igual que los anteriores están dentro del rango aceptado internacionalmente.

Los valores más bajos de exactitud que presenta el algoritmo desarrollado e implementado en la detección de los puntos característicos del ECG son de 89.11% para la Sensibilidad y de 92.99% para la Predictividad, los cuales están dentro de los límites de tolerancia para desviaciones con respecto a la medición por expertos cardiólogos. De acuerdo con estos resultados, el método propuesto basado en la Transformada Wavelet Continua (CWT) tiene la exactitud de un experto humano, lo que permite una estimación confiable de los puntos e intervalos característicos de un electrocardiograma, y es robusto frente a ruidos y artefactos de movimiento.

4.7 SUMARIO

En este Capítulo se presentan los resultados de las pruebas realizadas para detectar los puntos característicos del ECG, como una manera de evaluar el funcionamiento y la precisión del algoritmo desarrollado en el Capítulo 2 e implementado en el Capítulo 3.

El Capítulo empieza estableciendo definiciones previas, que corresponden a medidas estandarizadas internacionalmente, para evaluar el funcionamiento de algoritmos detectores de puntos significativos e intervalos importantes de un ECG. También se define la manera de calcular el error y los parámetros de validación, entre los que se encuentra la desviación estándar (SD).

Se presentan también en este Capítulo los resultados que entrega el algoritmo en la detección de los puntos e intervalos característicos de 15 electrocardiogramas pertenecientes a las bases de datos MIT-BIH y QT DATABASE, debidamente tabulados de acuerdo a las definiciones y parámetros de validación previamente establecidos.

Finalmente se hace un análisis de los resultados y los errores obtenidos en las pruebas, para comprobar la validez del algoritmo. El grado de precisión y exactitud en el funcionamiento del programa también queda claramente establecido.

En el próximo Capítulo se presentan las conclusiones y las recomendaciones que se obtienen como consecuencia del desarrollo de este proyecto. Adicionalmente se sugerirán posibles trabajos futuros que permitirán avanzar en la investigación del tema abordado en este trabajo.

CAPÍTULO 5

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Cabe en este Capítulo revisar los objetivos que se plantearon para la realización de este trabajo, pues las conclusiones giran en torno al cumplimiento o no de estos objetivos. Los objetivos planteados en el plan del proyecto fueron de dos tipos: objetivo general y objetivos específicos, los cuales se vuelven a mencionar a continuación:

Objetivo General

Diseñar e implementar un programa que permita la identificación de los puntos característicos de un electrocardiograma, mediante la caracterización de los límites de su forma de onda, usando la transformada de ondillas (wavelets); y, presentar los resultados obtenidos en una pantalla de un computador personal.

Objetivos Específicos

- Analizar la fisiología del corazón, la definición y estándares de las formas de onda de los electrocardiogramas.
- Desarrollar un algoritmo que presente resultados confiables, utilizando la transformada de ondillas, para una adecuada y precisa medición de los parámetros de las formas de onda de un ECG.
- Diseñar un programa sencillo de usar y de bajo costo cuya interfaz sea lo más amigable posible para el uso del personal médico.

En lo que se refiere al objetivo general, queda claro que se cumplió completamente con el diseño e implementación del programa, el cual identifica los puntos característicos de un electrocardiograma usando la Transformada continua de Ondillas (CWT), el mismo que fue desarrollado a lo largo de este trabajo. De igual manera, queda constancia y se puede comprobar fácilmente que los resultados obtenidos son presentados en una pantalla de cualquier computador personal en el que se instale el programa desarrollado.

En cuanto a los objetivos específicos se hace necesario desarrollar un poco más las conclusiones obtenidas de este trabajo, pues es importante mencionar varios aspectos de mucho interés encontrados a lo largo de este proyecto. Luego de las conclusiones se harán algunas recomendaciones referentes al campo de desarrollo y aplicación del algoritmo y el programa desarrollados y se sugerirán varias pautas para trabajos futuros.

5.1 CONCLUSIONES

La actividad eléctrica del corazón puede describirse mediante el auxilio de un electrocardiograma. Sin embargo, para poder efectuar un diagnóstico es necesaria su interpretación. A un cardiólogo experto le podría tomar horas de trabajo llegar a detectar una patología. No obstante, con el empleo de las computadoras el proceso podría tomar unos minutos o tal vez segundos. Existen muchos algoritmos para computadora que se usan en procesos de automatización para la interpretación electrocardiográfica. Estos algoritmos están basados en la caracterización del trazo ECG. La computadora detecta cada uno de los componentes del electrocardiograma, los compara con un patrón estándar y presenta los resultados requeridos.

En los últimos años han surgido, y continúan en desarrollo, distintos métodos y técnicas de procesamiento digital, para la detección y evaluación de señales biológicas. Entre estos métodos se destacan los basados en el estudio de las distribuciones *tiempo-frecuencia* como la Transformada de Fourier de Corto Tiempo (STFT), o la Transformada Wavelet (WT). El análisis espectral de una señal consiste en estudiar en detalle el comportamiento de sus componentes armónicas en el dominio de la frecuencia. Para obtener el espectro simple de una función se puede recurrir a la Transformada de Fourier (FT). Sin embargo, la mayoría de las señales biológicas son no-estacionarias, por lo que su espectro varía con el tiempo. Para lograr una localización temporal de las componentes espectrales se utilizan otras transformadas, que proporcionan una representación *tiempo-frecuencia* de la señal. La STFT y la WT pertenecen a este grupo especial de transformadas.

Con la Transformada Wavelet se observa el comportamiento de distintas partes de la señal, al expandirla en funciones básicas. La WT también provee la representación *tiempo-frecuencia* de la señal, al brindar información sobre el tiempo y la frecuencia simultáneamente. A diferencia de la STFT, la Transformada Wavelet analiza la señal con distintas resoluciones para las diferentes frecuencias. En el análisis de las altas frecuencias, la WT exhibe buena resolución en el tiempo pero mala resolución de frecuencia. Contrariamente, la WT tiene buena resolución de frecuencia y mala resolución de tiempo en las bajas frecuencias. Por ello la WT resulta particularmente útil para el análisis de señales con componentes armónicas de alta frecuencia durante períodos muy cortos, y armónicas de baja frecuencia durante largos períodos, como son las señales electrocardiográficas. Los algoritmos basados en WT, diseñados para la detección de puntos característicos del ECG, constituyen una herramienta muy eficaz, capaz de detectar en la mayoría de los casos, todos los puntos característicos de la señal, aún en situaciones de ruido interferente de variado nivel.

El algoritmo para detectar puntos característicos de un electrocardiograma (ECG), desarrollado y utilizado en este trabajo está basado en la Transformada Wavelet Continua (CWT). Esta técnica proporciona una información multiescala, ya que en el dominio de la frecuencia las funciones wavelet en cada escala actúan como filtros pasabanda sobre la señal. Estas características permiten analizar la señal en varias escalas o resoluciones y reducir la influencia del ruido, artefactos de movimiento y derivas de línea base (ruido debido al contacto electrodo-piel).

El desarrollo de sistemas computacionales interactivos como LabVIEW y MATLAB, que representan a la vez lenguajes de programación de alto nivel para el cálculo científico y técnico general, ha permitido la solución de muchos problemas numéricos en una fracción del tiempo que llevaría escribir un programa en lenguajes tales como C, Fortran, Basic o Pascal. Al igual que con los lenguajes de programación convencionales, en los sistemas computacionales interactivos se puede definir variables, trabajar con operadores lógicos y

relacionales, disponer de funciones predefinidas (por ejemplo las funciones matemáticas) u operar con las estructuras de control de flujo. Adicionalmente, estos sistemas en general ofrecen una destacada capacidad gráfica para la visualización de los datos e incluyen una importante biblioteca de subrutinas, por lo que resultan muy eficientes para el desarrollo de variadas tareas de procesamiento numérico.

LabVIEW es un entorno de programación destinado al desarrollo de aplicaciones, que emplea la programación gráfica o *lenguaje G* para crear programas basados en diagramas de bloques. Para el empleo de LabVIEW no se requiere gran experiencia en programación, ya que se emplean iconos, términos e ideas familiares a científicos e ingenieros, y se apoya sobre símbolos gráficos en lugar de lenguaje escrito para construir las aplicaciones. Por ello resulta mucho más intuitivo que el resto de lenguajes de programación convencionales. LabVIEW posee extensas librerías de funciones y subrutinas. Además de las funciones básicas de todo lenguaje de programación, LabVIEW incluye librerías específicas para la adquisición de datos, control de instrumentación VXI, GPIB y comunicación serie, análisis presentación y guardado de datos. LabVIEW también proporciona potentes herramientas que facilitan la depuración de los programas.

En este trabajo, además de usar LabVIEW, se usa MATLAB (*MATrix LABoratory*), cuyo elemento básico de datos es una matriz que no requiere dimensionamiento. Como lenguaje de programación, permite construir herramientas re-usables, denominadas archivos M (*M-files*). El software dispone de gran capacidad gráfica y viene acompañado de una variedad de herramientas accesorias (*Toolbox*) para aplicaciones específicas (procesamiento de imágenes, control no lineal, análisis espectral, redes neuronales, wavelets, entre otras).

Finalmente se puede concluir que el programa desarrollado, además de ser sencillo de usar presenta un bajo costo en relación con programas comerciales de características similares, pues es fruto de una investigación y desarrollo con recursos propios o facilitados por el director del proyecto y es un producto hecho

en el país. Al comparar el código del programa con trabajos previamente realizados para el mismo propósito por alumnos de esta misma institución en sus proyectos de pregrado, se puede observar una gran diferencia en cuanto a complejidad, pues el algoritmo implementado en este proyecto se caracteriza por su sencillez frente a los otros. La explicación para esta relativa sencillez radica en la utilización de una herramienta muy eficaz en el análisis de la señal como lo fue la Transformada Wavelet Continua, la cual fue implementada usando herramientas ya desarrolladas y presentes en la *Wavelet Toolbox* de MATLAB. La interfaz que presenta el programa es muy amigable y puede ser fácilmente entendida por el personal médico que pudiera usarlo.

5.2 RECOMENDACIONES

En primer lugar se debe recomendar que el presente trabajo hecho con mucho esfuerzo y con grandes expectativas, no quede archivado en una biblioteca, sino que pueda ser usado por la comunidad médica como un producto desarrollado por un miembro de la Escuela Politécnica Nacional como un aporte al desarrollo tecnológico del país.

En segundo lugar, en lo que se refiere a la implementación misma del programa, sería necesario que la Institución haga las gestiones necesarias para adquirir software de última generación, y sus continuas y respectivas actualizaciones, que permitan a los estudiantes tener acceso a herramientas de investigación para mejorar, de ser posible, el presente trabajo y, de esta manera dejar muy en alto el nombre de esta Escuela.

En tercero y último lugar la recomendación es para los alumnos que pudieran leer este trabajo, para que no desmayen en la consecución de sus objetivos aunque las circunstancias se vuelvan adversas, para que se esfuercen y no pierdan la esperanza de finalizar sus carreras poniendo todo de sí. Este trabajo es prueba de ello.

5.3 TRABAJOS FUTUROS

Como trabajo futuro, se debería profundizar en el método propuesto para conseguir aumentar el ancho de banda en el que es aplicable. Para ello sería conveniente estudiar alguna técnica basada en las *Wavelets Packets* para trabajar con mayor resolución frecuencial al calcular los coeficientes de la aproximación y los detalles. También se podría intentar mejorar los resultados realizando un filtrado previo de la señal, por ejemplo, se podría tratar de eliminar el complejo QRS, que tiende a ‘confundir’ al algoritmo, y así mejorar la precisión de la aproximación a la línea base.

También se podría desarrollar la herramienta para el análisis de la CWT usando la *Signal Processing Toolset* de National Instruments, la cual es la empresa que desarrolló LabVIEW, en lugar de utilizar MATLAB como se hizo en este trabajo. De esta manera seguramente se podría disminuir el tiempo de procesamiento de los ECG y hacer que el programa sea más eficiente en cuanto a velocidad de procesamiento, pues no se tendría que recurrir a otro programa, como es el caso de MATLAB, para que se calcule la CWT de la señal electrocardiográfica.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

-
- [1] **Payne Peter A.**, *Concise Encyclopaedia of Biological and Biomedical Measurement Systems*, Pergamon Press, First Edition, 1991, p. 181-187.
- [2] **Guyton Arthur C., Hall John E.**, *Tratado de Fisiología Médica*, Interamericana Mc. Graw-Hill, Novena Edición. México, 1997, p. 131-162.
- [3] **Rudd Michael**, *Cardiovascular Physiology*, Hewlett-Packard Company, Medical Electronics Division, Massachusetts, 1973, p. 31-85.
- [4] **Dubin**, *Electrocardiografía Práctica*, Ingramex S. A., Décima Edición, México, 1985, p. 21-64.
- [5] **De La Torre Walter, Gaibor Marco**, *Fisiología Experimental*, Universidad Central del Ecuador, Facultad de Ciencias Médicas, Cuarta Edición, Quito-Ecuador, 2001, p. 39-54.
- [6] **Rudd Michael**, *Cardiovascular Physiology*, Hewlett-Packard Company, Medical Electronics Division, Massachusetts, 1973, p. 81-98.
- [7] **Franco Antonio**, *Aplicación de Ondillas a la Detección de Enfermedades del Corazón*, Tesis, Escuela Politécnica Nacional, Quito, 1999.
- [8] **Daubechies Ingrid**, *Ten Lectures on Wavelets*, CBMS-NSF Regional Conference Series in Applied Mathematics, SIAM, Philadelphia, PA, 1992.
- [9] **Serrano Eduardo P.**, *Introducción a la Transformada Wavelet y sus Aplicaciones al Procesamiento de Señales de Emisión Acústica*, Esc. de Ciencia y Tecnología, Universidad Nacional de General San Martín.
- [10] **Hess-Nielsen Nikolaj, Wickerhauser Mladen Victor**, *Wavelets and Time-Frequency Analysis*, Proceedings of the IEEE, Vol. 84, No. 4, April 1996, p. 523-539.
- [11] **The CSE Working Party**, *Recommendations for measurement standards in quantitative electrocardiography*, The European Heart Journal, June 1985, p. 815-825.
- [12] **Willems Jos L.**, *CSE, Assessment of the performance of electrocardiographic computer programs with the use of a reference data base*, Diagnostic Methods - Electrocardiography, Vol. 71, No. 3, March 1985, p. 523-534.
- [13] **Jané R., Blasi A., García J., Laguna P.**, *Evaluation of an Automatic Threshold Based Detector of Waveform Limits in Holter ECG with the QT database*, Centre de Recerca en Enginyeria Biomèdica, Centro Politécnico Superior Univ. de Zaragoza, Spain, 04/26/2000.

-
- [14] **Moody G. B., Mark R. G.**, *The MIT-BIH arrhythmia database on CD-ROM and software for use with it*, Computers in Cardiology, IEEE Computer Society Press, 1990, p. 185-188.
- [15] **Laguna P., Mark R. G., Goldberg A., Moody G. B.**, *A Database for Evaluation of Algorithms for Measurement of QT and Other Waveform Intervals in the ECG*, Computers in Cardiology, Vol. 24, IEEE Computer Society Press, NJ, 1997, p. 673-676.
- [16] **Willems Jos L., CSE**, *Common Standards for Quantitative Electrocardiography: Goals and Main Results*, Methods of Information in Medicine, Vol. 29, No. 4, 1990, p. 263-271.
- [17] **Khobragade Kalyani, Deshmukh R. B.**, *ECG Analysis using Wavelet Transforms*, IETE Journal of Research, Vol. 43, No. 6, November-December 1997, p. 423-432.
- [18] **Payne P. A.**, *Concise Encyclopaedia of Biological and Biomedical Measurement Systems*, Pergamon Press, First Edition, 1991, p. 142-150.
- [19] **Köler Bert-Uwe, Hennig Carsten, Orglmeister Reinhold**, *The Principles of Software QRS Detection*, IEEE Engineering in Medicine and Biology, Vol. 21, No. 1, January/February 2002, p. 42-55.
- [20] **Unser Michael, Aldroubi Akram**, *A Review of Wavelets in Biomedical Applications*, Proceedings of the IEEE, Vol. 84, No. 4, April 1996, p. 626-638.
- [21] **National Instruments**, *Signal Processing Toolset User Manual*, National Instruments, Austin, Texas, June 2001, Chapter 9, p. 9-6.
- [22] **Kadambe Shubha, Murray Robin, Boudreaux-Bartels Faye**, *Wavelet Transform-Based QRS Complex Detector*, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 46, No. 7, July 1999, p. 838-847.
- [23] **Agretti Hernán G., Monzón Jorge E.**, *Análisis Espectral del Electrocardiograma*, Depto. de Ingeniería Eléctrica, Facultad de Ciencias Exactas y Naturales y Agrimensura, UNNE, 2002.
- [24] **Mendoza A., Archiva L., Ardila J. A.**, *Caracterización del Intervalo QT en una Señal Electrocardiográfica Usando la Transformada Wavelet*, Memorias II Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica, Sociedad Cubana de Bioingeniería, Artículo 00425, La Habana, Cuba, 2001.
- [25] **Laguna P., Thakor N. V., Caminal P., Jané R., Yoon H.**, *New algorithm for QT interval analysis in 24-hour Holter ECG: performance and applications*, Medical & Biological Engineering & Computing, No. 28, January 1990, p. 67-73.
- [26] **Lynn P. A.**, *Online digital filters for biological signals: some fast designs for a small computer*, Medical & Biological Engineering & Computing, No. 15, 1977, p. 534-540.

-
- [27] **Pan J., Tompkins W. J.**, *A real time QRS detection algorithm*, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 32, 1985, p. 230-236.
- [28] **Pisani E., Pellegrini E., Ansuini G., Di Noto G., Rimatori C., Russo P.**, *Performance evaluation of algorithms for QT interval measurements in ambulatory ECG recording*, Computers in Cardiology, IEEE Computer Society Press, 1985, p. 459-462.
- [29] **Algra A., Le Brun H., Zeelenberg C.**, *An algorithm for computer measurement of QT intervals in the 24 hour ECG*, Computers in Cardiology, IEEE Computer Society Press, 1987, p. 117-119.
- [30] **Critelli G., Marciano F., Mazzarella M., Migaux M. L.**, *QT interval measurements of long-term ECG recordings: Application to an automatic Holter analysis system*, Computers in Cardiology, IEEE Computer Society Press, 1982, p. 480-481.
- [31] **National Instruments**, *The Measurement and Automation Catalog*, National Instruments, Austin, TX, 2004, p. 43-79.
- [32] **Roncancio Henry, Velasco Hugo**, *Una Introducción a LabVIEW*, Universidad Distrital "Francisco José de Caldas", Laboratorio de Instrumentación Virtual, 2000.
- [33] **The MathWorks Team**, *Technical Information Package*, The MathWorks Inc., Natick, MA, USA, 2003.
- [34] **Macías Salazar Daniel Felipe**, *Medición e Identificación de Intervalos QT en Electrocardiogramas utilizando Lógica Difusa*, Tesis Escuela Politécnica Nacional, Quito, Ecuador, 2003, p. 77-89.
- [35] **Riofrío Aguirre Mónica Patricia**, *Diseño e Implementación de un Algoritmo para Caracterización de Puntos Importantes de un Electrocardiograma Utilizando Bancos de Filtrado*, Tesis Escuela Politécnica Nacional, Quito, Ecuador, 2003, p. 121-129.

ANEXOS

ECG Wavelet

Manual de Usuario

Acerca de este Manual

- Este manual explica las funciones de ECG Wavelet para Windows. Este manual no describe las operaciones básicas de MATLAB, LabVIEW o Windows.
- Las operaciones básicas, como manejar ventanas, etc., se conforman con las operaciones comunes.
- Este manual es compatible para Windows 2000/XP/NT/Me/98.
- Abrir el archivo Léeme para obtener información sobre la instalación del programa ECG Wavelet.

Acerca de las Marcas

- Windows ® es marca registrada de Microsoft Corporation en EEUU y otros países. El nombre formal de Windows es Microsoft ® Windows ® Operating System.
- LabVIEW™, National Instruments™, NI™, ni.com™, son marcas registradas de National Instruments Corporation.
- MATLAB y su Wavelet Toolbox son marcas registradas de The MathWorks, Inc.
- Aquellos nombres de productos y compañías mencionados aparecen solamente con fines de identificación y pueden ser marcas y/o marcas comerciales de sus respectivos propietarios.

Requerimientos del Sistema

OS	Un PC compatible de IBM que tiene el sistema operativo preinstalado de Microsoft ® Windows ® 98 / Windows ® 98 Second Edition / Windows ® Millennium Edition/Windows ® 2000 Professional / Windows ® XP Home Edition / Windows ® XP Professional / Windows ® NT 4.0.
CPU	Intel MMX ®, Pentium ® III 500MHz o superior (Pentium ® III 800MHz o superior es recomendable).
Software	MATLAB 6.5 o superior. LabVIEW Run-Time Engine.
Memoria	Un mínimo de 64MB
Disco duro	El espacio necesario para instalar: 50MB El espacio recomendable: más de 65 MB
Monitor	Una tarjeta gráfica que contiene un mínimo de 4MB de VRAM y una mínima resolución de 800×600. Color de Alta definición (16 bits color, 65000 colores).
Otros	Unidad de CD-ROM de 32x o superior.

Iniciar ECG Wavelet

Seleccionando [Inicio]/[Programas]/[ECG Wavelet]/[ECG Wavelet], se puede iniciar el programa (Fig. 1).

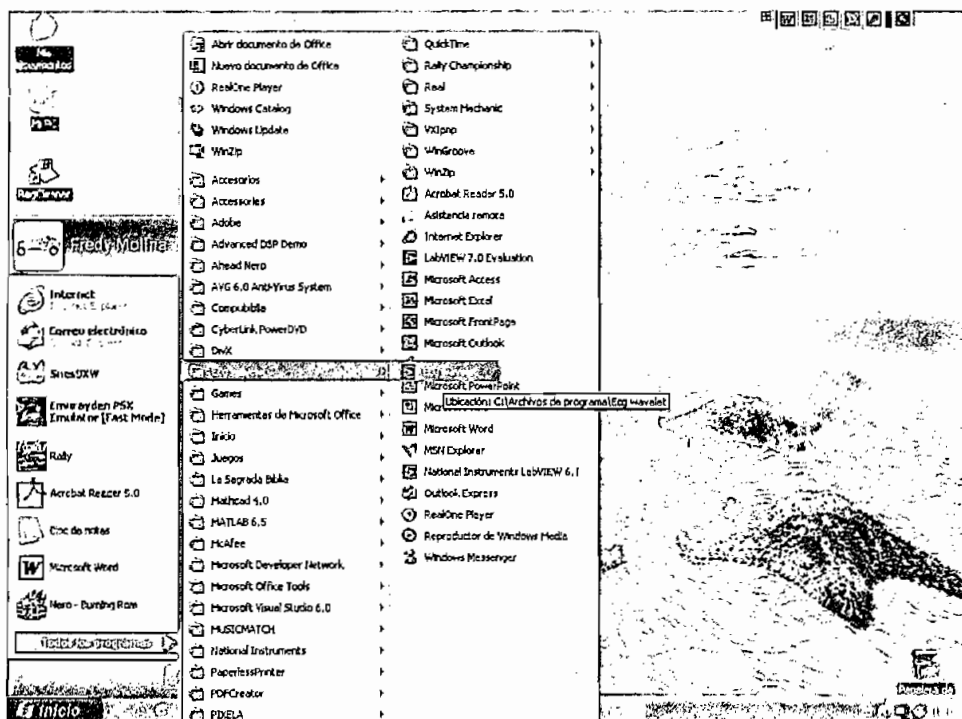


Fig. 1 Inicio del programa ECG Wavelet.

En la instalación de ECG Wavelet se puede crear el acceso directo, por medio de un icono en el escritorio tal como se indica en la figura 2. Entonces mediante un doble clic en este, se puede iniciar ECG Wavelet.



Fig. 2 Icono de acceso directo del escritorio.

Primera pantalla de ECG Wavelet (Presentación)

La primera pantalla de ECG Wavelet es la pantalla de presentación del programa (Fig. 3).

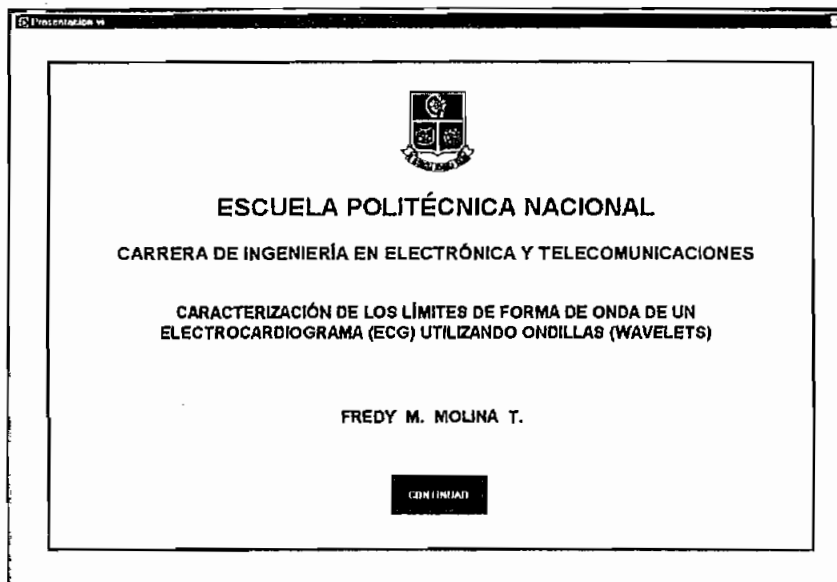


Fig. 3 Pantalla de presentación del programa.

Ingreso de bases electrocardiográficas

Mediante un clic en el botón CONTINUAR de la pantalla de presentación se pasa a la pantalla de ingreso de los registros electrocardiográficos (Fig. 4). Esta pantalla presenta dos botones. El primer botón permite seleccionar un determinado electrocardiograma (ECG) de la base de datos, mientras que el segundo termina la ejecución del programa. Sobre estos dos botones se encuentra un interfaz gráfico que nos permite visualizar la señal electrocardiográfica correspondiente al registro seleccionado.

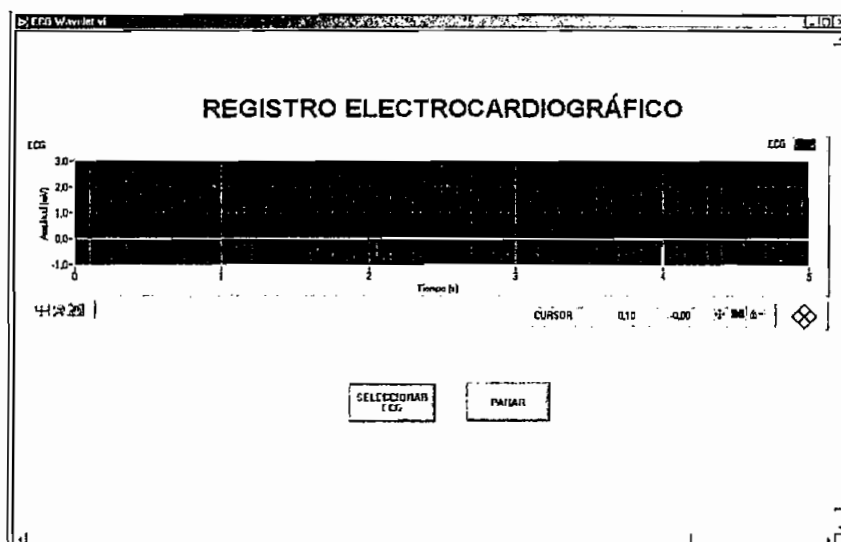


Fig. 4 Pantalla de ingreso de electrocardiogramas.

Selección del registro electrocardiográfico

Al hacer un clic en el botón SELECCIONAR ECG de la pantalla de ingreso se abre una ventana, donde se puede buscar la localización de los registros electrocardiográficos y escoger el que se requiera (Fig. 5). Esta ventana se maneja conforme las operaciones comunes de Windows.

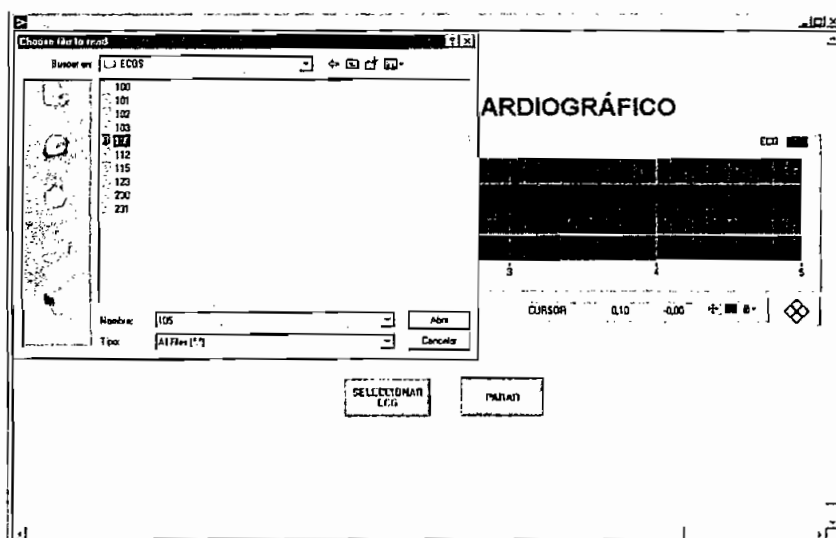


Fig. 5 Ventana de selección de los registros electrocardiográficos.

Procesamiento del electrocardiograma

Una vez escogido el registro, el programa procesa la señal electrocardiográfica, la cual es presentada en el interfaz gráfico para facilitar un reconocimiento visual de los primeros 5 segundos de la misma (Fig. 6). Durante este proceso el usuario puede terminar la ejecución del programa mediante un clic en el botón PARAR.

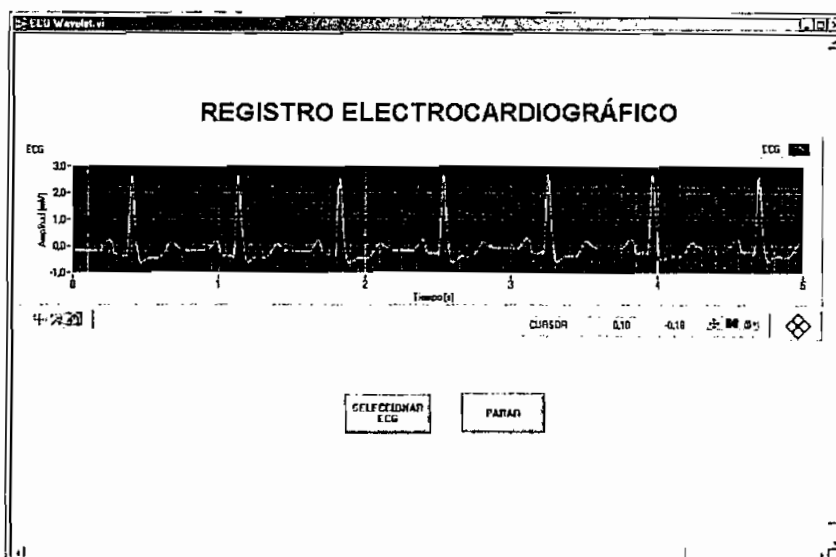


Fig. 6 Procesamiento de la señal electrocardiográfica.

Pantalla de localización

Si no se detiene el procesamiento del electrocardiograma, a continuación se presenta la pantalla de localización (Fig. 7), en la cual se pueden apreciar varias herramientas gráficas, las mismas que servirán de ayuda para el análisis de los puntos característicos del electrocardiograma. Además aparecen dos botones, el botón CONTINUAR que permite visualizar los resultados y el botón TERMINAR que finaliza la ejecución del programa.

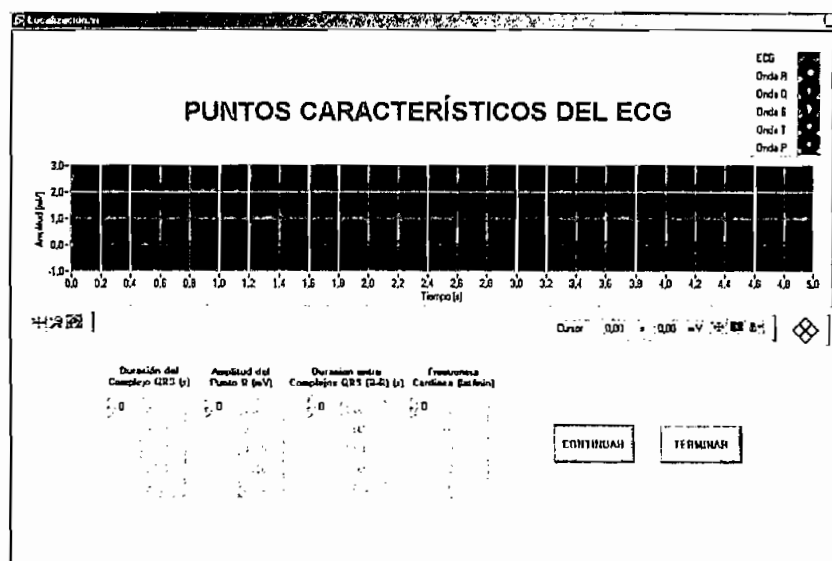


Fig. 7 Pantalla de localización de los puntos característicos del ECG.

Visualización de los puntos característicos del ECG

Un clic sobre el botón CONTINUAR de la pantalla de localización permite apreciar la señal electrocardiográfica, con sus puntos característicos claramente identificados y con sus respectivos valores debidamente señalados (Fig. 8).

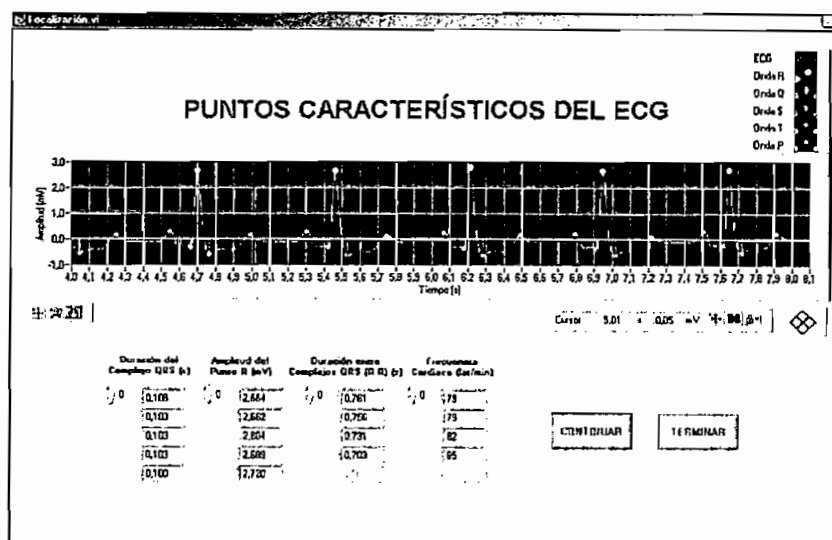


Fig. 8 Visualización de puntos característicos del ECG.

Herramientas del interfaz gráfico

La figura 9 explica el uso de cada una de las herramientas gráficas del interfaz que muestra los puntos característicos de la señal electrocardiográfica en la pantalla de localización.

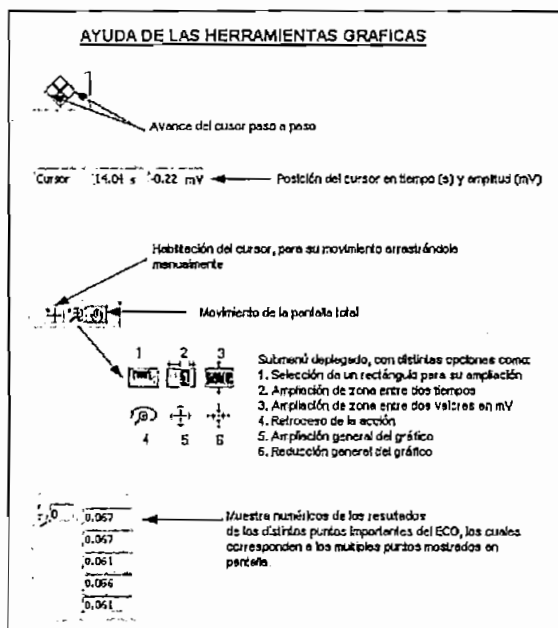


Fig. 9 Herramientas del interfaz gráfico.

Finalización del programa

Haciendo clic repetidamente en el botón CONTINUAR se puede avanzar por todo el electrocardiograma, al final solamente aparecerá el electrocardiograma sin los puntos característicos, lo cual indicará la finalización del procesamiento del registro (Fig. 10).

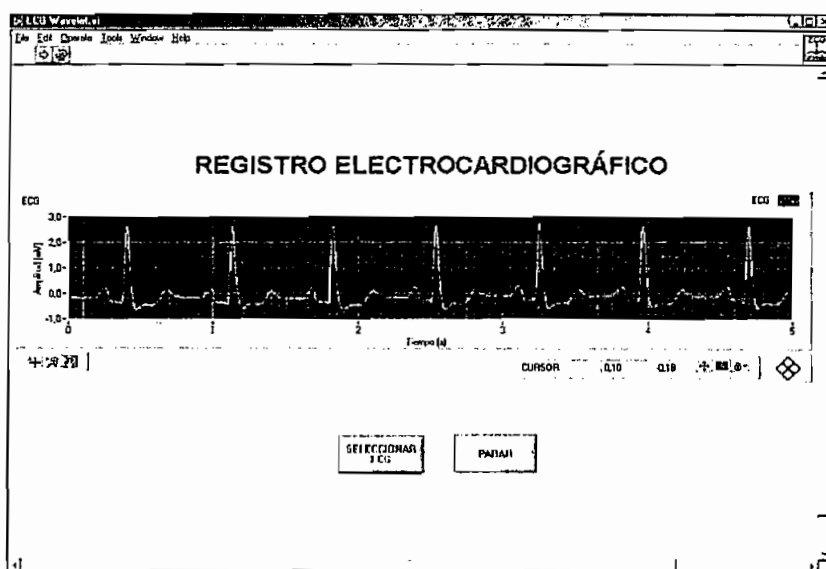


Fig. 10 Pantalla que aparece al final del procesamiento.