

# **ESCUELA POLITECNICA NACIONAL**

**ESCUELA DE INGENIERIA**

**DISEÑO E IMPLEMENTACION DE UN ALGORITMO  
PARA CARACTERIZACION DE PUNTOS IMPORTANTES  
DE UN ELECTROCARDIOGRAMA UTILIZANDO  
BANCOS DE FILTRADO**

**PROYECTO PREVIO A LA OBTENCION DEL TITULO DE INGENIERO EN  
ELECTRONICA Y TELECOMUNICACIONES**

**MONICA PATRICIA RIOFRIO AGUIRRE**

**DIRECTOR: DR. DIEGO BENITEZ**

**Quito, Junio 2003**

## DECLARACIÓN

Yo Mónica Patricia Riofrío Aguirre, declaro bajo juramento que el trabajo aquí descrito es de mi autoría; que no ha sido previamente presentada para ningún grado o calificación profesional; y, que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en el 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.

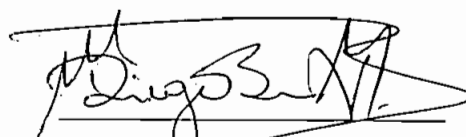


---

Mónica P. Riofrío Aguirre

## CERTIFICACIÓN

Certifico que el presente trabajo fue desarrollado por la Sra. Mónica Patricia Riofrío Aguirre, bajo mi supervisión.

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Diego Benítez', written over a horizontal line.

Dr. Diego Benítez

DIRECTOR DE PROYECTO

## AGRADECIMIENTO

A Dios, quien siempre estuvo a mi lado y cuyo amor se ha reflejado en cada una de las personas que el ha puesto en mi camino.

A mi mami, mi madrina y a su esposo que supieron apoyarme en todo momento.

A mi Pois, por su amor y dedicación.

A mi director de Tesis, Al Dr. Diego Benítez por su acertada dirección en la realización del presente proyecto.

A mis distinguidos miembros del Tribunal, Msc. Tania Pérez y Dr. Luis Corrales por el valioso aporte brindado a la culminación de este trabajo y su ayuda incondicional.

A Chris, Telmo, Mónica de cuya amistad me siento honrada.

A mis compañeros de trabajo, porque en ellos he sabido encontrar una mano amiga y solidaria en el inicio de esta nueva etapa de mi vida.

Y una agradecimiento especial a todas aquellas personas que supieron ser mis amigos.

MONICA R.

## **DEDICATORIA**

A María Santísima, por su cuidado y bendición.

## CONTENIDO

RESUMEN.....	i
PRESENTACION.....	iii
CAPÍTULO 1: FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	1
1.1 EL SER HUMANO.....	2
1.1.1 EL SISTEMA CIRCULATORIO .....	2
1.1.2 EL CORAZÓN.....	4
1.1.2.1 La contracción cardíaca.....	6
1.1.2.2 Eventos eléctricos y mecánicos que suceden en cada ciclo cardíaco normal .....	7
1.2 PRINCIPIOS BÁSICOS DE LA ELECTROCARDIOGRAFÍA.....	8
1.2.1 FUNDAMENTOS DE LA ELECTROCARDIOGRAFÍA.....	8
1.2.1.1 Definiciones.....	9
1.2.2 IMPORTANCIA DEL ELECTROCARDIOGRAMA.....	10
1.2.3 REGISTROS DE LA SEÑAL DEL ELECTROCARDIOGRAMA.....	10
1.2.4 DERIVACIONES .....	11
1.2.5 EL CORAZÓN CON RELACIÓN AL ELECTROCARDIOGRAMA.....	14
1.2.6 COMPONENTES DEL ELECTROCARDIOGRAMA. ....	14
1.3 ELECTROCARDIOGRAMA NORMAL.....	15
1.3.1 CARACTERÍSTICAS DE UN ELECTROCARDIOGRAMA NORMAL.....	15
1.3.2 TÉCNICAS PARA EL ANÁLISIS AUTOMÁTICO DEL ELECTROCARDIOGRAMA.....	17
1.4 BANCOS DE FILTRADO.....	18
1.4.1 IMPORTANCIA DEL ANÁLISIS DE LOS DATOS.....	18
1.4.2 MEDIDAS DC Y RMS EN UNA SEÑAL.....	19
1.4.3 MUESTREO DE DATOS.....	20
1.4.3.1 Consideraciones de muestreo .....	22
1.4.4 ALIASING Y ESPECTRO DE SEÑALES MUESTREADAS.....	23

1.4.5 PROCESAMIENTO DIGITAL DE SEÑALES (DSP).....	23
1.4.5.1 Áreas de aplicación y operaciones claves del DSP .....	24
1.4.5.2 Convolución .....	25
1.4.5.3 Correlación.....	25
1.5 FILTRADO DIGITAL.....	26
1.5.1 EL FILTRADO.....	26
1.5.1.1 Ventajas y Desventajas del Filtrado Digital sobre el Filtrado Analógico.....	27
1.5.2 FILTROS DIGITALES COMUNES.....	28
1.5.3 FILTROS IDEALES.....	29
1.5.4 FILTROS DIGITALES IIR Y FIR.....	30
1.5.4.1 Consideraciones de Filtros Prácticos Selectivos en Frecuencia.....	33
1.5.4.2 Métodos de Diseño de Filtros Digitales .....	34
1.5.5 TRANSFORMADA DISCRETA.....	36
1.5.5.1 Análisis de frecuencia.....	37
1.5.6 PROCESADORES DIGITALES DE SEÑAL.....	37
1.5.6.1 Ventajas y desventajas de DSP.....	38
1.5.7 USO DE LOS BANCOS DE FILTRADO (FBs) EN EL ECG.....	38
1.5.7.1 Diagrama del bloque de un Banco de Filtrado.....	41
1.5.7.2 Aliasing e Imaging.....	43
1.5.7.3 Distorsión de magnitud y fase.....	43
1.5.7.4 Reconstrucción perfecta.....	44
1.5.7.5 Fase Lineal .....	44
CAPÍTULO 2: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL ALGORITMO.....	45
2.1 REQUERIMIENTOS.....	45
2.1.1 REQUERIMIENTOS GENERALES.....	45
2.1.2 REQUERIMIENTOS TEMPORALES. ....	45
2.1.3 REQUERIMIENTOS DE VALIDACIÓN.....	46
2.2 DETECCIÓN DEL LATIDO EN EL ECG USANDO BANCOS DE FILTRADO. ....	46
2.2.1 DIAGRAMA DE BLOQUES.....	46
2.2.2 BANCO DE FILTRADO (FB) .....	47
2.2.3 DIAGRAMA DE BLOQUE DEL FB. ....	49

2.2.4	PRE-PROCESAMIENTO.....	50
2.2.4.1	Filtros de Análisis .....	50
2.2.4.2	Diseño de Filtros FIR mediante el método de Ventana de Kaiser-Bessel .....	51
2.2.4.3	Obtención del Número Mínimo de Coeficientes de los Filtros.....	53
2.2.4.4	Operación del Banco de Filtrado.....	54
2.2.5	CARACTERÍSTICAS INDICATIVAS DEL COMPLEJO QRS.....	55
2.2.6	DETECCIÓN LÓGICA DEL LATIDO .....	58
2.2.7	BLOQUE DE DETECCIÓN DE LATIDOS DE UN CANAL .....	58
2.2.8	NIVELES DE DETECCIÓN.....	60
2.2.9	CANAL DE DETECCIÓN DEL LATIDO. ....	65
2.3	ALGORITMO DE DETECCIÓN DEL INTERVALO QT .....	65
2.3.1	PRE-PROCESAMIENTO. ....	66
2.3.2	DETECCIÓN DEL COMPLEJO QRS.....	67
2.3.3	DEFINICIÓN DEL INICIO DE LA ONDA QRS.....	67
2.3.4	DEFINICIÓN DEL VALOR PICO Y EXTREMO DE LA ONDA T.....	69
2.3.5	SELECCIÓN DE LOS VALORES QT.....	74
2.4	IMPLEMENTACIÓN EN UN LENGUAJE DE PROGRAMACIÓN.....	74
CAPÍTULO 3: DESARROLLO DEL SOFTWARE DE SOPORTE .....		75
3.1	UTILIZACIÓN DEL PROGRAMA DESARROLLADO.....	75
3.2	DISEÑO DEL SOFTWARE.....	80
3.2.1	DESARROLLO DE LA PANTALLA PRINCIPAL. ....	80
3.2.2	DESARROLLO DE LA SUBROUTINA INICIO DATA.VI.....	82
3.2.2.1	Subrutina “ECG PROCESSED.vi”. ....	84
3.2.2.2	Subrutina “BEAT DETECTION.vi”. ....	86
3.2.2.2.1	Subrutina “FILTER BANK.vi”. ....	88
3.2.2.2.2	Subrutina Sumatoria Sub – Bandas.....	90
3.2.2.2.3	Subrutina “MWI.vi” .....	90
3.2.2.2.4	Subrutina “ALL LEVELS.vi”. ....	92
3.2.2.2.5	Sección Gráficos.....	112



CAPÍTULO 4: PRUEBAS Y RESULTADOS.....	121
4.1 EVALUACIÓN DEL ALGORITMO DE DETECCIÓN DEL LATIDO EN EL ECG.....	121
4.1.1 LA BASE DE DATOS MIT-BIH.....	121
4.1.2 PRUEBAS Y RESULTADOS DEL ALGORITMO DE DETECCIÓN DEL LATIDO EN EL ECG USANDO BANCOS DE FILTRADO.....	122
4.1.3 ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS EN EL ALGORITMO.....	124
4.1.4 TAZA DE ERROR DE DETECCIÓN.....	125
4.2 EVALUACIÓN DEL ALGORITMO DE DETECCIÓN DEL INTERVALO QT ..	126
4.2.1 LA BASE DE DATOS QT.....	127
4.2.2 PRUEBAS, RESULTADOS, EVALUACIÓN Y ANÁLISIS, DEL ALGORITMO DE DETECCIÓN DEL INTERVALO QT USANDO LA BASE DE DATOS QT.....	127
4.2.3 PARÁMETROS ESTADÍSTICOS DE APROBACIÓN DEL INTERVALO QT.....	128
4.2.3.1 Sensibilidad y Predictividad Positiva.....	129
4.2.4 RESULTADOS .....	130
 CAPÍTULO 5: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	 137
5.1 CONCLUSIONES.....	137
5.2 RECOMENDACIONES.....	143
5.3 TRABAJOS FUTUROS .....	144

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

## ANEXOS

## INDICE DE FIGURAS

### CAPÍTULO 1

Figura 1.1	Sistema Cardio-Circulatorio Humano.....	03
Figura 1.2	Representación Esquemática del Sistema de Purkinje .....	05
Figura 1.3	Estructura Básica del Corazón que Muestra el Sistema Conductor del Impulso Eléctrico.....	06
Figura 1.4	Corriente de Acción Generada en el Corazón.....	08
Figura 1.5	Líneas de Calibración del ECG.....	11
Figura 1.6	Triángulo de Eithoven.....	12
Figura 1.7	Disposición de las Diferentes Derivaciones en el Cuerpo Humano.....	13
Figura 1.8	Características de un Electrocardiograma Normal.....	15
Figura 1.9	Registro Típico que Muestra Tres Ondas Claramente Reconocibles que Acompañan Cada Ciclo Cardíaco.....	15
Figura 1.10	Presentación de una señal original.....	18
Figura 1.11	Presentación de una señal procesada.....	19
Figura 1.12	Nivel DC de una Señal .....	19
Figura 1.13	Señal Analógica y su Correspondiente Versión Muestreada .....	21
Figura 1.14	Efecto de Aliasing sobre una Señal .....	22
Figura 1.15	Aliasing .....	23
Figura 1.16	Respuesta Ideal de Frecuencia .....	29
Figura 1.17	Pasa-banda y Rechaza-banda .....	30
Figura 1.18	Representación conceptual de un filtro digital .....	30
Figura 1.19	Esquema de Tolerancia para un Filtro Pasa-bajo.....	32
Figura 1.20	Características de Magnitud de Filtros Físicamente Realizables...	33
Figura 1.21	Ventana de Kaiser afectada por un factor ( $\beta$ ).....	36
Figura 1.22	Banco de Filtrado FB .....	39
Figura 1.23	Tareas realizadas en un ECG.....	40

## CAPÍTULO 2

Figura 2.1 Diagrama de Bloques del Diseño del Algoritmo de Detección del Latido.....	47
Figura 2.2 Diagrama de Bloque del Banco de Filtrado.....	48
Figura 2.3 .....	55
(a) La Señal de Entrada ECG	
(b) Sub-bandas con ancho de banda uniforme $W_i[n]$ [5.6 - 11.2] Hz.	
(c) Características Indicativas del Complejo QRS	
(d) Detección Lógica del Latido	
Figura 2.4 Espectro de la Señal ECG .....	56
Figura 2.5 .....	57
(a) ECG	
(b) Característica calculada	
(c) Salida de MWI	
(d) Salida del Detector de Evento	
Figura 2.6 Niveles Secuenciales para el Algoritmo de Detección del Latido...	58
Figura 2.7 Bloque de Detección del Latido de un Canal para Calcular una Característica de las Sub-bandas que es indicativo del Complejo QRS.....	59
Figura 2.8 Las Decisiones de 2 Algoritmos de Detección del Latido de un Canal son Combinadas para Reducir el Número de FPs y FNs .....	61
Figura 2.9 Funciones de Transferencia para el Filtro Diferenciador .....	66
Figura 2.10 Señal ECG Original y Señal ECG Diferenciada .....	68
Figura 2.11 Diagrama de Flujo para Definir el Onset de QRS.....	69
Figura 2.12 Señal ECG Original y Señal ECG Procesada para encontrar límites de la Onda T.....	70
Figura 2.13 Diagrama de Flujo para Encontrar el Pico de la Onda T ( $T_1$ ) y el Final de la Onda T ( $T_2$ ).....	73

## CAPÍTULO 3

Figura 3.1	Pantalla de Inicio.....	76
Figura 3.2	Pantalla de Trabajo y Resultados para el Procesamiento del ECG.....	77
Figura 3.3	Diagrama Principal del Programa Desarrollado.....	80
Figura 3.4	Diagrama de la Pantalla Principal.....	81
Figura 3.5	Diagrama de Flujo Principal del Programa desarrollado.....	81
Figura 3.6	Diagrama de la subrutina "INICIO DATA.vi".....	82
Figura 3.7	Diagrama de flujo de la subrutina "INICIO DATA.vi".....	83
Figura 3.8	Diagrama de la subrutina "ECG PROCESSED.vi".....	84
Figura 3.9	Diagrama de de flujo de la subrutina "ECG PROCESSED.vi".....	85
Figura 3.10	Diagrama Subrutina "BEAT DETECTION.vi".....	86
Figura 3.11	Diagrama de Flujo "BEAT DETECTION.vi".....	87
Figura 3.12	Subrutina "FILTER BANK.vi".....	88
Figura 3.13	Diagrama de Flujo "FILTER BANK.vi".....	89
Figura 3.14	Subrutina para el Desarrollo de la Sumatoria de las Sub -Bandas.	90
Figura 3.15	Diagrama de la Subrutina "MWI.vi".....	91
Figura 3.16	Diagrama de Flujo de la Subrutina "MWI.vi".....	91
Figura 3.17	Subrutina "ALL LEVELS.vi".....	92
Figura 3.18	Diagrama de Flujo Subrutina "ALL LEVELS.vi".....	93
Figura 3.19	Diagrama desarrollado para el Nivel 1.....	94
Figura 3.20	Diagrama de flujo del Nivel 1.....	95
Figura 3.21	Diagrama Desarrollado para el Nivel 2.....	96
Figura 3.22	Diagrama de la Subrutina "CHLEV2.vi".....	97
Figura 3.23	Diagrama Equivalente de la Subrutina "CHLEV2.vi".....	98
Figura 3.24	Diagrama de Flujo Equivalente para la Estructura "FORMULA NODE".....	100
Figura 3.25	Diagrama Diseñado para el Nivel 3.....	101
Figura 3.26	Subrutina para la Combinación "A".....	103
Figura 3.27	Subrutina "BEATANONBEAT.vi".....	104
Figura 3.28	Diagrama de Flujo Equivalente de la Combinación "C".....	105

Figura 3.29 Diagrama de Flujo de la Estructura "FORMULA NODE" Implementada para la Detección de Latidos Mediante Combinación .....	107
Figura 3.30 Diagrama Implementado para el Nivel 5 .....	109
Figura 3.31 Diagrama de flujo equivalente Nivel 5.....	110
Figura 3.32 Diagrama de Flujo de la estructura "FÓRMULA NODE" del nivel 5 .....	112
Figura 3.33 Gráficas disponibles.....	113
a) Gráfica ECG – P1 – BEATS	
b) Gráfica ECG – QRST.	
Figura 3.34 Subrutina para graficar las ondas ECG – P1 – BEATS.....	114
Figura 3.35 Diagrama de flujo de gráfica ECG – P1 – BEATS.....	115
Figura 3.36 Subrutina que grafica el inicio de la onda Q, los picos Q, R, S, T y el fin de la onda T.....	116
Figura 3.37 Diagrama de flujo de la grafica: inicio de la onda Q, los picos Q R, S, T y el fin de la onda T.....	117
Figura 3.38 Zonas de Búsqueda de los picos Q, R, S, y T.....	119
Figura 3.39 Subrutina que Detecta los Puntos QRST del ECG.....	120

#### CAPÍTULO 4

Figura 4.1 Ejemplo de las anotaciones de un registro de la Base de Datos MIT-BIH.....	122
Figura 4.2 Predictividad de la Onda Q.....	131
Figura 4.3 Sensibilidad de la Onda Q.....	131
Figura 4.4 Predictividad de la Onda R.....	132
Figura 4.5 Sensibilidad de la Onda R.....	132
Figura 4.6 Predictividad de la Onda T.....	133
Figura 4.7 Sensibilidad de la Onda T.....	133
Figura 4.8 Porcentaje de Intervalos QT detectados al aplicar el Algoritmo.....	135

## INDICE DE TABLAS

Tabla 4.1	Resultados Obtenidos al Aplicar el Algoritmo de Detección del Latido.....	124
Tabla 4.2	Cuadro de Comparación de los Latidos Detectados.....	124
Tabla 4.3	Evaluación del Error en los registros de la MIT BIH Utilizando el Algoritmo Automático Desarrollado.....	125
Tabla 4.4	Tolerancia de Desviación Estándar en (ms).....	128
Tabla 4.5	Valores de Sensibilidad y Predictividad Positiva al aplicar el Algoritmo.....	130
Tabla 4.6	Valores de Desviación Estándar en Porcentaje al aplicar el Algoritmo de Detección.....	134
Tabla 4.7	Porcentaje de intervalos QT detectados al aplicar el Algoritmo de Detección.....	135

# CAPÍTULO 1

## FUNDAMENTOS TEÓRICOS

En la última década, tanto productos como aplicaciones involucran la recolección, procesamiento, análisis, transmisión, visualización y/o almacenamiento de información en tiempo real, siendo precisamente esta necesidad la que hace del Procesamiento Digital de Señales (DSP) un núcleo evolutivo de la ciencia e ingeniería para el desarrollo de nuevos productos, así como de aplicaciones que requieren información en formato digital especialmente por las ventajas que presenta el procesamiento de señales digitales como es el tratamiento de señales en tiempo discreto con aproximación garantizada y reproducción perfecta, en caso de requerir que un archivo sea cambiado o reproducido varias veces sin ninguna degradación en la calidad de la señal. Esto a su vez da gran flexibilidad, debido a que los sistemas de procesamiento digital de señales pueden ser programados y reprogramados para realizar una variedad de funciones sin modificar el hardware.

En el caso de la biomedicina, más específicamente en el área de la ELECTROCARDIOGRAFÍA el procesamiento de diferentes tareas en la señal del Electrocardiograma (ECG) proporciona información de algún tipo de afección cardíaca, sin embargo como en todos los métodos de exploración clínicos la última palabra debe recaer en el criterio del médico tratante.

En el presente proyecto, se emplea Bancos de Filtrado (FBs) para el desarrollo de un algoritmo que descomponga al ECG en sub-bandas de ancho uniforme, para así permitir la realización de un análisis en tiempo y frecuencia de forma independiente, que caracterice los puntos más importantes del electrocardiograma.

## 1.1 EL SER HUMANO

Al igual que muchos seres vivos, el ser humano requiere de dos tipos básicos de aportes para preservar su condición, alimento y oxígeno, la comida incluye al agua, como componente fundamental (alrededor de 2/3 de su peso corporal). El oxígeno por su parte, se introduce al organismo a través de los pulmones y luego pasa a la sangre. [15]

### 1.1.1 EL SISTEMA CIRCULATORIO

El sistema circulatorio del ser humano se compone básicamente de los siguientes elementos:

- La sangre.
- Arterias, capilares y venas.
- Dos bombas (corazón izquierdo y derecho) que impulsan la sangre a través del sistema circulatorio.

La función del sistema circulatorio consiste no sólo en recoger el oxígeno y las moléculas alimenticias incluidas las de agua, sino también, en llevar estos componentes a todos los rincones del organismo y recoger los productos de desecho para llevarlos a los órganos encargados de su eliminación (riñones e intestinos). El sistema circulatorio constituye un circuito cerrado que se puede esquematizar de una manera muy simple como se ilustra en la Figura 1.1, y en la cual se destacan los siguientes puntos:

- a) El flujo puede considerarse unidireccional.
- b) El corazón derecho recoge la sangre de todo el sistema, excepto de los pulmones, y la envía a éstos para su oxigenación (circulación menor); el izquierdo recibe la sangre oxigenada proveniente de los pulmones y la envía al resto del organismo (circulación mayor).
- c) Si bien los dos lados del corazón son independientes, ambos deben trabajar de una manera sincronizada para evitar perturbaciones.



- d) La sangre llega simultáneamente a ambos ventrículos con las válvulas auriculo-ventriculares abiertas y al final la contracción de las aurículas completa el llenado ventricular.

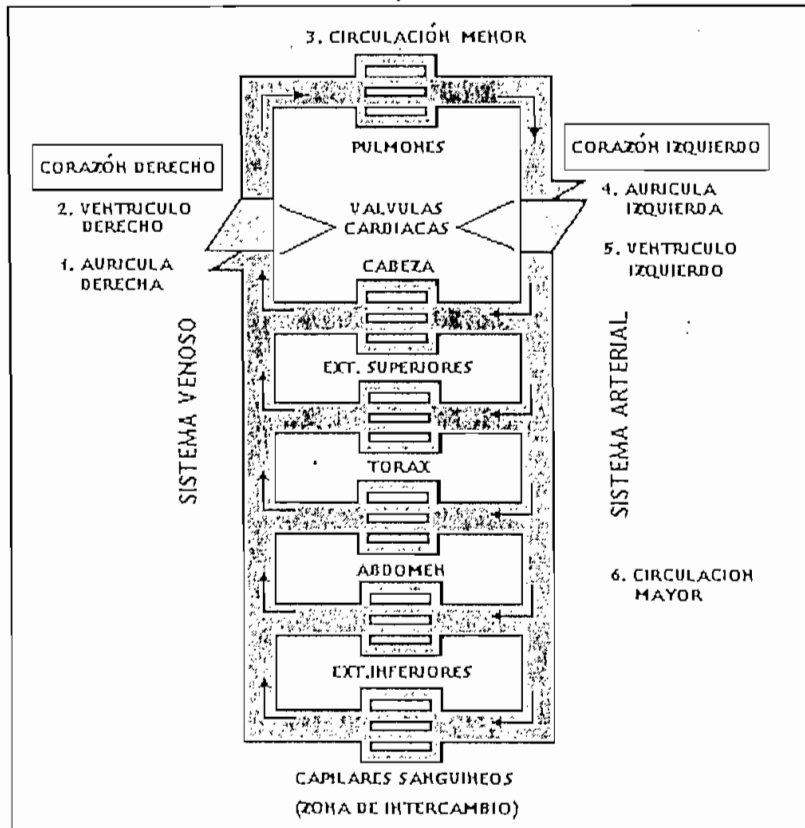


Figura 1.1 Sistema Cardio-Circulatorio Humano.[15]

- e) Un sistema de válvulas se encarga de evitar que haya reflujos hacia las aurículas cuando se produce la contracción ventricular en las válvulas mitral y tricúspide, y hacia los ventrículos cuando la sangre abandona el corazón a través de las válvulas aórtica y semilunar.

En realidad, los dos lados del corazón (izquierdo y derecho) están unidos formando un sólo órgano. Su funcionamiento sincronizado está coordinado por un sistema eléctrico.[15]

### 1.1.2 EL CORAZÓN

El corazón es una bomba muscular que se contrae rítmicamente para enviar sangre a los tejidos. Para lograrlo, mecanismos especiales en el propio corazón aseguran la ritmicidad cardíaca y transmiten potenciales de acción a toda la musculatura del órgano para iniciar la contracción. El corazón está formado por tres tipos principales de músculos cardíacos:

- a) Músculo auricular
- b) Músculo ventricular
- c) Fibras de Purkinje

Los músculos de tipo auricular y ventricular se contraen de forma muy semejante a como lo hacen las fibras estriadas del músculo esquelético. Las fibras de Purkinje se contraen muy débilmente porque contienen un número muy reducido de fibrillas contráctiles; por el contrario, proporcionan un tejido de transmisión para la conducción rápida de los impulsos a todo el órgano.

El sistema de Purkinje, como puede observarse en la Figura 1.2, empieza en el nódulo auriculo-ventricular y sigue por el Haz de Hiss (Haz auriculo-ventricular) hacia el tabique interventricular. Allí se divide en dos grandes ramas, la rama izquierda al ventrículo izquierdo y la derecha al ventrículo derecho.

El nódulo seno-auricular está completamente separado del sistema de Purkinje, aunque posee propiedades similares a las de dicho sistema. El nódulo seno-auricular es una pequeña tira de músculo especializado de unos 3 cm. de ancho y aproximadamente 1 cm. de largo en forma de "C" y localizado entre la desembocadura de las dos cavas, las fibras de este nódulo continúan con las fibras auriculares derechas, de manera que cualquier potencial de acción que empieza en el nódulo seno-auricular se difunde a las aurículas sin tener una vía preferencial, es decir, en todos los sentidos.

Las fibras del nódulo seno-auricular, como las del sistema de Purkinje, son poco contráctiles y capaces de generar potenciales de acción rítmicos, por ello este nódulo es un centro de control muy útil para establecer y regular la contracción rítmica de todo el corazón. Es decir, la actividad del corazón nace de centros de automatismo<sup>1</sup> que descargan a determinada frecuencia. Normalmente el impulso se inicia en el nódulo seno-auricular o de Keit y Flach, se propaga a la pared auricular en todas direcciones, llegando así al nódulo auriculo-ventricular o de Aschoff-Tawara, despolarizándolo<sup>2</sup> y sufriendo a su vez un retardo; alcanza luego el Haz de Hiss en su rama común (tabique interventricular); despolarizando luego las dos ramas (derecha e izquierda) y de estas se propaga hacia las fibras de Purkinje, con esta forma de conducción la última porción del corazón en despolarizarse es la pared posterior y superior de los ventrículos. [2], [11]

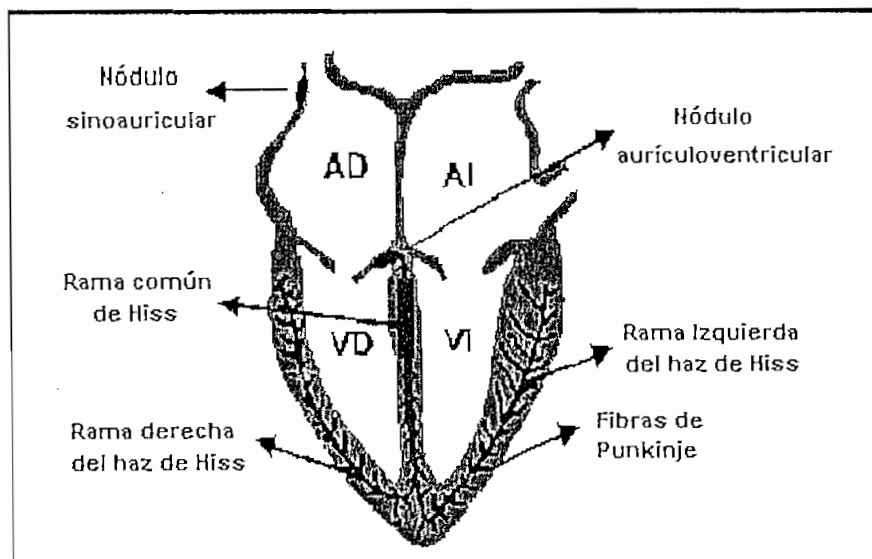


Figura 1.2 Representación Esquemática del Sistema de Purkinje [2]

<sup>1</sup> CENTROS DE AUTOMATISMO: Centros de origen de los impulsos eléctricos que descargan a determinadas frecuencias.

<sup>2</sup> DESPOLARIZACIÓN: Descarga de energía.

### 1.1.2.1 La contracción cardíaca

La contracción cardíaca, es el evento mecánico que impulsa la sangre a través del sistema circulatorio, está precedida de un impulso eléctrico que la desencadena. Normalmente este impulso se origina en la parte superior derecha de la aurícula derecha, desde ahí se transmite al resto del corazón mediante un sistema conductor cuyos componentes básicos son:

- El nodo sino-auricular
- Un sistema de conexión internodal.
- El nodo aurículo-ventricular
- El haz de Hiss
- La rama de conducción derecha
- Las ramas izquierdas con sus fascículos izquierdos posterior y anterior
- Las fibras de Purkinje

La forma habitual de representar el corazón se muestra en la Figura 1.3, en la cual se incluye un esquema del sistema conductor del impulso eléctrico. [15]

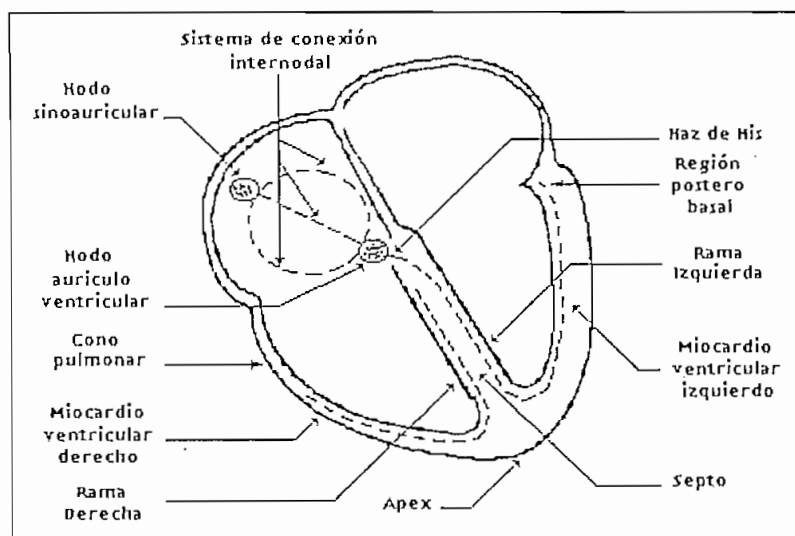


Figura 1.3 Estructura Básica del Corazón que Muestra el Sistema Conductor del Impulso Eléctrico [15]

### 1.1.2.2 Eventos eléctricos y mecánicos que suceden en cada ciclo cardíaco normal

La serie de eventos eléctricos y mecánicos que suceden en cada ciclo cardíaco normal son:

- a) Inicio del impulso en el nodo auriculo-ventricular producido de manera automática y regular a una frecuencia entre 1 y 1.7 Hertz. Esta automaticidad se ha explicado en términos de una entrada permanente de sodio a través de una especie de escape de la membrana de las células cardíacas.
- b) Transmisión de la señal hasta el nodo auriculo-ventricular, a través del sistema de conexión internodal a la par de la musculatura auricular. Esto último desencadena, de una manera sincronizada la despolarización y consecuentemente la contracción de ambas aurículas.
- c) En el nodo auriculo-ventricular el impulso sufre un retraso o retención de aproximadamente 0.07 segundos, para pasar luego al Haz de Hiss y de allí a las ramas izquierda y derecha. A medida que el impulso desciende en dirección a la punta del corazón (ápex), el músculo cardíaco que separa ambos ventrículos (septo) se despolariza de izquierda a derecha.
- d) Cuando el estímulo eléctrico alcanza la punta del ápex, comienza la despolarización de ambos ventrículos a medida que el impulso se va desplazando desde la parte más interna del corazón (endocardio) hacia la parte externa (pericardio), produciendo luego la contracción y la eyección de la sangre hacia las circulaciones mayor y menor.
- e) Finalmente, el impulso llega a la región postero-inferior del ventrículo izquierdo y al llamado cono pulmonar.

En un individuo normal la serie de eventos descrita se repite de manera regular e indefinida. [15], [2], [4]

## 1.2 PRINCIPIOS BÁSICOS DE LA ELECTROCARDIOGRAFÍA

### 1.2.1 FUNDAMENTOS DE LA ELECTROCARDIOGRAFÍA

Si una fibra muscular es activada en un medio conductor los potenciales se distribuyen de acuerdo a la dirección de la fibra y en el sentido de la propagación del estímulo. Este vector representa la corriente de acción que se genera en cada instante en el corazón y su captación por un galvanómetro constituye la base de la electrocardiografía. Se considera al corazón como una sola fibra situada en un medio conductor circular homogéneo, captado desde tres puntos: mano derecha (R); mano izquierda (L); y pierna izquierda (F), que constituyen los vértices de un triángulo.

Se puede apreciar en la Figura 1.4 que en el corazón hay un punto positivo y otro negativo que constituyen el dipolo. Los electrodos que ven acercarse al vector de despolarización registran una deflexión positiva (1, 2 y 3) y los que lo ven alejarse una negativa (5, 6 y 7). Cuanto más cerca de la línea del eje eléctrico está el electrodo, más alta será la deflexión (2 y 6) por ser de mayor potencial. A medida que se acercan a la línea isopotencial más baja será la onda (1, 3, 5 y 7), de modo que si está sobre la misma, el trazado será isoelectrónico (4 y 8). [2], [12]

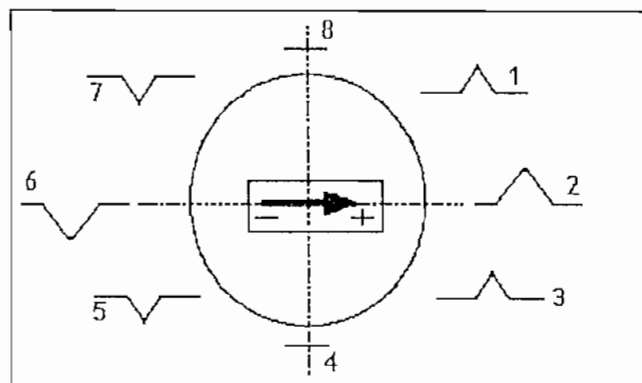


Figura 1.4 Corriente de Acción Generada en el Corazón [2]

### 1.2.1.1 Definiciones

- a) "La electrocardiografía es una importante herramienta de diagnóstico desarrollada a lo largo del presente siglo. Estudia los voltajes asociados con la actividad eléctrica del corazón registrados sobre la superficie externa del cuerpo". En general constituye un método de exploración cardiaca de alta precisión, cuyo diagnóstico en muchos casos es determinante. [15]
- b) "El electrocardiograma (ECG o EKG) es una grabación de los cambios eléctricos que acompañan al ciclo cardíaco". [9]

La señal del ECG es grabada como una función de tiempo que se repite en forma regular en un aparato llamado electrocardiógrafo.

- c) "El electrocardiógrafo es un dispositivo capaz de registrar las diferencias de potencial ocurridas en un campo eléctrico".[4]

Cuando ninguna corriente circula en el dispositivo, éste inscribe una línea horizontal llamada línea isoeletrica; las variaciones de corriente cardiaca determinan deflexiones positivas y negativas, entendiéndose que la dimensión de una deflexión depende de dos factores:

- 1) Del voltaje de la descarga eléctrica, expresado en milivoltios sobre la línea isoeletrica.
- 2) De la duración de dicha deflexión expresada en centésimos de segundo.

### 1.2.2 IMPORTANCIA DEL ELECTROCARDIOGRAMA

El electrocardiograma es útil y aún indispensable en el estudio de:

- 1) Los trastornos de la conducción de las aurículas a los ventrículos
- 2) Las alteraciones de la contracción del músculo cardíaco, bien sean aurículas o ventrículos o ambos a la vez (alteraciones del complejo P-QRS-T).

Por lo tanto, el conocimiento de las características normales de dichas ondas es fundamental. Sin embargo, todas las afecciones cardíacas no se traducen por alteraciones específicas del trazo normal. Siendo un método de exploración eléctrica, tampoco proporciona información precisa o datos definitivos del tipo de afección cardíaca explorada. En este caso, como en todos los métodos de exploración clínicos, la última palabra debe recaer en el criterio del médico. No obstante, la Cardiología ha desarrollado gracias a la introducción del electrocardiógrafo un estudio sistemático del corazón. Su valor en el diagnóstico de las arritmias, de los bloqueos, hipertrofias, enfermedades congénitas y sobre todo de los infartos, justifica su conocimiento, no solamente por parte de los cardiólogos, sino de todo médico general. [10], [16]

### 1.2.3 REGISTROS DE LA SEÑAL DEL ELECTROCARDIOGRAMA

Los registros de la señal del ECG se efectúan con líneas de calibración adecuada y como se aprecia en la Figura 1.5 estas líneas ya están impresas en el papel o se marcan en el papel al mismo tiempo que se registra en el ECG y son de mucha importancia cuando un médico necesita dar un diagnóstico.



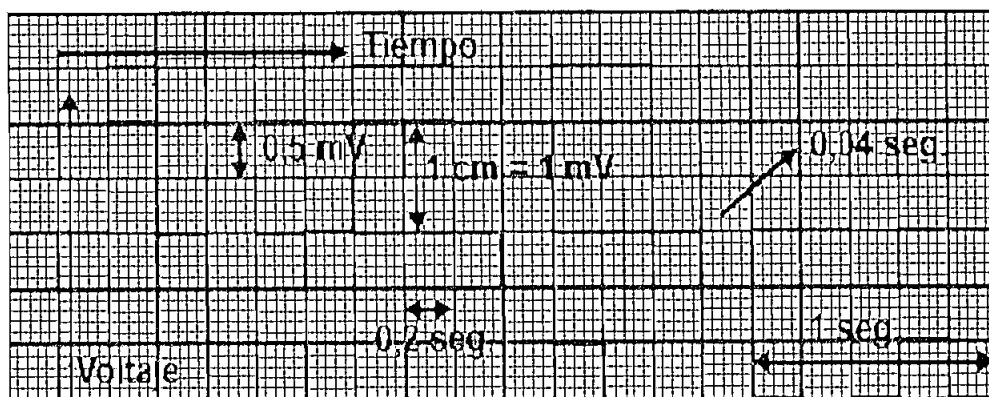


Figura 1.5 Líneas de Calibración del ECG [2]

Sin embargo, con el desarrollo actual de los computadores, también es posible almacenar los registros de las señales cardíacas en bases de datos para su posterior estudio, análisis o evaluación, un ejemplo es el caso de la Base de Datos de Arritmias del Instituto Tecnológico de Massachussets y el Hospital Beth-Israel (MIT-BIH). [18]

#### 1.2.4 DERIVACIONES

Fue Einthoven, quien formuló, que los puntos de derivación periférica bipolares de las derivaciones estándar (D1, D2, D3), situados aproximadamente a la misma distancia del corazón forman los vértices de un triángulo, en cuyo centro se halla el corazón, el cual se comporta como un dipolo eléctrico. Según esta hipótesis, el cuerpo humano constituye un medio conductor homogéneo. Las disposiciones específicas que guardan los electrodos reciben el nombre de *derivaciones*. Las diferentes configuraciones de los electrodos observan el mismo fenómeno desde distintos ángulos. En la Figura 1.6 se puede apreciar el dipolo al cual se hace mención.[17]

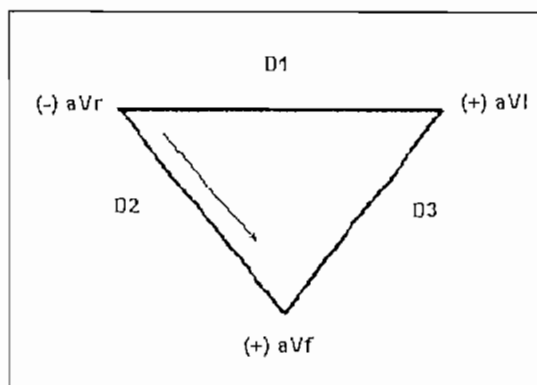


Figura 1.6 Triángulo de Eithoven [12]

En donde se tiene:

D1: relación brazo derecho (-) y brazo izquierdo (+)

D2: relación brazo derecho (-) y pierna izquierda (+)

D3: relación pierna izquierda (+) y brazo izquierdo (+)

El sentido de la flecha indica la dirección media o eje de la transmisión eléctrica que debe estar acorde con la posición del corazón. Teóricamente las corrientes de acción cardíacas pueden registrarse en cualquier lugar de la superficie corporal. Sin embargo, en la práctica se han impuesto los siguientes sistemas de derivación:

- a) **Bipolares:** comparan diferencias de potencial entre dos puntos, o bien, comparan la actividad eléctrica entre dos electrodos, éstas son (D1, D2, D3).
- b) **Unipolares:** son las que registran las variaciones de potencial, en cada extremidad por separado. Las derivaciones unipolares comparan el electrodo explorador con uno indiferente que teóricamente posee un potencial cero, de ahí la denominación unipolar.

AVR = voltaje derecho aumentado que se coloca en el brazo derecho

AVL = voltaje izquierdo aumentado que se coloca en el brazo izquierdo

AVF = voltaje aumentado del pie izquierdo.

c) **Precordiales:** son las que registran las variaciones de potencial en el área precordial, determinadas por la American Heart Association en los siguientes 6 puntos:

- V1 = borde derecho del esternón, al nivel del cuarto espacio intercostal.
- V2 = borde izquierdo del esternón, al nivel del cuarto espacio intercostal.
- V3 = punto situado en la mitad de la línea que une V2 a V4.
- V4 = punto situado a la intersección de la línea medio-clavicular izquierdo con el quinto espacio intercostal.
- V5 = intersección de la línea axilar anterior izquierda con una horizontal pasando por V4.
- V6 = intersección de la línea medio-axilar izquierda con una horizontal pasando por V4. [10], [12].

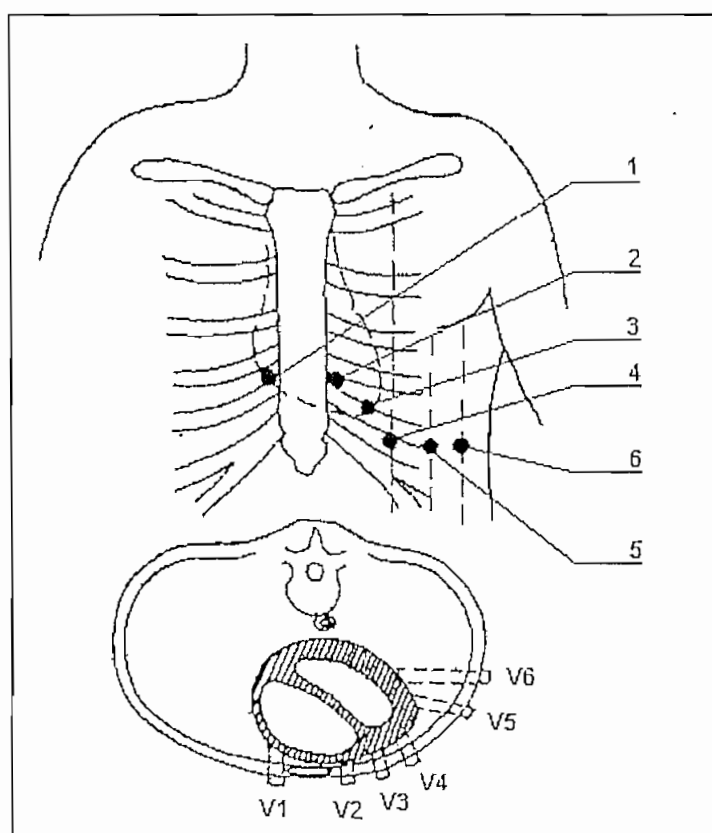


Figura 1.7 Disposición de las Diferentes Derivaciones en el Cuerpo Humano [10]

### 1.2.5 EL CORAZÓN CON RELACIÓN AL ELECTROCARDIOGRAMA

Los factores y fenómenos cardíacos que hacen posible tomar un ECG son los siguientes:

- a) Iniciación de la formación de impulsos en el marcapaso primario o nodo sinusal.
- b) Transmisión del impulso a través del sistema de conducción especializado del corazón.
- c) Activación (despolarización) del miocardio auricular y ventricular.
- d) Recuperación (repolarización) de todas las áreas mencionadas. [4]

### 1.2.6 COMPONENTES DEL ELECTROCARDIOGRAMA

Los impulsos transmitidos a través del sistema de conducción generan corrientes que pueden ser detectadas en la superficie del cuerpo. Cada porción del ciclo cardíaco produce un impulso eléctrico diferente, estos impulsos son transmitidos desde los electrodos a una pluma registradora que gráfica los impulsos como una serie de ondas llamadas ondas de detección. La serie de ondas ascendentes y descendentes en relación con la línea isoeletrica está dada por las características del electrocardiograma.

### 1.3 ELECTROCARDIOGRAMA NORMAL

#### 1.3.1 CARACTERÍSTICAS DE UN ELECTROCARDIOGRAMA NORMAL

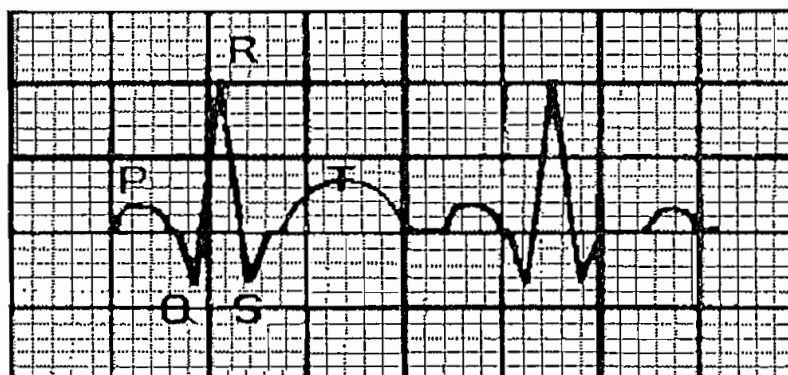


Figura 1.8 Características de un Electrocardiograma Normal [2]

El ECG normal está constituido por una onda P, un complejo QRS y una onda T. El complejo QRS, en realidad incluye tres ondas separadas, la Q, la R y la S; todas ellas causadas por el paso del impulso cardíaco a través de los ventrículos y se conocen como complejo QRS. En el ECG las ondas Q y S suelen ser mucho menos prominentes que la onda P y a veces incluso pueden faltar. [2]

El aspecto general de una señal de ECG humano normal es como se aprecia en la Figura 1.9:

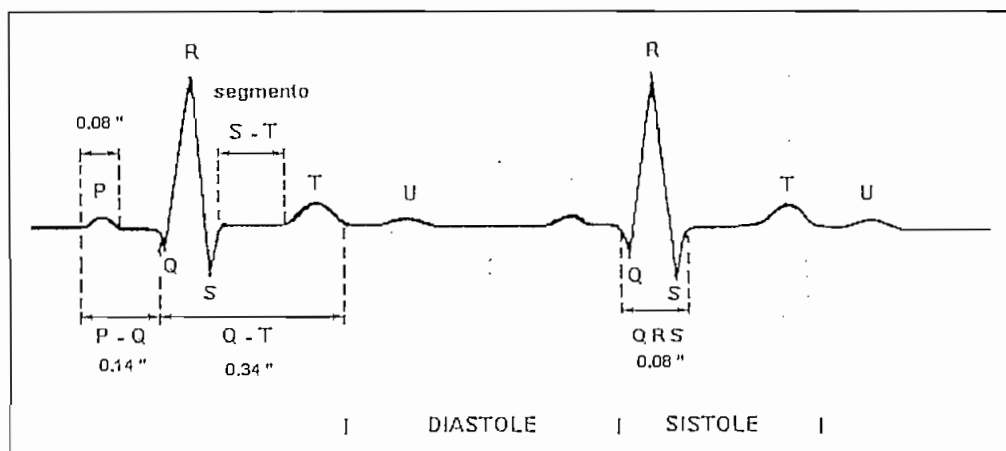


Figura 1.9 Registro Típico que Muestra Tres Ondas Claramente Reconocibles que Acompañan Cada Ciclo Cardíaco.[10]

- a) **La onda P:** Corresponde a la contracción auricular. Es redondeada y positiva; su duración media es de 0,08 seg. Su amplitud varía de 0,1 a 0,3 mV. La onda P depende de corrientes eléctricas generadas cuando las aurículas se despolarizan antes de la contracción, y el complejo QRS es producido por corrientes nacidas cuando los ventrículos se despolarizan antes de contraerse. Por lo tanto, la onda P como las componentes del complejo QRS son ondas de despolarización
- b) **Intervalo P-R (o P-Q):** Es el espacio comprendido entre el principio de la onda P y el principio del complejo QRS, (principio de la onda Q, cuando Q existe, o con el principio de la onda R, cuando la onda Q no existe). Corresponde a la pausa que se extiende desde el principio de la excitación auricular al principio de la excitación ventricular. Su duración varía normalmente con la frecuencia cardíaca y con la edad; es más corta en la taquicardia y en los niños, en la sudoración y su valor normal oscila alrededor de 0,16 seg.
- c) **Complejo QRS:** Resulta de la activación de los 2 ventrículos. El accidente principal de ese complejo es normalmente alto, delgado positivo y se denomina con la letra R, esta puede o no ser precedida de una onda pequeña negativa Q, y va luego seguida o no de una onda negativa S. El complejo QRS dura normalmente 0,08 seg. Si pasa de 0,12 seg., es sugestivo de un trastorno en la conducción intraventricular. Su amplitud varía según la posición eléctrica del corazón en el trazo, el grado de hipertrofia ventricular y otros factores. Su valor medio en las derivaciones periféricas es de 1mV (10mm).
- d) **Segmento ST:** Se extiende desde el final de la onda S o del accidente R cuando S no existe, hasta el principio de la onda T. Corresponde al período de contracción sostenida de los ventrículos. Nace y se inscribe normalmente sobre la línea isoeletrica. Una inscripción de más de 0,1 mV. por encima o por debajo de dicha línea corresponde a un estado patológico.

- e) **Onda T:** Con el segmento ST, la onda T es de gran importancia en la electrocardiografía. Representa el fin de la despolarización, o en otras palabras la repolarización de ambos ventrículos. Corresponde al regreso de la excitación eléctrica en los ventrículos. Se inscribe normalmente como una onda lenta, positiva, de 0,2 a 0,6 mV. de amplitud y de 0,20 seg. de duración. La onda T se origina por corrientes nacidas cuando los ventrículos se recuperan del estado de despolarización, ésta onda se conoce como onda de despolarización.
- f) **Intervalo QT:** Se extiende desde el principio del complejo QRS hasta el final de la onda T y mide con bastante exactitud la duración de la sístole ventricular. Su valor normal es de  $0,36 \pm 0,04$  seg. para un ritmo cardíaco de 70 contracciones por minuto. Su duración se alarga en los infartos, isquemias, hipocalcemias, hipoparatiroidismo, tetania, raquitismo, etc.
- g) **Onda U:** Es inconstante; semejante a una onda T, más corta y de menor amplitud. Se la encuentra con frecuencia en la bradicardia, vagotonía y en los corazones de atletas. También en la hipertensión y en el coma diabético.

De lo anterior se puede concluir que el ECG está formado por ondas de despolarización y repolarización. [4], [5], [10], [12], [27]

### 1.3.2 TÉCNICAS PARA EL ANÁLISIS AUTOMÁTICO DEL ELECTROCARDIOGRAMA

Las técnicas de análisis automático del ECG tradicionalmente se pueden dividir en dos grandes grupos:

- a) Los que usan las muestras directamente extraídas de la señal.
- b) Los que están basados en un conjunto de características extraídas.

Los primeros presentan el inconveniente de ser muy sensibles a los corrimientos temporales y el hecho de comparar cada latido con una plantilla es computacionalmente costoso. Los métodos basados en la extracción de características usualmente miden magnitudes como: el ancho, alto y área del complejo QRS, el intervalo R-R<sup>3</sup>, etc. Los algoritmos de clasificación consisten en crear un árbol de decisión o un conjunto de reglas heurísticas que determinan el resultado de la clasificación mediante la comparación con umbrales generalmente determinados empíricamente.

Finalmente de lo que se ocupará este proyecto es de la caracterización de los puntos más importantes del ECG, para lo cual se trabajará sobre el complejo QRS utilizando BANCOS DE FILTRADO (FBs), que es el tema que se presenta a continuación. [5]

## 1.4 BANCOS DE FILTRADO

### 1.4.1 IMPORTANCIA DEL ANÁLISIS DE LOS DATOS

La importancia de integrar el análisis de datos en un diseño como el de este proyecto, es que, los datos en una señal no tratada o procesada como la mostrada en la Figura 1.10, a menudo lleva información innecesaria, por lo tanto se requiere previamente transformar la señal, quitando perturbaciones resultado del ruido y corrigiendo datos adulterados por un equipo defectuoso. [23]

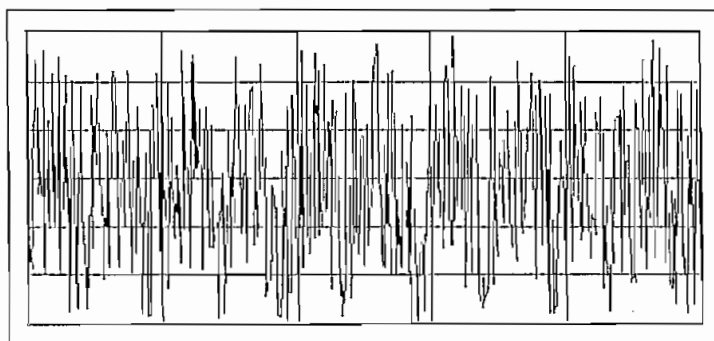


Figura 1.10 Presentación de una señal original [23]

---

<sup>3</sup> INTERVALO R-R: Es la distancia entre dos complejos QRS sucesivos.



A través del análisis y procesamiento de los datos digitales en una señal, se puede extraer información útil y así presentarla en una forma más comprensible, como se muestra en la Figura 1.11.

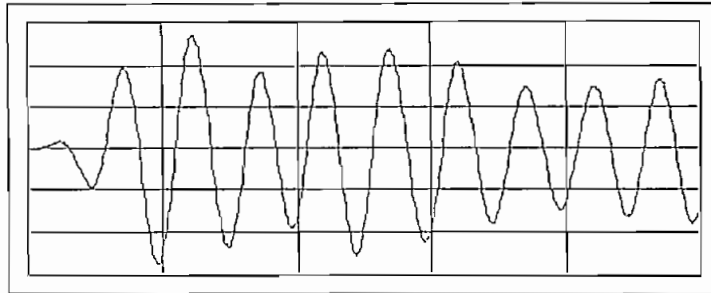


Figura 1.11 Presentación de una señal procesada [23]

#### 1.4.2 MEDIDAS DC Y RMS EN UNA SEÑAL

Dos de las medidas más comunes en una señal son; la componente directa (DC) y los niveles de la raíz cuadrada del valor promedio del cuadrado de la señal (RMS).

El Nivel DC de una señal se acostumbra relacionarlo con un valor estático de una señal variante. Las medidas de DC pueden ser positivas y negativas y el valor de DC normalmente es constante dentro de una ventana de tiempo específica. En la Figura 1.12 se ilustra un ejemplo del nivel de DC de una señal. [23], [29]

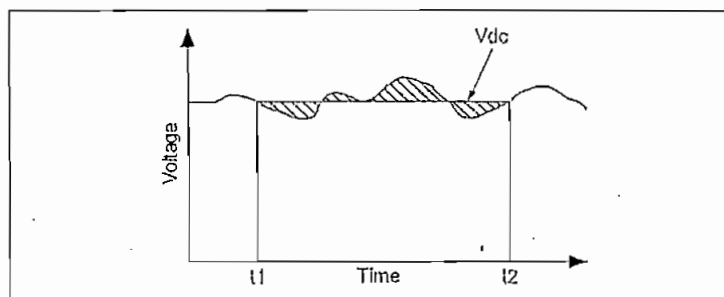


Figura 1.12 Nivel DC de una Señal [23]

Para un sistema muestreado, el valor de DC se define como el valor no adecuado de las muestras que se adquirieron en una ventana de tiempo de medida específica.

Las medidas RMS siempre son positivas y se deben usar cuando se necesita una representación de energía. Normalmente se adquieren medidas RMS en señales dinámicas (señales con cambios relativamente rápidos) como ruido o señales periódicas. Una medida de RMS es una cantidad promediada, porque es el promedio de energía en la señal estimada en un período medido. [23]

### 1.4.3 MUESTREO DE DATOS

Un concepto fundamental en el procesamiento digital de señales en tiempo real es el muestreo, el cual representa la adquisición de una señal continua como por ejemplo la señal analógica en intervalos de tiempo discreto, haciendo uso del Teorema de Muestreo, el cual especifica la velocidad a la que una señal analógica debe ser muestreada para asegurar que toda la información relevante contenida en la señal sea capturada o retenida por muestreo. En la práctica se conocen dos formas de muestreo: muestreo mediante pasa-bajos y muestreo de señales limitadas en ancho de banda.

El Teorema de Muestreo enuncia que si la componente de alta frecuencia en una señal es  $f_{\max}$ , entonces la señal debe ser muestreada a una frecuencia de al menos  $2f_{\max}$  para que las muestras describan completamente la señal. [17]

$$F_s \geq 2f_{\max} \quad \text{Ec. 1.1}$$

Un muestreo menor que la frecuencia especificada por el Teorema de Muestreo conducirá al Aliasing o Imagen de frecuencias en la banda de frecuencia deseada, lo que ocasionará que la señal original no pueda ser recobrada en caso de requerir los datos muestreados de regreso a la señal analógica original. Un punto importante a recordar es que la señal a veces tiene una energía *significante* fuera de las altas frecuencias de interés y contiene ruido.

Para usar técnicas de procesamiento digital de señales, se debe convertir la señal analógica a un formato de señal digital. En la práctica, esto se lleva a cabo usando un conversor de analógico-a-digital (A/D). Considerando por ejemplo la señal analógica  $x(t)$  ésta es muestreada cada  $t$  segundos, y el intervalo de tiempo  $t$  es conocido como el intervalo muestreado o periodo de muestreo. Su recíproco  $1 / t$ , se conoce como la frecuencia de muestreo; con unidades de muestras/segundo.

Cada uno de los valores discretos de  $x(t)$  para  $t = 0, t, 2t, 3t, \text{etc.}$ , son conocidos como los intervalos de una muestra. Así,  $x[0], x[t], x[2t], \dots$ , son todas las muestras. La señal  $x(t)$  puede representarse así por el conjunto discreto de muestras  $\{x[0], x[t], x[2t], x[3t], \dots, x[kt], \dots\}$ . [23], [29]

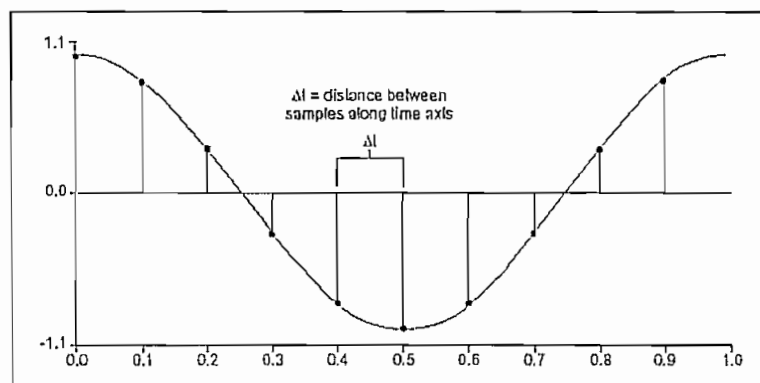


Figura 1.13 Señal Analógica y su Correspondiente Versión Muestreada [23]

La Figura 1.13 muestra una señal analógica y su correspondiente muestreo en el intervalo  $(t)$ , donde se observa que las muestras se definen para los puntos discretos en el tiempo.

Si se obtienen  $N$  muestras de la señal  $x(t)$ , entonces la señal  $x(t)$  puede representarse por la siguiente secuencia  $X = \{x[0], x[1], x[2], x[3], \dots, x[N-1]\}$ , la misma que se conoce como la representación digital o la versión muestreada de  $x(t)$ . [23], [29]

### 1.4.3.1 Consideraciones de muestreo

Uno de los parámetros más importantes en una entrada analógica de un sistema es la velocidad a la que una Tarjeta de Adquisición de Datos (DAQ) muestrea una señal entrante. La velocidad de muestreo determina a menudo una conversión de analógico a digital (A/D). Una velocidad de muestreo rápida requiere más puntos en un tiempo dado y puede formar por consiguiente una mejor representación de la señal original que la obtenida con una velocidad de muestreo lenta. Un muestreo demasiado lento puede producir una pobre representación de la señal analógica. La Figura 1.14 muestra una señal adecuadamente muestreada, así como los efectos de sub-muestreo. El efecto del sub-muestreo es que la señal aparece como si tuviera una frecuencia diferente a la verdadera. Esta pobre representación de una señal se denomina aliasing. [23], [26]

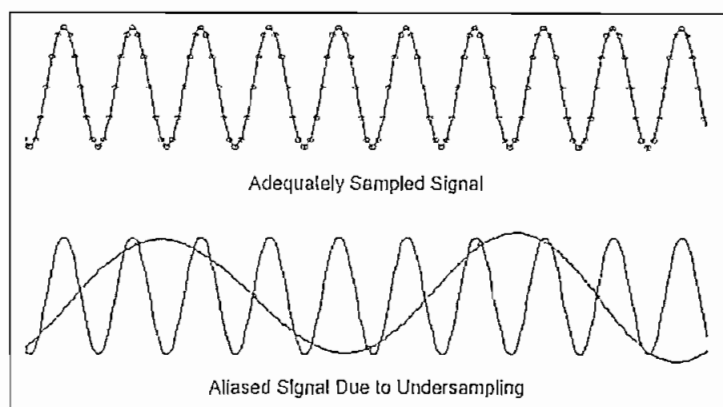


Figura 1.14 Efecto de Aliasing sobre una Señal [23]

Según el Teorema de Shannon y Nyquist, para evitar el aliasing se debe hacer el muestreo a una velocidad mayor que dos veces la componente de frecuencia máxima en la señal que se está adquiriendo. Para una velocidad de muestreo dada, la máxima frecuencia que puede representarse con precisión, sin el aliasing, es conocida como la frecuencia de Nyquist. La frecuencia de Nyquist es la mitad de la frecuencia de muestreo, las señales con componentes de frecuencia sobre la frecuencia de Nyquist hacen que aparezca confundida (aliased) entre DC y la frecuencia de Nyquist. [6], [17]

#### 1.4.4 ALIASING Y ESPECTRO DE SEÑALES MUESTREADAS

Se observa en la Figura 1.15, que la componente de frecuencia es errónea para una componente más baja de frecuencia (aliasing), es decir, es otra componente de frecuencia con el mismo conjunto de muestras que la señal original.

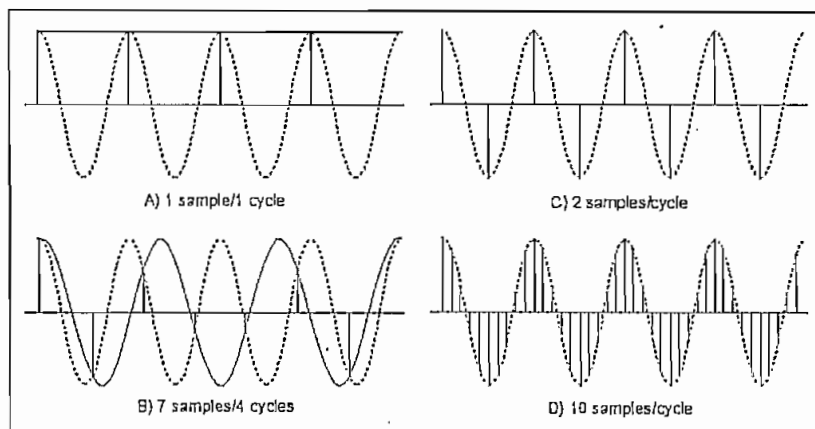


Figura 1.15. Aliasing [23]

La mejor forma de analizar el aliasing es en el dominio de la frecuencia. En la práctica el aliasing está siempre presente por el ruido y la existencia de energía de la señal fuera de las bandas de interés. [23]

#### 1.4.5 PROCESAMIENTO DIGITAL DE SEÑALES (DSP)

La mayor parte de las señales en la naturaleza se presentan en forma analógica, teniendo por lo tanto diferentes significados que varían continuamente con el tiempo, y que a su vez representan la variación de cantidades físicas tales como las ondas de sonido. Las señales más populares en forma de DSP son derivadas de señales analógicas que han sido muestreadas a intervalos regulares y convertidas a un formato digital. [17]

El DSP está relacionado precisamente con la representación digital de las señales y el uso de procesadores digitales para analizar, modificar o extraer información de éstas.

La razón específica para el procesamiento de una señal digital es la de remover la interferencia o ruido de la señal, para obtener el espectro de los datos, o transformar la señal a una forma más conveniente. [17], [26]

#### 1.4.5.1 Áreas de aplicación y operaciones claves del DSP

La tecnología DSP es el núcleo de nuevas evoluciones de productos de información digital y aplicaciones que soportan o aportan a la información de una sociedad en constante evolución. Tanto productos como varias aplicaciones requieren la recolección, procesamiento, análisis, transmisión, visualización y/o almacenamiento de información para el mundo, a veces en tiempo real. El impacto de DSP es evidente en muchas otras áreas, tales como; la medicina y el cuidado de la salud, por ejemplo los sistemas avanzados de cardiología.

Existen varios algoritmos de DSP y muchos mas están siendo inventados o desarrollados. Sin embargo todos estos algoritmos, incluidos los más complejos requieren operaciones básicas similares. Es conveniente entonces examinar algunas de estas técnicas de operación, para apreciar la implementación simplificada de DSP. [17], [24]

Las operaciones básicas de DSP son:

- Convolución
- Correlación
- Filtrado
- Transformadas

### 1.4.5.2 Convolución

La Convolución es una de las más frecuentes operaciones usadas en DSP, por ejemplo la operación básica del filtrado digital, en donde dadas 2 secuencias finitas,  $x[n]$  y  $h[n]$  de longitud  $N$  y  $N_2$  respectivamente, su convolución esta dada por:

$$y(n) = h(n) * x(n) = \sum_{k=-\infty}^{+\infty} h(k)x(n-k) = \sum_{k=0}^{+\infty} h(k)x(n-k) \quad n = 0,1,\dots,(m-1) \quad \text{Ec. 1.2}$$

Como se verá en el desarrollo de los posteriores capítulos, la existencia de equipos y en este caso especial de un software tal como LabVIEW, son útiles para DSP, en especial en procesadores de señales que realizan eficientemente la multiplicación acumulada de operaciones envueltas en la convolución.

El significado e importancia de la convolución es más evidente cuando es observada en el dominio de la frecuencia, y de hecho la convolución en el dominio del tiempo es equivalente a la multiplicación en el dominio de la frecuencia. [17], [29]

### 1.4.5.3 Correlación

Hay dos formas de correlación

- Auto correlación
- Correlación Cruzada

La Correlación Cruzada (CCF) es una medida de las similitudes de las propiedades entre dos señales. Las aplicaciones de CCF incluyen análisis espectral cruzado, detección, recuperación de señales ocultas en ruido, localización de patrones, y retraso de medidas.

La Auto Correlación (ACF) involucra solo una señal y provee información acerca de la estructura de la señal o su comportamiento en el dominio del tiempo. [17]

## 1.5 FILTRADO DIGITAL

### 1.5.1 EL FILTRADO

El filtrado es el proceso por el cual la frecuencia contenida en una señal se altera. Es implícito asumir que el contenido de la señal de interés es separable de la señal en crudo. El filtrado lineal clásico asume que el contenido de la señal de interés es distinto del resto de la señal en el dominio de frecuencia (Transformada de Fourier), siendo este tipo de filtrado una de las técnicas más usadas en procesamiento de señales.

La manipulación de señales digitalizadas se llama procesamiento o acondicionamiento de la señal y son precisamente estos sistemas de acondicionamiento los que permiten filtrar las señales no deseadas o los ruidos de la señal que se intenta medir. Se puede usar un filtro para eliminar el ruido en señales de temperatura, o para eliminar señales de alta frecuencia que pueden reducir la exactitud de la señal. El uso común de un filtro es eliminar el ruido de 50 o 60 Hz. de corriente alterna (CA) proveniente de la línea.

El filtrado digital es una de las más importantes operaciones en DSP. La operación de filtrado digital para una importante clase de filtros está definida por la siguiente expresión:

$$y(n) = \sum_{k=0}^{N-1} h(k)x(n-k) \quad \text{Ec. 1.3}$$

Donde,  $h[n]$  son los coeficientes del filtro, y  $x[n]$  y  $y[n]$  la entrada y salida del filtro respectivamente. Para un filtro dado, los valores de sus coeficientes son únicos y determinan las características del filtro. Se nota que el filtrado es de hecho la convolución de la señal y la respuesta impulsiva del filtro en el dominio del tiempo, que es  $h[n]$ . El principal objetivo del filtrado es remover o reducir el ruido de la señal deseada. [7], [8], [17]



Un filtro es esencialmente un sistema o red que selectivamente cambia el estado de la onda, amplitud, frecuencia, las características de fase y la frecuencia de una señal por un método deseado.

Un filtro digital, es un algoritmo implementado en hardware o en software que opera sobre señales de entrada digital para producir una señal de salida digital para lograr el filtrado. El término filtro digital alude a un hardware específico o a una rutina de software que desempeña el algoritmo de filtrado. Los Filtros Digitales operan sobre señales analógicas digitalizadas o sobre números, representando alguna variable almacenada en una memoria digital.

El ancho limitado de banda de la señal analógica es muestreado periódicamente y convertido en una serie de muestras digitales,  $x[n]$  para  $n = 0, 1, \dots$ . El procesador digital implementa la operación de filtrado, mapeando la secuencia de entrada  $x[n]$  dentro de la secuencia de salida  $y[n]$ , en concordancia con el algoritmo computacional del filtro. Los filtros digitales juegan un importante papel en DSP, comparados con los filtros analógicos son preferidos en aplicaciones tales como: compresión y procesamiento de datos de señales biomédicas, procesamiento de imagen, transmisión de datos, audio digital, entre otras. [12], [29]

#### 1.5.1.1 Ventajas y Desventajas del Filtrado Digital sobre el Filtrado Analógico

Un filtro analógico tiene una señal analógica a la entrada y salida. Ambas, la entrada  $x(t)$  y la salida  $y(t)$  son funciones de una variable continua ( $t$ ) y pueden tener un número infinito de valores. El estudio del diseño de filtros analógicos lleva 50 años más que el diseño de filtros digitales. Este tipo de diseño de filtros requiere conocimientos matemáticos y el entendimiento de los procesos involucrados en el sistema afectado por el filtro. Herramientas modernas de muestreo y de procesamiento digital de la señal han hecho posible reemplazar filtros analógicos con filtros digitales en aplicaciones que requieren flexibilidad y programabilidad, tales como audio, telecomunicaciones, geofísica y monitoreo médico. [17], [24], [26]

Algunas ventajas de los filtros digitales incluyen:

- Tamaño pequeño con menor consumo de potencia y bajo costo.
- La precisión está limitada únicamente por el tamaño de la información.
- Pueden ser usados a muy baja frecuencia
- Son programables, es decir permiten el uso de un software y por consiguiente son fáciles de construir, probar y modificar.
- Requieren sólo operaciones aritméticas de multiplicación, adición, sustracción siendo más fáciles de implementar.
- No fluctúan con la temperatura o humedad.
- Tienen un rendimiento superior en proporción.
- No padecen variaciones industriales o envejeciendo.

Las desventajas son:

- Limitación de la velocidad; el máximo ancho de banda que pueden usar los filtros digitales en tiempo real es mucho menor que los filtros analógicos.
- La velocidad de operación depende de la velocidad del procesador digital utilizado y del número de operaciones aritméticas que deben ser desempeñadas por el algoritmo de filtrado.
- El tiempo de diseño y desarrollo requerido por los filtros digitales puede ser mas largo que los filtros analógicos. [17], [24], [26]

### 1.5.2 FILTROS DIGITALES COMUNES

Los filtros digitales pueden ser clasificados de muchas maneras, los más simples operan con los valores de entrada de una señal, estos filtros son de Respuesta Finita (FIR), y realizan una convolución de los coeficientes del filtro con una secuencia o sucesión de valores de la entrada, produciendo una sucesión igualmente numerada de valores de la salida. El término FIR se usa debido a que un solo impulso está presente a la entrada del filtro y cuando todas las entradas subsecuentes son cero.

Si un filtro opera en corriente y con valores previos a la entrada, corriente y con valores previos en la salida, entonces el filtro es llamado Respuesta de Impulso Infinita (IIR). La respuesta impulsiva de este filtro es infinito en el sentido que la respuesta del filtro a un impulso nunca va a ser cero.

Los filtros FIR son sencillos, y pueden diseñarse para proporcionar una respuesta de fase lineal o un retraso constante de grupo. Los Filtros IIR pueden lograr el mismo nivel de atenuación como los filtros FIR con menos coeficientes. Esto, en algunos casos significa que el filtro IIR puede ser significativamente más rápido y eficaz. [23], [29]

### 1.5.3 FILTROS IDEALES

Los filtros alteran o quitan frecuencias no deseadas. Dependiendo del rango de frecuencia que pasan o atenúan pueden ser clasificados en los siguientes tipos:

- Filtro pasa-bajo (lowpass), por donde pasan las frecuencias bajas pero se atenúan las altas.
- Filtro pasa-alto (highpass), aquel en el que pasan las frecuencias altas pero se atenúan las bajas.
- Filtro pasa-banda (bandpass) que permite el paso de una cierta banda de frecuencias.
- Filtro rechaza-banda (bandstop) donde se atenúa una cierta banda de frecuencias.

La respuesta de frecuencia ideal de estos filtros se muestra a continuación.

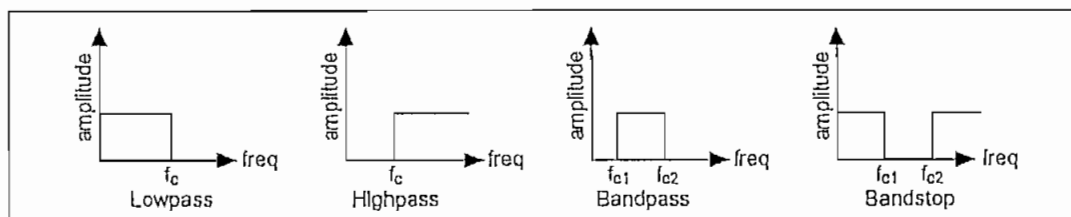


Figura 1.16 Respuesta Ideal de Frecuencia [23]

El rango de frecuencia que pasa a través del filtro es conocido como el pasa-banda (PB) del filtro. Un filtro ideal tiene una ganancia de uno (0 dB) en el pasa-banda para que la amplitud de la señal no aumente ni disminuya. El rechaza-banda (SB) corresponde a ese rango de frecuencias que no pasan a través del filtro en absoluto y son atenuadas. El pasa-banda y el rechaza-banda para los tipos diferentes de filtros se muestran en Figura 1.17.

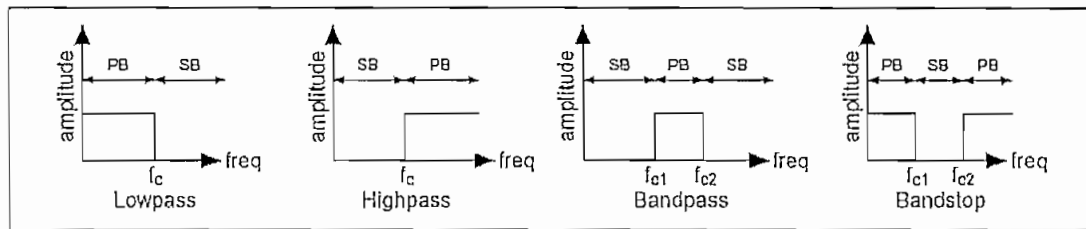


Figura 1.17 Pasa-banda y Rechaza-banda [23]

Idealmente, un filtro debe tener una ganancia igual a la unidad (0 dB) en la región de paso, y una ganancia de cero (-infinito dB) en la región de rechazo. Sin embargo, en una aplicación real, estos criterios no pueden cumplirse. En la práctica, hay siempre una región finita de la transición entre la región de paso y de rechazo, en esta región la ganancia del filtro cambia gradualmente. [17], [23], [24]

#### 1.5.4 FILTROS DIGITALES IIR Y FIR

Sean filtros IIR o FIR la forma básica en que pueden ser representados por sus secuencias de respuesta impulsiva,  $h(k)$  ( $k=0,1,\dots$ ), se muestra en la Figura 1.18.

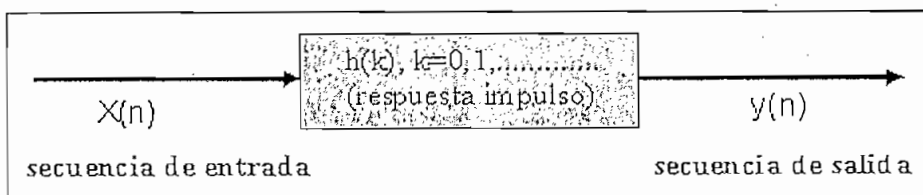


Figura 1.18 Representación conceptual de un filtro digital [29]

El término filtro digital se refiere a una implementación de hardware o software de un algoritmo matemático el cual acepta como entrada a una señal digital y produce como salida otra señal digital, cuyos cambios de onda o amplitud y respuesta de fase han sido modificadas de una forma específica. En algunas aplicaciones, el uso de filtros digitales es preferible a los filtros analógicos porque estos pueden convenientemente ser ajustados en magnitud y en especificaciones de fase, los cuales eliminan la temperatura y el voltaje de tendencia común con filtros analógicos.

La facultad de tener una respuesta de fase lineal es la propiedad más importante de los filtros FIR. Cuando una señal pasa a través de un filtro, ésta es modificada en amplitud y/o en fase. La naturaleza y la modificación de la señal dependen de las características del filtro. El retraso de fase o retraso en grupo del filtro provee una medida útil de como el filtro modifica las características de fase de la señal.

Un filtro con característica de fase no lineal puede causar distorsión de fase en la señal que pasa a través de éste, debido a que las componentes de frecuencia en la señal de cada una están retrasadas por una cantidad no proporcional a la frecuencia debido a la alteración en la relación de armónicos.

Los filtros FIR tienen varios métodos de diseño, el acercamiento más simple es el diseño mediante ventanas o enventanamiento para FIR. El diseño mediante ventanas toma la inversa de la Transformada Rápida de Fourier (FFT) de la respuesta de magnitud deseada y se aplica una ventana en el dominio de tiempo al resultado. Las ventajas de este método son la simplicidad conceptual y facilidad de implementación. Las desventajas son la ineficacia y dificultad de las especificaciones. Para un número dado de etapas, el diseño mediante ventanas no distribuye el rizado igualmente y tiene mayor ancho de banda de transición que en otros diseños. También es difícil especificar una frecuencia de corte que tenga una atenuación particular. Para diseñar un FIR mediante ventanas, se debe especificar la frecuencia de corte ideal, la frecuencia de muestreo, el número de etapas, y el tipo de ventana. [5], [6], [17], [23]

Una importante ventaja del método de enventanamiento es su simplicidad, ya que involucra un mínimo de esfuerzo computacional, incluso para la más complicada ventana, que es la de KAISER.

Para el caso de un óptimo software o cuando el rizado de pasa-banda o rechaza-banda son iguales, el método de ventanas representa una buena elección, cabe indicar que este método no permite al diseñador tener un control preciso de la frecuencia de corte o de los rizados en el pasa-banda o rechaza-banda. [17]

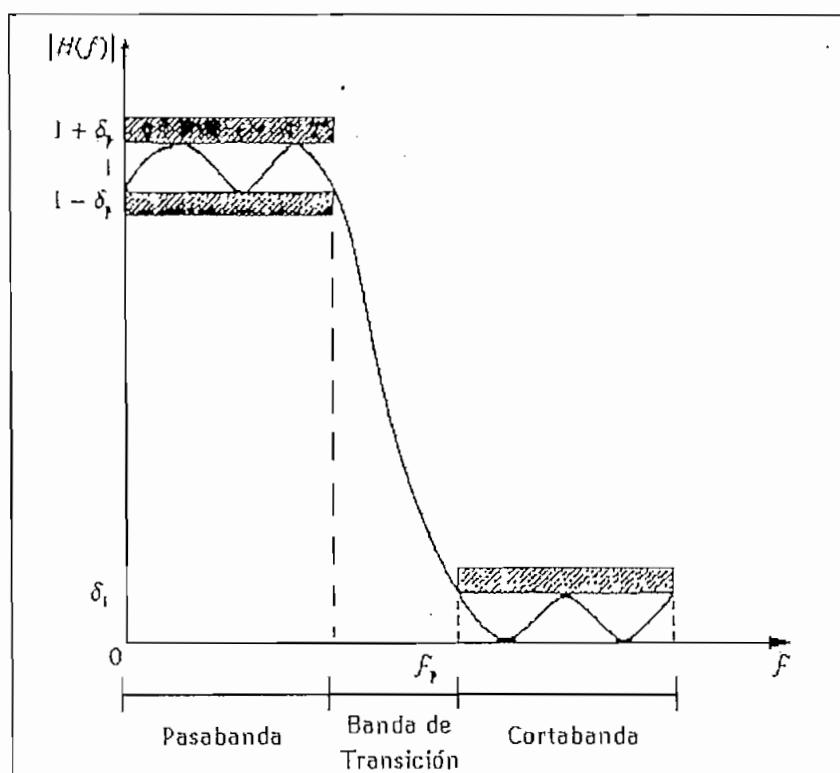


Figura 1.19 Esquema de Tolerancia para un Filtro Pasa-bajo [24]

### 1.5.4.1 Consideraciones de Filtros Prácticos Selectivos en Frecuencia

En la Figura 1.20 se ilustra la transición de la respuesta en frecuencia desde la banda de paso a la banda de rechazo que define la banda de transición o región de transición del filtro, la frecuencia  $\omega_p$  define el límite superior de la banda de paso, mientras que la frecuencia  $\omega_s$  define el principio de la banda de rechazo. Así, el ancho de banda de transición es  $\omega_s - \omega_p$ . El ancho de la banda de transición se denomina generalmente ancho de banda del filtro. Si existe un rizado en la banda de paso del filtro su valor se denota por  $\sigma_1$ , y la magnitud  $|H(\omega)|$  varía entre los límites de  $1 + \sigma_1$ . El rizado en la banda de rechazo del filtro se denota por  $\sigma_2$ .

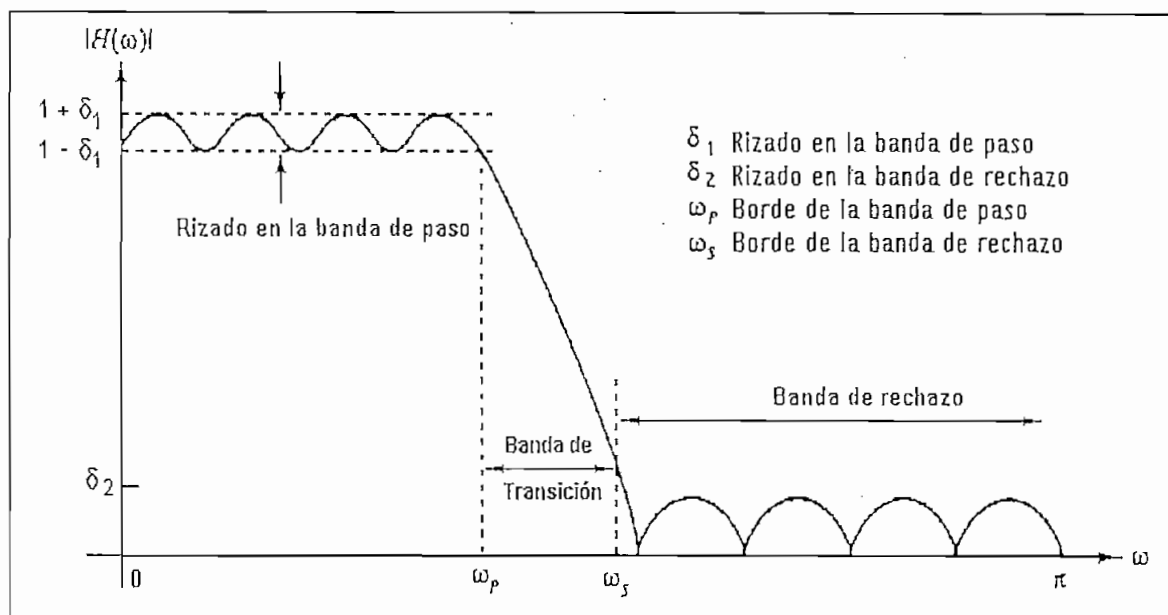


Figura 1.20 Características de Magnitud de Filtros Físicamente Realizables [17]

Para acomodar un gran margen dinámico del gráfico de respuesta en frecuencia de cualquier filtro es común utilizar una escala logarítmica para la magnitud  $|H(\omega)|$ . Consecuentemente, el rizado en la banda de paso es  $20 \log \sigma_1$  decibelios, y en la banda de rechazo es  $20 \log \sigma_2$ , de tal forma que en un diseño se puede especificar: [17], [26]

- a) El máximo rizado tolerable en la banda de paso.
- b) El máximo rizado tolerable en a banda de rechazo.
- c) La frecuencia de corte en la banda de paso  $W_p$ .
- d) La frecuencia de corte de la banda de rechazo  $W_s$ .

#### 1.5.4.2 Métodos de Diseño de Filtros Digitales

El problema del diseño de filtros digitales es construir la función de transferencia de un filtro que cumpla con especificaciones que garanticen un buen desempeño en el dominio de la frecuencia.

Para el diseño de un filtro lo primero es el establecimiento de las especificaciones deseadas; la salida es el vector formado por los coeficientes de respuesta de la función impulsiva finita en el caso de filtros FIR o los coeficientes de los vectores del numerador denominador en el caso de filtros IIR.

Es importante considerar en el método de diseño que las dos principales ventajas de los filtros FIR son la fase lineal y la estabilidad, mientras que la desventaja es que las especificaciones deben estar bien definidas, pues de no estarlo incrementa el costo computacional. Los filtros IIR tienen un bajo costo computacional pero de requerirse fase lineal su precio puede aumentar significativamente.

Los filtros FIR tienen varios métodos de diseño, siendo el más simple aquel que utiliza el método de ventanas FIR, dicho método toma la inversa de la Transformada Rápida de Fourier (FFT) de la respuesta de magnitud deseada y aplica una ventana de dominio de tiempo al resultado. Las ventajas de este método son la simplicidad conceptual y facilidad de implementación. Las desventajas son la ineficacia y dificultad de las especificaciones. Para un número dado de coeficientes, el diseño del método de ventanas FIR no distribuye el rizado igualmente y tiene mayor ancho de banda de transición que en otros diseños. [5], [6], [17], [23]



Para diseñar un FIR utilizando el método de ventanas, se debe especificar:

- La frecuencia de corte ideal.
- La frecuencia de muestreo.
- El número de coeficientes.
- El tipo de ventana.

El otro acercamiento principal de diseño FIR usa el algoritmo de Parks-McClellan, también conocido como Intercambio de Remez. La ventaja de este acercamiento es la respuesta óptima del filtro diseñado. Las desventajas son la complejidad y longitud de tiempo exigido para el diseño. El método de diseño Parks-McClellan requiere mayor tiempo que el requerido por el método de ventanas. [16]

En el caso de un óptimo software, el método de ventanas FIR representa una buena elección, y es KAISER (1974) quien desarrolló una formulación simple del método de ventanas cuando descubrió que se puede formar una ventana óptima utilizando la función de Bessel modificada de primera especie, la misma que se define de la siguiente manera:

Kaiser:

$$w_k(n) = \begin{cases} \frac{I_0 \left( \alpha \left[ \left( \frac{N-1}{2} \right) - \left( n - \frac{N-1}{2} \right) \right]^{1/2} \right)}{I_0 \left[ \alpha \left( \frac{N-1}{2} \right) \right]} & 0 \leq n \leq N-1 \\ 0 & \text{en el resto} \end{cases} \quad \text{Ec.1.4}$$

Donde  $I_0(x)$  es la función de Bessel modificada de primera clase de orden cero, cuya expresión es  $I_0 = \int_0^{2\pi} \exp[x \cos \theta] \partial \theta / 2\pi$ ,  $N$  la longitud de la ventana y  $\alpha$ , o  $\beta$  como se lo conoce en otras literaturas, es un parámetro que afecta el ancho relativo del lóbulo principal y de los lóbulos laterales, como se lo muestra en la Figura 1.21. De lo que se desprende que a medida que  $\alpha$  crece el lóbulo principal se hace más ancho y los lóbulos laterales más pequeños. [22], [24]

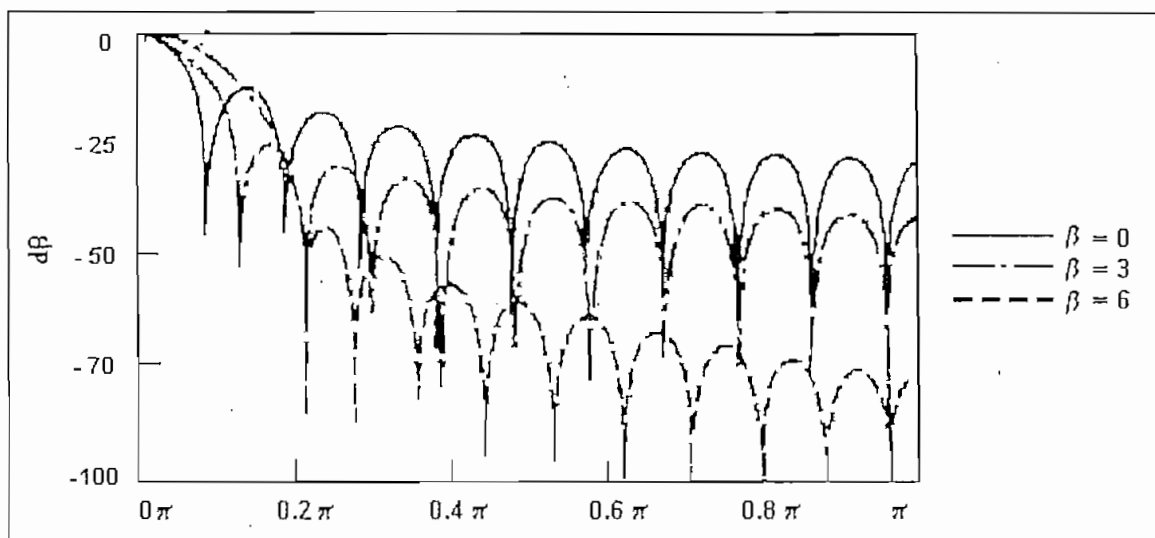


Figura 1.21 Ventana de Kaiser afectada por un factor ( $\beta$ ). [24]

Una importante ventaja del método de ventanas para filtros FIR es su simplicidad, pues involucra un mínimo de esfuerzo computacional, incluso para la ventana más complicada, como es la de KAISER.

### 1.5.5 TRANSFORMADA DISCRETA

La transformada discreta permite la representación de señales en tiempo discreto en el dominio de la frecuencia o la conversión entre las representaciones de dominio en tiempo y frecuencia. El espectro de la señal es obtenido por descomposición en sus componentes continuas de frecuencia, usando una transformada discreta. Un conocimiento de tal espectro es invaluable, por ejemplo, la determinación del ancho de banda requerido para transmitir la señal. La conversión entre tiempo y dominio de frecuencia es necesaria en muchas aplicaciones de DSP. Por ejemplo, permite una mejor y eficiente implementación de algoritmos de DSP, tal como los de filtrado digital, convolución y correlación. [17], [26]

Existen muchas transformaciones discretas, pero la Transformada de Fourier DFT es la más utilizada y se define como:

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)W^{nk} \quad \text{donde } W = e^{-j2\pi/N} \quad \text{Ec. 1.5}$$

### 1.5.5.1 Análisis de frecuencia

El análisis de frecuencia es una herramienta de propósito general, que se utiliza para una variedad de aplicaciones que tratan con señales dinámicas, como la ingeniería, producción, muestreo y aplicaciones biomédicas.

El Teorema de Fourier permite que cualquier forma de onda en el dominio de tiempo pueda ser representada por la suma de senos y cosenos. Una misma forma de onda puede representarse en el dominio de frecuencia como un par de valores de amplitud y de fase. [26]

### 1.5.6 PROCESADORES DIGITALES DE SEÑAL

Los sistemas de DSP están caracterizados por su operación en tiempo real con énfasis en el rendimiento de la velocidad, y el uso de algoritmos que requieren operaciones aritméticas intensivas, productos notables y adición o multiplicación acumulada. Esto resulta en un flujo pesado de datos para el procesador.

El procesamiento de una señal usando un procesador digital implica que la señal de entrada deba estar en forma digital antes de que ésta pueda procesarse. En algunas aplicaciones de tiempo real, los datos pueden ya estar en forma digital. Por ejemplo después del procesamiento, la señal puede ser almacenada en la memoria de un computador para su uso posterior o puede ser desplegada gráficamente en una unidad de visualización. [17], [24]

### 1.5.6.1 Ventajas y desventajas de DSP

La mayor atracción por DSP viene de las importantes ventajas que presenta:

- a) Aproximación garantizada, determinada por el número de bits usados.
- b) Perfecta reproductibilidad, permite que un archivo en donde se usa técnicas de DSP pueda ser cambiado o reproducido varias veces sin ninguna degradación en la calidad de la señal.
- c) Gran flexibilidad, porque los sistemas de DSP pueden ser programados y reprogramados para realizar una variedad de funciones, sin modificar el hardware.
- d) Rendimiento superior, porque el DSP obtiene respuestas de fase lineal a través de algoritmos complejos.
- e) Y la ventaja principal, tomada de los constantes y enormes adelantos en la tecnología de semiconductores para lograr gran fiabilidad, bajos costos, bajo consumo de potencia y elevada velocidad.

DSP no está exento de desventajas. Sin embargo, lo significativo de estas desventajas es que están continuamente disminuyendo por la nueva tecnología.

- a) Velocidad y costo, en especial cuando en el diseño se trabaja con señales largas y con gran ancho de banda.
  - b) Tiempo de diseño.
  - c) Un mundo finito, pues; el uso limitado de número de bits puede resultar en serios problemas de degradación en la presentación del sistema.
- [17], [24], [26]

### 1.5.7 USO DE LOS BANCOS DE FILTRADO (FBs) EN EL ECG

Los Bancos de filtrado digitales son una aplicación práctica de conversión de la tasa de muestreo en sistemas de procesamiento de señales que requieren procesar la señal a diferentes tasas de muestreo sea esta incrementándola o decrementándola con relación a alguna cantidad o factor.

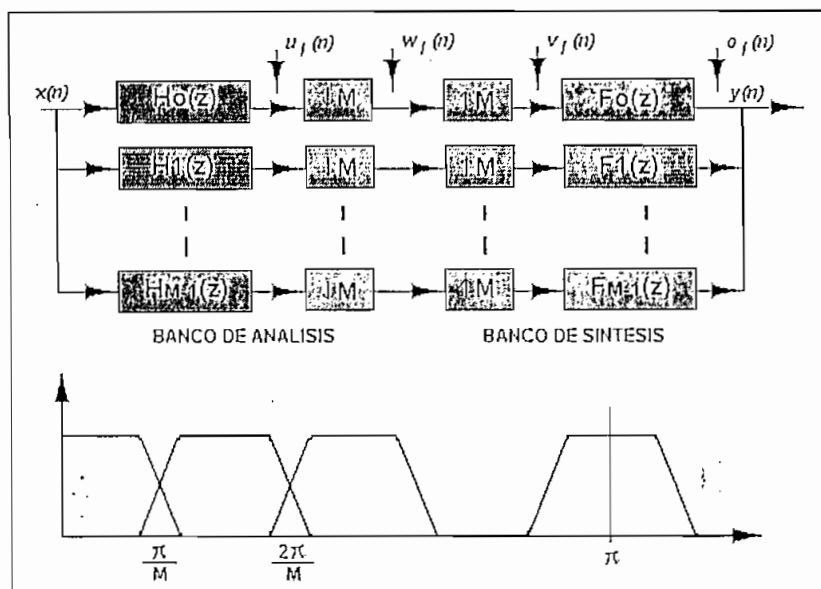


Figura 1.22 Banco de Filtrado FB [6]

La Estrategia de Bancos de Filtrado (FBs) contiene un conjunto de filtros de análisis y filtros de síntesis. Los filtros de análisis descomponen una señal entrante en bandas o sub-bandas de frecuencia específicas. El procesamiento puede realizarse en cada sub-banda independientemente. El conjunto de filtros de síntesis pueden luego combinar las sub-bandas procesadas para producir una versión procesada de la señal de entrada. Así, un algoritmo basado en FBs involucra la descomposición de una señal en sub-bandas de frecuencia, procesándolas según la aplicación, y luego, dependiendo del caso reconstruyendo las sub-bandas procesadas. La Figura 1.22 muestra un diagrama del bloque general de un algoritmo basado en FB y de respuesta ideal de magnitud en los filtros.

Varios, argumentos o situaciones tratan con señales que contienen una distribución de energía específica en el dominio de la frecuencia, como sucede en el ECG, el cual considera una proporción significativa de la energía del complejo QRS que se extiende a una frecuencia de 40 Hz., e incluso más si las ondas Q, R, y S tienen morfologías muy definidas. Las ondas P y T, en general, tienen una proporción significativa de energía solo hasta los 10 Hz.

En biomedicina el procesamiento de diferentes tareas en la señal del ECG representa una importante y fértil área, tanto para la aplicación convencional de DSP como para el desarrollo de nuevos y robustos algoritmos.

Varios algoritmos de procesamiento de señal han sido desarrollados para procesar el ECG. Detectar los complejos QRS en el ECG es una de las tareas más importantes que necesita ser realizada. Esta etapa es crucial en sistemas básicos de monitoreo del ECG y también para otras importantes aplicaciones de procesamiento. La prueba de esfuerzo del ECG es propensa a varios tipos de ruido, el cual debe reducirse sin distorsionar la morfología del ECG. En la Figura 1.23 se muestra algunas tareas que pueden realizarse en el ECG para diferentes aplicaciones. [4], [6], [14]

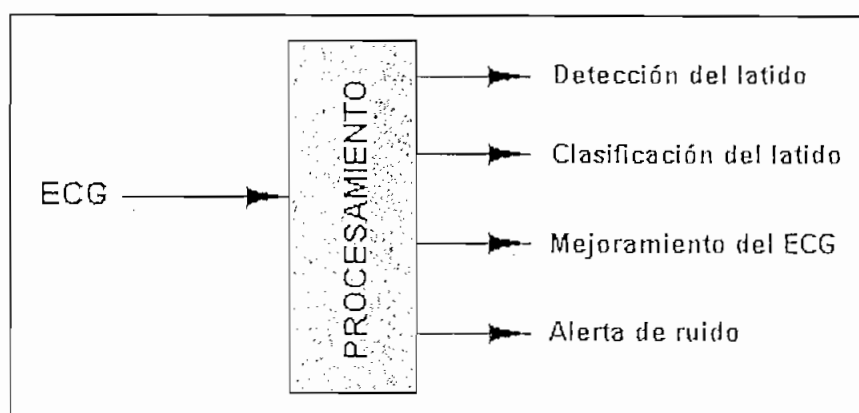


Figura 1.23 Tareas realizadas en un ECG [6]

Un latido del corazón, si está originado en el nodo del sino-atrial (SA), en un sitio del supraventricular, en uno o dos sitios ectópicos en el ventrículo, resultan en un complejo QRS que generalmente tiene un contenido significativo de alta frecuencia en relación al de las ondas de T y de P. Un complejo QRS proveniente de un impulso en el nodo de SA tendrá una morfología definida en el dominio del tiempo y consecuentemente una considerable energía en las sub-bandas de frecuencia más altas. Un complejo QRS resultante de un sitio ectópico en los ventrículos tendrá una morfología "redondeada" y no tan significativa energía en las sub-bandas más altas, y de hecho una fuerte energía en las sub-bandas más bajas. [4], [6], [14]

### 1.5.7.1 Diagrama del bloque de un Banco de Filtrado

Un FB contiene M filtros de análisis y M filtros de síntesis, cada uno de longitud L. Los filtros de análisis están representados por la siguiente expresión:

$$H_l[z] \quad l=0,1,\dots,M-1 \quad \text{Ec. 1.6}$$

pasa-banda de la señal de entrada  $X[z]$  para producir señales de sub-banda  $U_l(z)$

$$U_l[z]=H_l[z]X[z] \quad l=0,1,\dots,M-1 \quad \text{Ec. 1.7}$$

El ancho de banda efectivo de  $U_l(z)$  es  $\pi/M$  y así, este puede ser sub-muestreado para reducir la velocidad total. El proceso de sub-muestreo mantiene una muestra cada M muestras. El sub-muestreo  $W_l(z)$  de la señal es:

$$W_l[z]=\frac{1}{M} * \sum_{k=0}^{M-1} U_l[z^M W^k] \quad l=0,1,\dots,M-1 \quad \text{Ec. 1.8}$$

donde:  $W=e^{-j(2\pi/M)}$

Las sub. bandas  $U_l(z)$  y  $W_l(z)$  son versiones de pasa-banda de la señal de entrada y también  $W_l(z)$  tiene una velocidad menor que  $U_l(z)$ . El proceso de filtrado puede ser eficientemente realizado a una velocidad  $1/M$  de la entrada tomando ventaja del sub-muestreo. Este proceso se refiere a la implementación polifase y contribuye a la eficiencia computacional del algoritmo basado en un FB. [6]

El bloque de sobre-muestreo inserta M-1 ceros después de cada una de sus entradas para resultar en las sub-bandas de la señal,  $V_l(z)$

$$V_l[z]=W_l[z^M]=\frac{1}{M} \sum_{k=0}^{M-1} H_l[zW^k]X[zW^k] \quad l=0,1,\dots,M-1 \quad \text{Ec. 1.9}$$

Los filtros de síntesis  $F_l(z)$ , operan en las señales de sub-banda sobre-muestreadas  $V_l(z)$ , para resultar en  $O_l(z)$ . Dado que por lo menos  $M-1$  en  $M$  puntos de datos son cero en  $V_l(z)$ , al menos  $L/M$  coeficientes en los filtros de síntesis sobrelapan datos diferentes de cero en  $V_l(z)$  y los filtros de síntesis pueden ser eficientemente operados.

$$O_l[z] = F_l[z]V_l[z] \quad l = 0, 1, \dots, M-1 \quad \text{Ec. 1.10}$$

Las señales de sub-banda  $O_l(z)$ , pueden ser entonces algebraicamente agregadas punto por punto para resultar en la salida  $Y(z)$ .

$$Y[z] = \sum_{l=0}^{M-1} O_l[z] = \frac{1}{M} \sum_{k=0}^{M-1} X[zW^k] \sum_{l=0}^{M-1} H_l[zW^k] F_l[z] \quad \text{Ec.1.11}$$

La Ecuación anterior puede ser re-escrita como se indica a continuación:

$$Y[z] = \sum_{k=0}^{M-1} T_k[z] X[zW^k] \quad \text{Ec. 1.12}$$

donde:

$$T_k[z] = \frac{1}{M} \sum_{l=0}^{M-1} H_l[zW^k] F_l[z] \quad k = 0, 1, \dots, M-1 \quad \text{Ec. 1.13}$$

Así, la salida  $Y[z]$  es una combinación de muchas versiones cambiadas de la entrada  $X[z]$ . Esta estructura global del FB puede usarse para llevar a cabo muchas tareas de procesamiento del ECG. En el caso particular del algoritmo de detección del latido se utilizan sub-bandas para extraer características que son explicativos del complejo QRS. De esta manera los FBs deben tener ciertas propiedades que son necesarias para el procesamiento del ECG. [6], [28]



### 1.5.7.2 Aliasing e Imaging

$Y[z]$  contiene componentes cambiadas (términos del aliased) de la señal de entrada. Estas componentes de aliasing son introducidas por los procesos de sub-muestreo y sobre-muestreo debido a la naturaleza no ideal de los filtros de análisis y de síntesis. El aliasing puede ser eliminado para cualquier entrada arbitraria  $X[z]$ , si y solo si:

$$T_k[z] = 0 \quad k = 1, \dots, M-1 \quad \text{Ec. 1.14}$$

Si los términos del aliasing son eliminados entonces:

$$Y[z] = T_0[z]X[z] \quad \text{Ec. 1.15}$$

### 1.5.7.3 Distorsión de magnitud y fase

Cuando todos los términos del aliasing son eliminados según la Ecuación (1.14), entonces la salida se relaciona con la entrada con la Ecuación (1.15). La función de distorsión  $T_0[z]$  está dada por:

$$T[z] = \frac{1}{M} \sum_{l=0}^{M-1} H_l[z]F_l[z] \quad \text{Ec. 1.15}$$

Si  $T_0[z]$  tiene una magnitud de respuesta constante y una fase lineal entonces el FB no tiene distorsión de fase o magnitud. [6]

#### 1.5.7.4 Reconstrucción perfecta

La detección del latido en el ECG no requiere reconstrucción para la salida del FB. Para esta aplicación sólo es de interés la descomposición de la entrada en sub-bandas. Sin embargo, procesando simultáneamente las sub-bandas se podría realizar otras tareas de procesamiento en el ECG, así, como el perfeccionamiento del mismo.

#### 1.5.7.5 Fase Lineal

Para la detección del latido del corazón en el ECG es importante tener una relación determinística entre los puntos fiduciaros en la entrada del ECG y la señal. Esto requiere que cada uno de los filtros de análisis tenga fase lineal. El requisito de la fase lineal cuando se está diseñando un FB asegura que todas las frecuencias en la señal de entrada tendrán el mismo retraso de la muestra a través de los filtros de análisis. Esto es posible, por ejemplo, para determinar la localización exacta de la onda de R en la señal de entrada del ECG, y otros puntos fiduciaros del análisis de las sub-bandas. Este requerimiento de fase lineal en cada filtro del FB debe ser distinguido de la propiedad de fase lineal de todo el Sistema de un FB. En la Ecuación (1.15),  $T_0[z]$  puede tener fase lineal aunque cada uno de los filtros de análisis y síntesis tengan fase no lineal, así, la salida del sistema de un FB puede no tener distorsión de fase con respecto a la entrada (es decir, una fase lineal del FB) aunque cada uno de los filtros de análisis y síntesis tengan respuesta de frecuencia no lineal. Sin embargo, para el procesamiento del ECG es importante que cada uno de los filtros de análisis y filtros de síntesis tengan una respuesta de fase lineal. [6], [28]

## CAPÍTULO 2

### DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL ALGORITMO

En el capítulo anterior se presentó un resumen de la teoría necesaria para comprender y posteriormente resolver el problema de diseño planteado como tema del presente Proyecto de Titulación. En este capítulo se hace una breve presentación de las especificaciones y requerimientos adicionales del algoritmo para la detección de latidos a ser diseñado usando bancos de filtrado (FBs), así como también el desarrollo de un segundo algoritmo de identificación del intervalo QT, que permitirán (en conjunto) la implementación del proyecto en el programa LabVIEW 6.1.

#### 2.1 REQUERIMIENTOS

A continuación se resume algunos requerimientos que serán tomados en cuenta a lo largo del desarrollo del diseño para una mejor comprensión del mismo.

##### 2.1.1 REQUERIMIENTOS GENERALES

Un requerimiento general es la buena eficiencia computacional y la elección de una técnica de procesamiento lógica de la señal.

##### 2.1.2 REQUERIMIENTOS TEMPORALES.

Se considera un algoritmo en tiempo real debido a que la detección del latido se debe hacer antes de que llegue el siguiente latido.

### 2.1.3 REQUERIMIENTOS DE VALIDACIÓN

Para analizar objetivamente el desempeño del algoritmo desarrollado es necesario que la evaluación del mismo sea hecho en base a criterios estándar de bases de datos de señales cardíacas de reconocimiento internacional, como la MIT Arrhythmia Database (MIT-BIH), y hasta donde sea posible se seguirá las guías de la Asociación para el Desarrollo de la Instrumentación Médica (AMI). [18]

## 2.2 DETECCIÓN DEL LATIDO EN EL ECG USANDO BANCOS DE FILTRADO

En este punto se muestra el diseño del primer algoritmo de procesamiento digital de múltiple velocidad para detectar o tratar los latidos del corazón en el electrocardiograma (ECG). El algoritmo incorpora un banco de filtrado (FB), el cual descompone al ECG en sub-bandas con anchos de banda de frecuencia uniforme. El algoritmo basado en un FB hace posible el análisis independiente en tiempo ( $t$ ) y en frecuencia ( $f$ ) a realizarse sobre una señal. Se utilizan las características calculadas de un conjunto de las sub-bandas y una estrategia de detección heurística para combinar decisiones de múltiples algoritmos de detección de un canal.

El algoritmo de detección de los latidos, basado en un FB presenta una estructura computacionalmente eficiente, debido a que la detección lógica opera a la velocidad de la sub-banda. [6],[28]

### 2.2.1 DIAGRAMA DE BLOQUES

El detectar los puntos característicos en el ECG con el uso de un Banco de Filtrado (FB), es la base del desarrollo de este proyecto, al tiempo que se utilizarán otras herramientas para su determinación. Tomando en cuenta que la señal del ECG está propensa a varios tipos de ruido, los cuales se deben reducir sin distorsionar la morfología del ECG.

Los filtros de análisis descomponen al ECG en bandas o sub-bandas de frecuencias específicas, de forma que el procesamiento puede realizarse independientemente en cada sub-banda. Así, un algoritmo basado en FBs involucra la descomposición de una señal en sub-bandas de frecuencia. [6], [7], [28]

### 2.2.3 DIAGRAMA DE BLOQUE DEL FB.

Como se mostró en la Figura 2.2, el FB que se va a utilizar contiene M filtros de análisis, cada uno de longitud L, expresado matemáticamente en la Ecuación 2.1:

$$H_l[z] \quad l = 0, 1, \dots, M - 1 \quad \text{Ec. 2.1}$$

Donde:

$H_l$  : es el filtro pasa-banda de la señal de entrada

$X[z]$  : es la señal de entrada

La ecuación 2.2 produce las señales de sub- banda  $U_l[z]$ .

$$U_l[z] = H_l[z]X[z] \quad l = 0, 1, \dots, M - 1 \quad \text{Ec. 2.2}$$

El ancho de banda efectivo de  $U_l[z]$  es  $\pi/M$ , el cual, puede ser sub-muestreado para reducir la velocidad total. El proceso de sub-muestreo mantiene una muestra cada M muestras. Con la Ecuación 2.3 se obtiene la señal sub-muestreada  $W_l[z]$ .

$$W_l[z] = \frac{1}{M} * \sum_{k=0}^{M-1} U_l[z^{1/M} W^k] \quad l = 0, 1, \dots, M - 1 \quad \text{Ec. 2.3}$$

Donde:

$$W = e^{-j(2\pi/M)}$$

Las sub-bandas  $U_l [z]$  y  $W_l [z]$  son versiones de pasa banda de la señal de entrada, al tiempo que  $W_l [z]$  tiene una velocidad menor que  $U_l [z]$ . El proceso de filtrado puede ser eficientemente realizado a una velocidad  $1/M$  de la entrada tomando ventaja del sub-muestreo. Este proceso se refiere a la implementación polifase. Cabe indicar que ésta estructura utiliza sub-bandas para extraer características que son indicativas del complejo QRS basado en un estudio desarrollado por Thakor (1983). [5]

Para la detección del latido del corazón en el ECG es importante tener una relación determinante entre los puntos característicos en la entrada del ECG y las sub-bandas de la señal. Esto requiere que cada uno de los filtros de análisis tenga una fase lineal, el requisito de la fase lineal cuando se está diseñando un FB asegura que todas las frecuencias en la señal de entrada tengan el mismo retraso de la muestra a través de los filtros de análisis.

Realizado lo anterior es posible determinar la localización exacta de la onda R en la señal de entrada del ECG, y otros puntos característicos.

## 2.2.4 PRE-PROCESAMIENTO

### 2.2.4.1 Filtros de Análisis

Los filtros de Análisis al tener fase lineal aseguran que los puntos característicos del ECG tengan el mismo retardo de la muestra a través de todos los filtros.

La magnitud de respuesta de los filtros utilizados en el FB es de 32 canales. Cada filtro tiene 71 coeficientes y es diseñado usando la técnica en la Ecuación 2.4. Los filtros son del tipo FIR y dan como resultado un FB el cual no tiene ningún aliasing, o distorsión de fase y magnitud, el diseño de los filtros FIR se respalda utilizando el método de la Ventana de Kaiser-Bessel.



Cuando  $\beta = 0$  la ventana de Kaiser corresponde a la ventana Rectangular, y cuando  $\beta = 5.44$  la ventana resultante es muy similar a la ventana Hamming. El valor de  $\beta$  es determinado por los requerimientos de atenuación en la banda de rechazo, y puede ser estimado de una de las siguientes relaciones empíricas:

$$\beta = 0 \quad \text{si } A \leq 21 \text{ dB.} \quad \text{Ec. 2.6}$$

$$\beta = 0.5842(A-21)^{0.4} + 0.07886(A-21) \quad \text{si } 21 \text{ dB} \leq A < 50 \text{ dB.} \quad \text{Ec. 2.7}$$

$$\beta = 0.1102(A-8.7) \quad \text{si } A \geq 50 \text{ dB.} \quad \text{Ec. 2.8}$$

$$A = -20 \log_{10}(\delta) \quad \text{Ec. 2.9}$$

Dónde  $A$  representa la atenuación en la banda de rechazo y la Ecuación 2.10 representa el menor valor de rizado deseado entre la banda de paso y la de rechazo.

$$\delta = \min(\delta_p, \delta_s) \quad \text{Ec. 2.10}$$

Dónde:

$\delta_p$  = Representa el rizado deseado en la banda de paso.

$\delta_s$  = Representa el rizado deseado en la banda de rechazo.

El número de coeficientes del filtro requeridos  $N$ , esta dado por la Ecuación 2.11.

$$N \geq \frac{A - 7.95}{14.36\Delta f} \quad \text{Ec. 2.11}$$

Dónde:

$\Delta f$  = Representa el ancho de transición normalizada.

Los valores de  $\beta$  y  $N$  son usados para calcular los coeficientes para la ventana  $w(n)$  de Kaiser-Bessel. [17], [24]



### 2.2.4.3 Obtención del Número Mínimo de Coeficientes de los Filtros

Considerando estudios preliminares con diferentes métodos de diseño de un FB, las propiedades del FB requeridas por el procesamiento del ECG, y la velocidad de muestreo en la base de datos MIT/BIH de 360 Hz, se utiliza un FB de 32 canales, lo que resulta en sub-bandas de aproximadamente 5.6 Hz. de ancho de banda. [7]

Utilizando las ecuaciones anteriores se obtiene el número de coeficientes mínimo de los filtros del banco del filtrado, considerando las siguientes especificaciones:

Banda de Paso:	5.6 – 11.2 Hz.
Ancho de Transición:	20 Hz.
Rizado en la región Banda de Paso:	0.1 dB.
Atenuación en la Región Banda de Rechazo:	60 dB.
Frecuencia de Muestreo:	; 360 Hz.

De las especificaciones:

$$20 \log (1 + \delta_p) = 0.1 \text{ dB.}$$

$$-20 \log (\delta_s) = 60 \text{ dB.}$$

Con lo que se obtiene  $\delta_p = 0.0115$ ,  $\delta_s = 0.001$ , y seleccionando el valor mínimo se obtiene:

$$\delta = \min (\delta_p, \delta_s) = 0.001$$

Los requerimientos de atenuación pueden ser cumplidos por la Ventana de Kaiser-Bessel, y el número de coeficientes del filtro es:

$$N \geq \frac{A - 7.95}{14.36 \Delta F} = \frac{60 - 7.95}{14.36 \left( \frac{20}{360} \right)} = 65.24$$

El número mínimo de coeficientes de cada filtro FIR es 66. Considerando las especificaciones anteriores el parámetro de rizado está dado por:

$$\beta = 0.1102 \cdot (60 - 8.7) = 5.65.$$

#### 2.2.4.4 Operación del Banco de Filtrado

Por lo anterior, cada filtro tiene fase lineal y un ancho de banda de 5,6 Hz., los filtros operan una vez cada 32 muestras debido al proceso de sub-muestreo. El proceso de sub-muestreo resulta en el cálculo de varias sub-bandas. La señal sub-muestreada  $W_l[z]$  se indica continuación:

$$W_l[z] = \frac{1}{M} * \sum_{k=0}^{M-1} U_l[z^{1/M} W^k]$$

Ec. 2.12

$$W_l[z] = \frac{1}{M} * \sum_{k=0}^{M-1} H[z^{1/M} W^k] X[z^{1/M} W^k] \quad l = 0, 1, \dots, M-1$$

La Figura 2.3 muestra ejemplos de  $W_l[z]$  para tres de las sub-bandas con un valor  $M = 32$  cuando la entrada es un ECG normal. Nótese, que  $W_l[z]$  tiene menor velocidad de muestreo (11.2 Hz. para este ejemplo) que la entrada del ECG muestreada a una velocidad de 360 Hz. [6]

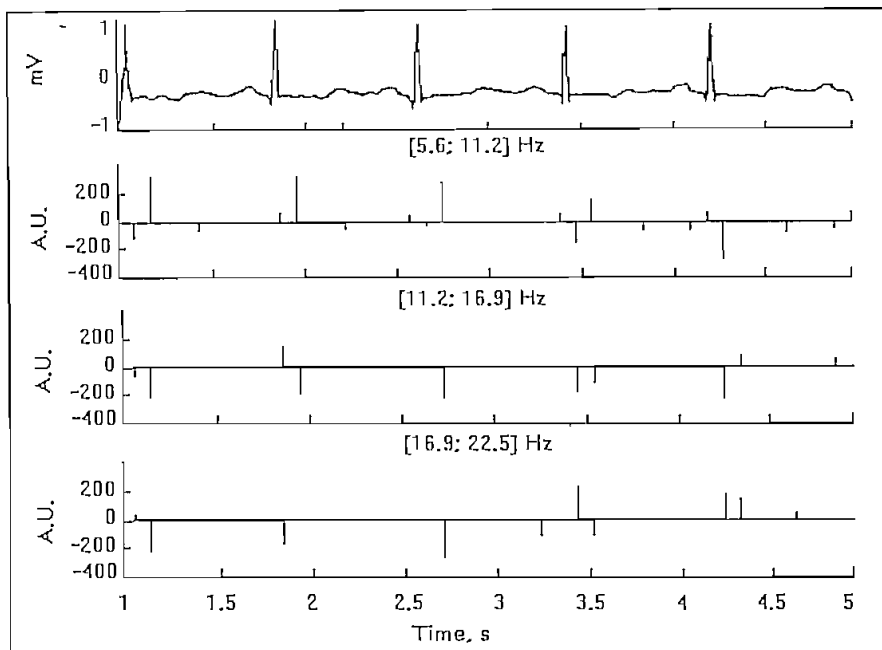


Figura 2.3. (a) La Señal de Entrada ECG (b) Sub-bandas con ancho de banda uniforme  $W_l[n]$  [5.6 - 11.2] Hz. (c) Características Indicativas del Complejo QRS (d) Detección Lógica del Latido [6]

### 2.2.5 CARACTERÍSTICAS INDICATIVAS DEL COMPLEJO QRS

Considerando la Figura 2.4, la distribución de energía del ECG en el dominio de la frecuencia, una proporción significativa de la energía del complejo QRS se extiende a una frecuencia de 40 Hz., e incluso más si las ondas Q, R, y S tienen morfologías muy definidas. Las ondas P y T, en general, tienen una proporción de energía significativa solo hasta 10 Hz.

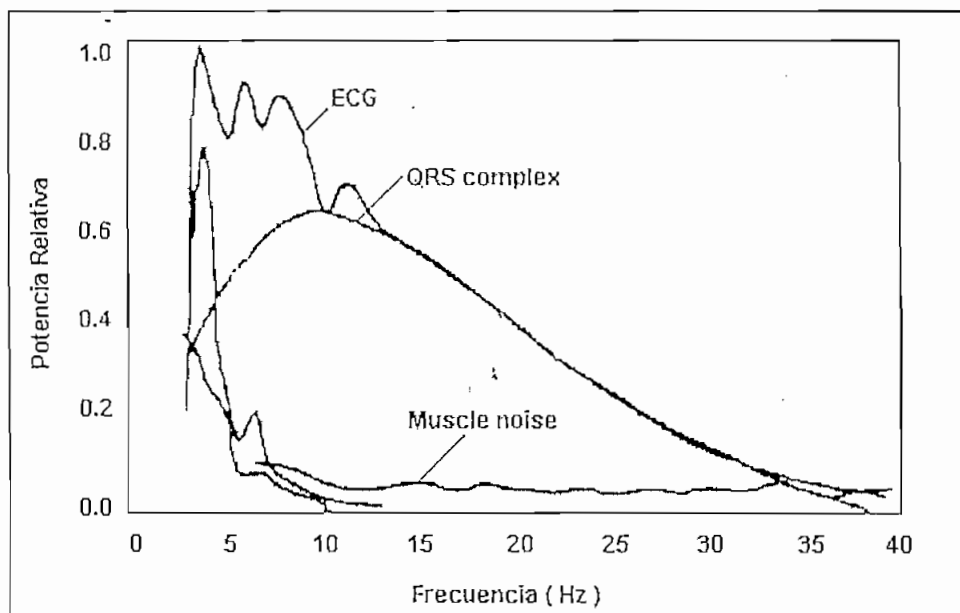


Figura 2.4 Espectro de la Señal ECG [5]

Entonces, una variedad de características indicativas del complejo QRS puede ser diseñada combinando sub-bandas de interés de  $l = 0, 1, \dots, M-1$ ; como por ejemplo la suma de valores absolutos (característica P1)<sup>4</sup> puede ser calculada utilizando las sub-bandas 1, 2 y 3.

$$P_1 = \sum_{l=1}^3 |W_l[z]| \quad \text{Ec. 2.13}$$

$P_1$  tiene un valor que corresponde a la energía en la banda de frecuencia [5.6 - 22.5] Hz. De forma similar, las características P2 y P3 pueden ser calculadas usando las sub-bandas {1, 2, 3, 4} y {2, 3, 4} respectivamente, siendo valores proporcionales a la energía en sus respectivas sub-bandas.

<sup>4</sup> CARACTERISTICA P1: Es la energía correspondiente a una banda de frecuencia determinada y cuyo desarrollo corresponde al trabajo de ALFONSO V, TOMPKINS W, NGUYEN T y LUO S.

Una suma de cuadrados (característica P4) puede ser calculada usando la Ecuación 2.14:

$$P_4 = \sum_{l=1}^3 (W_l [z])^2 \quad \text{Ec. 2.14}$$

También,  $P_5$  y  $P_6$  pueden ser igualmente calculadas utilizando las sub-bandas  $\{1, 2, 3, 4\}$  y  $\{2, 3, 4\}$  respectivamente.

Estas características tienen valores que son proporcionales a la energía del complejo QRS. La Figura 2.5 muestra una característica con picos cerca del complejo QRS. Una detección heurística lógica del latido puede ser usada para incorporar algunas de las características antes mencionadas, las cuales son indicativas del complejo QRS. [6], [25]

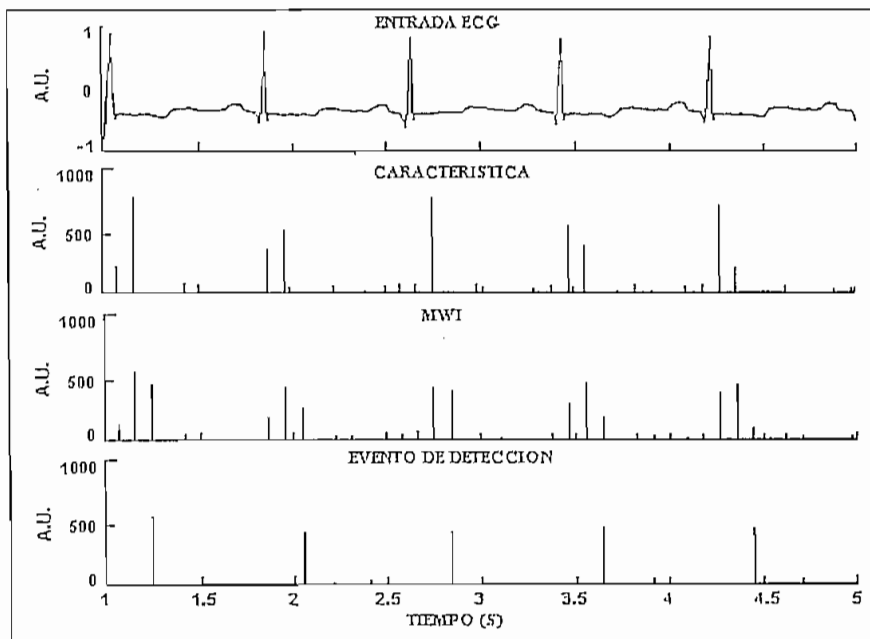


Figura 2.5. (a) ECG, (b) Característica calculada, (c) Salida de MWI<sup>5</sup>  
(d) Salida del Detector de Evento [6]

<sup>5</sup> MWI: Ventana Móvil Integradora. Es una función, la cual promedia dos muestras a una determinada velocidad de sub-muestreo.

## 2.2.6 DETECCIÓN LOGICA DEL LATIDO

En la Figura 2.6 se da una apreciación global de los niveles secuenciales para el algoritmo de detección del latido. La meta del algoritmo de detección es maximizar el número de verdaderos positivos (TPs), mientras se mantiene el número de falsos negativos (FNs) y los falsos positivos (FPs) a un mínimo. Dado que no es posible alcanzar esta meta usando un simple detector, múltiples detectores con FNs y FPs complementarios realizan esta operación simultáneamente, combinando los resultados de cada uno de ellos, para llegar a una decisión global. La ventaja de esta estrategia, es que las múltiples características indicativas del complejo QRS pueden ser utilizadas para detectar los latidos. [6],[8]

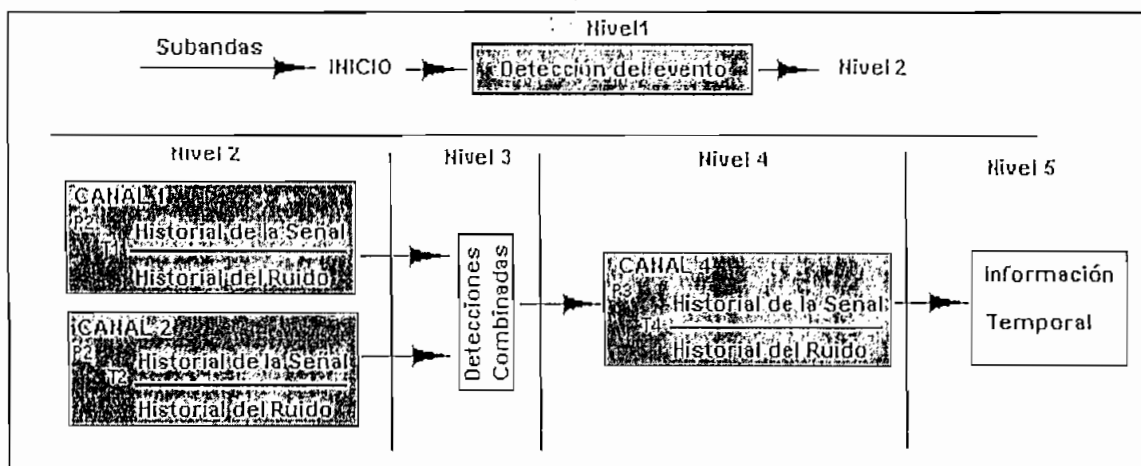


Figura 2.6. Niveles Secuenciales para el Algoritmo de Detección del Latido [6]

## 2.2.7 BLOQUE DE DETECCION DE LATIDOS DE UN CANAL

El bloque de detección de latidos de un canal incorpora componentes similares a los que se observa en la Figura 2.7. Una característica que correlaciona la energía en ciertas sub-bandas del ECG puede ser calculada, esta característica es la entrada para una Ventana Móvil Integradora "MWI"; que promedia dos muestras a la velocidad del sub-muestreo. Los valores de la señal o ruido son

guardados cuando una característica es detectada como un pico de la señal o de ruido. Un nivel de la señal o ruido es estimado calculando el valor promedio de los valores previos de la señal o ruido que se conoce con el nombre de Detección fuerte de Energía ( $D_s$ ). La  $D_s$  de una característica de entrada es determinada comparando la señal y los niveles de ruido ( $S_L$  y  $N_L$ , respectivamente).

$$D_s = \frac{P - N_L}{S_L - N_L} \quad \text{Ec. 2.15}$$

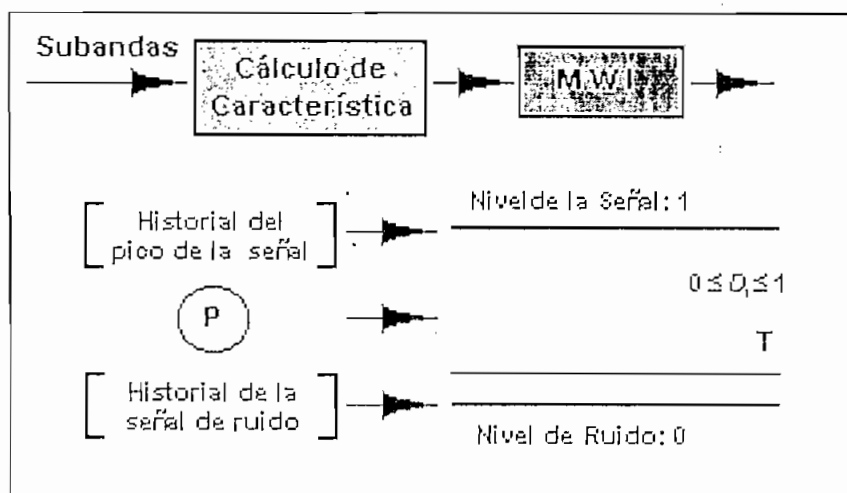


Figura 2.7. Bloque de Detección del Latido de un Canal para Calcular una Característica de las Sub-bandas que es indicativo del Complejo QRS [6]

Si el valor de una característica es menor que  $N_L$  entonces  $D_s$  está limitada por cero, y si está sobre  $S_L$  entonces  $D_s$  está limitada por uno.

Cuando una característica tiene un  $D_s$  mayor que un umbral especificado (entre 0 y 1), ésta es clasificada como un pico de la señal y el historial de la señal es actualizado con el valor de la característica. Si la característica tiene un  $D_s$  menor que el umbral ésta se clasifica como un pico de ruido y el historial de ruido se actualiza con el valor de la característica.

En resumen, una  $D_s$  cercana a uno indica una mayor posibilidad de que el pico sea un latido, mientras que una  $D_s$  cercana a cero indica mayor posibilidad de que el presente pico sea un pico de ruido. El parámetro  $D_s$  es útil en la detección lógica global del latido, dado que habilita la posibilidad de combinar datos provenientes de múltiples bloques de detección de un canal. [6]

### 2.2.8 NIVELES DE DETECCIÓN [6]

Nivel 1: El primer nivel, como se aprecia en las Figuras 2.5 y 2.6, determinan candidatos a latidos, detectando picos en la salida de una MWI sobre la característica P1. Un algoritmo de detección de pico detecta un pico cuando hay un punto de inflexión en la salida de la MWI. El valor característico por si mismo no es comparable con cualquier umbral, y un pico es el único requisito para activar un evento. Este nivel detecta la mayoría de los latidos verdaderos (pocos FNs), pero también, frecuentemente detecta de forma incorrecta la presencia de un latido (picos de ruido y muchos FPs).

Este nivel sirve como un detector de eventos y activa una lógica adicional para eliminar los FPs introducidos aquí. Este nivel se diseña para tener pocos FNs, pero teóricamente limitado, en la realidad es posible mejorar la velocidad de FN para el algoritmo global de detección del latido. Este nivel opera a la velocidad de sub-muestreo del FB, por lo que contribuye a la eficacia computacional del algoritmo.

Nivel 2: Este nivel, como muestran las Figuras 2.6 y 2.8, tiene 2 procesos de detección de un canal (canal1 y canal2) operando simultáneamente. Ambos canales usan la característica P2 en sus respectivas MWIs, sin embargo los umbrales son diferentes.



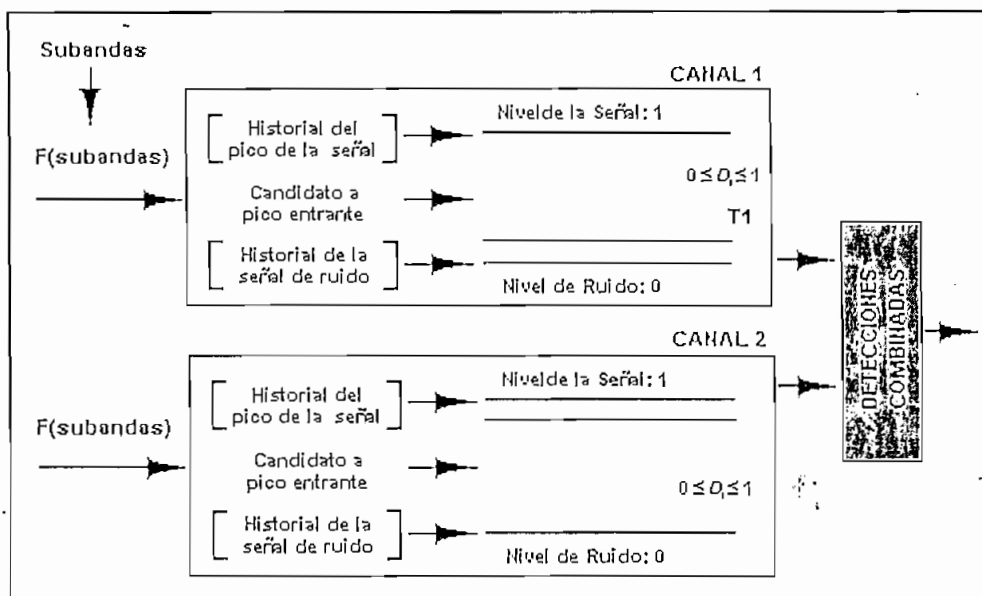


Figura 2.8 Las Decisiones de 2 Algoritmos de Detección del Latido de un Canal son Combinadas para Reducir el Número de FPs y FNs [6]

El canal 1 tiene un umbral bajo ( $T1 = 0.08$ ) y el canal 2 tiene un umbral alto ( $T2 = 0.60$ ). Cuando el nivel 1 acciona un evento la salida en las MWIs de cada canal son comparadas con sus respectivas señales y niveles de ruido. Los niveles de señal y ruido en cada canal son obtenidos del historial de la señal y ruido de sus respectivos canales. Cada uno de los canales calcula su propia  $D_s$  y es comparada con sus respectivos umbrales para producir dos clasificaciones simultáneas (posiblemente diferentes) del evento actual ya sea como latido o ruido. Cuando un canal detecta un latido o pico de ruido, el historial de la señal o ruido se actualiza sin tomar en cuenta el estado de detección del otro canal. [4], [19], [25]

En un algoritmo de detección de latido de un canal, el valor del umbral determina la clasificación de una característica entrante como un pico de la señal o un pico de ruido. Un umbral bajo resultará en picos de ruido clasificados como un latido, y el valor de la característica actualiza el historial de la señal. Esto resultará en una estimación inexacta del nivel de la señal. Sin embargo el historial de ruido se actualiza exactamente dado que el umbral bajo no permite picos de señal para

ser incorrectamente detectados como ruido. Similarmente, un umbral alto será incorrecto en algunos picos de la señal, siendo clasificados como ruido y actualizados en el historial del ruido. Esto aumentará incorrectamente el nivel del ruido y afectará las detecciones futuras del latido. Sin embargo, en este escenario el historial de la señal se actualiza exactamente, dado que las detecciones del latido que utilizan un umbral alto son probablemente más correctas. [28]

Este nivel, opera con dos bloques de detección de latido de un canal que tienen velocidades de detección complementarias para FN y FP.

El canal 1 genera pocos FNs pero muchos FPs y el canal 2 genera muchos FNs pero pocos FPs. El nivel 2 se opera solo cuando el nivel 1 detecta un evento. Los cálculos de las características, la MWI, los niveles de la señal y ruido operan a la velocidad reducida del FB, contribuyendo a la eficacia computacional del algoritmo de detección de latido.

**Nivel 3:** Este nivel combina el estado de detección del latido de cada uno de los 2 algoritmos de detección en el nivel 2, incorporando un conjunto de reglas de *if-then-else*. Las reglas incorporan el hecho de que los 2 bloques de detección tengan velocidades de detección complementarias. Existen cuatro posibles casos para diseñar estas reglas.

1.- Si ambos canales indican un latido, entonces la salida del nivel 3 clasifica el evento actual como un latido. Dado que el Canal 2 usa un umbral alto en su lógica de detección, este genera pocos FPs y así, la detección del latido es muy precisa.

2.- Si ambos canales indican que no hay latido, entonces la salida del nivel 3 no es un latido. Puesto que el umbral usado en el canal 1 es muy bajo, este tiene pocos FNs, y probablemente es un latido que en realidad no ocurrió.

3.- Si el canal-1 indica que no hay un latido y el canal 2 indica un latido, entonces la salida es clasificada como un latido. Sin embargo, esto no ocurre puesto que, el umbral utilizado en el canal 1 es muy bajo, y la misma característica se aplica en el canal 2. Un latido detectado por el canal 2 tiene más probabilidad de ser detectado en el canal 1.

4.- Si el canal 1 indica un latido y el canal 2 indica un no latido, entonces las detecciones fuertes  $D_{s,i} = \{1,2\}$  de cada canal son comparadas. El canal 1 genera muchos FPs y el canal 2 genera muchos FNs., siendo  $D_s$  normalizada  $\Delta_i, i = \{1,2\}$ , la que indica que decisión es más fuerte, puede compararse para favorecer el canal con la decisión más fuerte. La detección lógica puede ser resumida como sigue:

canal 1	✓	X	X	✓
canal 2	✓	✓	X	X
Salida	✓	✓	X	$\Delta_1? \Delta_2$

Donde:

$\Delta_1? \Delta_2$ : if  $\Delta_1 >$  entonces ✓ else x

$$\Delta_1 = \left( \frac{D_{s1} - T_1}{1 - T_1} \right)$$

$$\Delta_2 = \left( \frac{T_2 - D_{s2}}{T_2} \right)$$

(✓: un latido; x: un no latido)

Esta combinación lógica de datos incorpora el posible rango de valores [0,1] de  $D_s$  para cada bloque de detección de un canal y las compara basándose en reglas heurísticas. Al igual que en los otros niveles, en el algoritmo de detección global, este nivel opera a la velocidad de la sub-banda del FB.

Nivel 4: Este nivel incorpora otro bloque de detección de un canal, similar al que se indica en la Figura 2.7 y utiliza la característica P3 como la entrada de la MWI. Si un latido se detecta en el nivel 3, el historial de la señal se actualiza y el estado de detección de este nivel es un latido. Si el nivel 3 no clasifica al evento actual como un latido, la  $D_s$  del bloque de un canal se calcula y compara con el umbral ( $T4 = 0.22$  para este bloque). Si  $D_s$  es mayor que el umbral un latido es detectado y el historial de la señal se actualiza. Si  $D_s$  es menor que el umbral, el historial de ruido es actualizado y el estado de detección de este nivel es un no latido.

Este nivel reduce los FNs (eventos que eran incorrectamente estimados como latidos por el nivel 3). Las velocidades de detección del latido después del nivel 3 son más altas que aquellas detectadas en el nivel 2.

Dado que la señal y los niveles de ruido en el bloque de detección de un canal del nivel 4 utilizan velocidades de detección del nivel 3, la señal y el nivel de ruido estimados son más exactos que la señal y los niveles del ruido estimados en los bloques de detección de un canal del nivel 2, esto mejora las velocidades de detección. [28]

Nivel 5: Los niveles previos no incorporan ninguna información de tiempo en la detección lógica. El nivel 5 incluye decisiones lógicas para eliminar posibles detecciones falsas durante el período refractario<sup>6</sup>. Sin embargo esto no es un blanqueado completo de un latido durante un periodo refractario.

Si un latido fue detectado durante un período refractario con referencia a la detección previa del latido, y tiene un mínimo de detección fuerte en el nivel 4 ( $D_{s4} \leq 0,01$ ), entonces el estado del evento se cambia de un latido a un no latido.

---

<sup>6</sup> PERIODO REFRACTARIO: Período de tiempo inmediatamente posterior a un complejo QRS donde no se espera que aparezca otro latido.

### 2.2.9 CANAL DE DETECCIÓN DEL LATIDO.

El efecto de los valores de umbral y el tipo de características en la precisión de detección del latido fueron estudiadas y la precisión de un bloque de un canal de detección del latido fue calculada usando varios valores umbrales como son la suma de cuadrados y la suma absoluta de características. De este análisis los valores umbrales pueden ser estratégicamente escogidos para proporcionar bloques de detección del latido con velocidades de detección complementarias (uno con mínimos FPs y el otro con mínimos FNs). [6]

### 2.3 ALGORITMO DE DETECCIÓN DEL INTERVALO QT

Las Enfermedades cardiovasculares son la primera causa de muerte en personas adultas. La mitad de las muertes de origen cardíaco ocurren de forma repentina. Muchos estudios se han realizado en los últimos años para mostrar la relación entre el intervalo QT y el diagnóstico de pacientes con infarto postmiocardio (PMIPs).

Un intervalo QT corregido con la formula de BAZETT, (1920) conocido como QTc si es anormal indica que la prolongación en la superficie puede ser asociada con serios problemas de arritmias ventriculares, síncope y muerte repentina. La medida del intervalo QT tiene gran importancia en el diagnóstico del ECG, considerando que la mayor dificultad está en reconocer el extremo de la onda T debido a las componentes de baja frecuencia que posee.

A continuación se muestra un algoritmo de detección del intervalo QT el cual hace uso de la primera derivada y de la morfología de cada onda T, comparando su presentación con medidas manuales de 20 registros de la base de datos QT. [6], [21]

### 2.3.1 PRE-PROCESAMIENTO

En un primer paso se utiliza un diferenciador pasa bajo “LPD” con la siguiente función de transferencia:

$$G_1(z) = 1 - z^{-6} \quad \text{Ec. 2.16}$$

La amplitud de respuesta es:

$$|G_1(\omega T) = 2|\sin(3\omega T)| \quad \text{Ec. 2.17}$$

Dónde  $T$  es el periodo muestreado, la ganancia es  $6T$ , y el retraso de procesamiento del filtro es de tres muestras. La señal diferenciada del ECG se denominará en lo posterior como “ $d(k)$ ”.

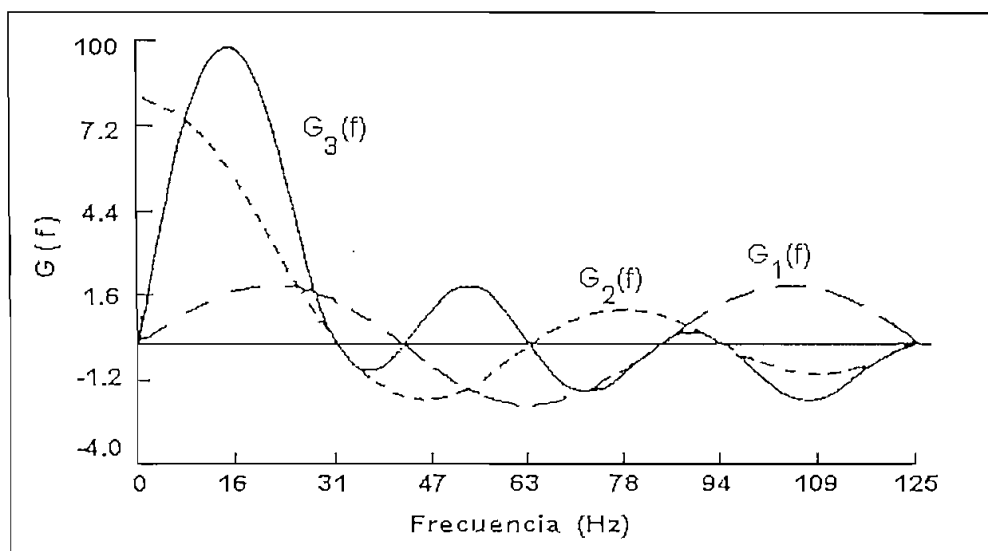


Figura 2.9. Funciones de Transferencia para el Filtro Diferenciador [21]

Después de filtrar la señal con el filtro pasa-bajo de primer orden, para evitar ruidos residuales e intrínsecos se sugiere emplear a la función de transferencia como un filtro de coeficiente entero:

$$|G_2(\omega T)| = \left| \frac{\sin(4\omega T)}{\sin\left(\frac{1}{2\omega T}\right)} \right| \quad \text{Ec. 2.18}$$

La ganancia de DC es 8, la frecuencia de corte para -3 dB es aproximadamente 20 Hz, y el retraso del filtro es de 4.5 muestras., la Figura 2.9 muestra la función de transferencia para el diferenciador  $G_1(f)$ , un filtro pasa-bajo  $G_2(f)$  y la combinación de ambos  $G_3(f) = G_1(f)G_2(f)$ . En lo posterior la señal procesada  $f(k)$  se la conocerá como la diferenciada adicional a la señal filtrada por el pasa-bajo. [21]

### 2.3.2 DETECCIÓN DEL COMPLEJO QRS

Una vez que se detectan los latidos, el ECG es diferenciado y filtrado, se procede a detectar los picos de las ondas  $Q_p$ ,  $R_p$  y  $S_p$ , estableciendo ventanas de búsqueda tomando como referencia la posición del latido detectado mediante el banco de filtrado, algoritmo que se encuentra explicado en forma detallada en el Capítulo 3.

### 2.3.3 DEFINICIÓN DEL INICIO DE LA ONDA QRS

Se define El INICIO de la onda QRS como  $QRS_1$ , la misma que consiste en el principio de la onda Q o de la onda R cuando la onda Q no está presente. La posición de  $Q_p$  y  $R_p$  ya han sido detectadas, entonces del punto  $Q_p$  ó  $R_p$  se busca hacia atrás en la señal diferenciada  $d(k)$ , el punto  $Q_i$  ó  $R_i$  de inclinación máxima en la señal del ECG, como se indica en la Figura 2.10. Con este punto se define el umbral  $H_q$  ó  $H_r$  como el valor de la señal diferenciada en  $Q_i$  ó  $R_i$  dividido para una

constante  $K$  que toma el valor  $K_q$  cuando la onda  $Q$  está presente y  $K_r$  cuando la onda  $Q$  no está presente. [21], [27]

$$Hq = \frac{\partial(Q_i)}{Kq} \quad \text{Ec. 2.19}$$

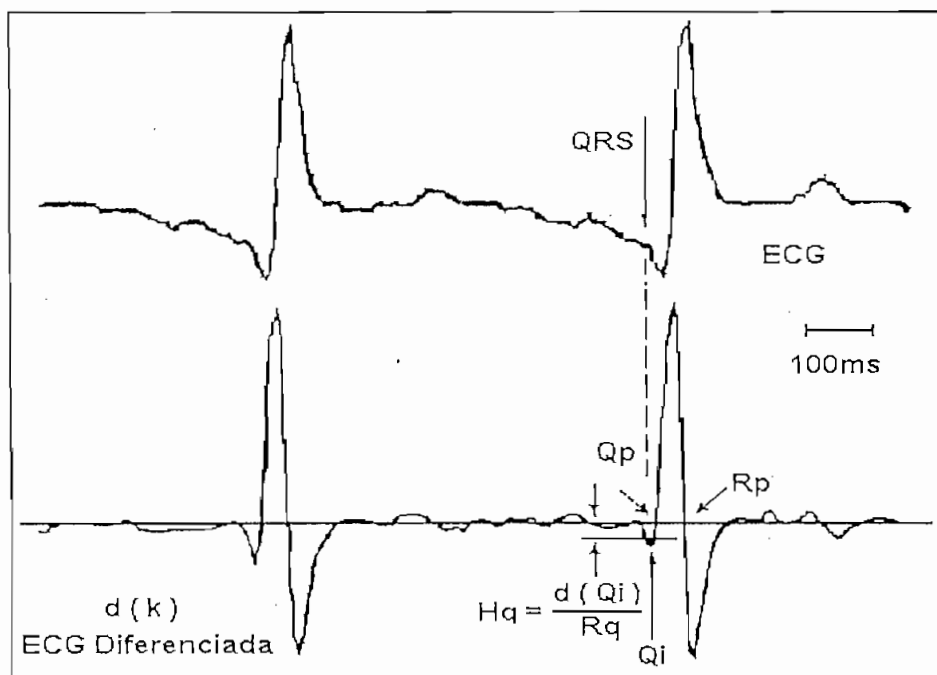


Figura 2.10. Señal ECG Original y Señal ECG Diferenciada [21]

Además, se define a  $QRS_i$  como el punto de cruce del umbral anterior proveniente de  $Q_i$  ó  $R_i$  como el inicio del complejo QRS. El diagrama de flujo para esta aplicación se muestra en la Figura 2.11. El algoritmo tiene un mejor rendimiento para  $K_q = 2$  y  $K_r = 5$ .

Se utiliza diferentes valores para  $K$  en el caso de que la onda  $Q$  esté presente ( $K_q$ ) o solo la onda  $R$  ( $K_r$ ) debido al valor diferente para la máxima inclinación de ambas ondas. Se considera el inicio de la onda  $R$  como la posición donde el valor de la inclinación alcanza un promedio de  $K = 5$  del valor máximo y  $K = 2$  para el inicio de  $Q$ . [21]



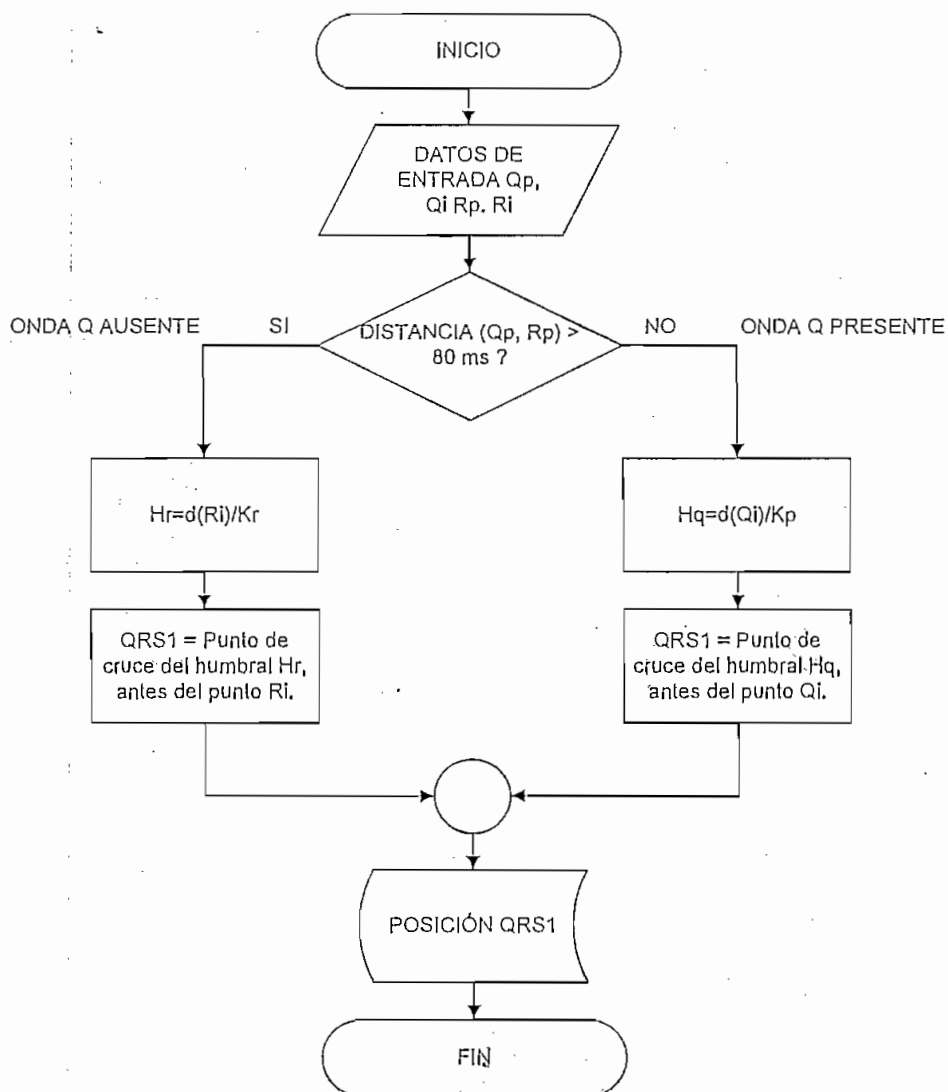


Figura 2.11. Diagrama de Flujo para Definir el Onset de QRS

#### 2.3.4 DEFINICIÓN DEL VALOR PICO Y EXTREMO DE LA ONDA T

Para la posición R se define una ventana de búsqueda cuyos límites son; la posición del latido detectado “bwind” y la ventana de 200 ms “ewind” como se observa en la Figura 2.12.

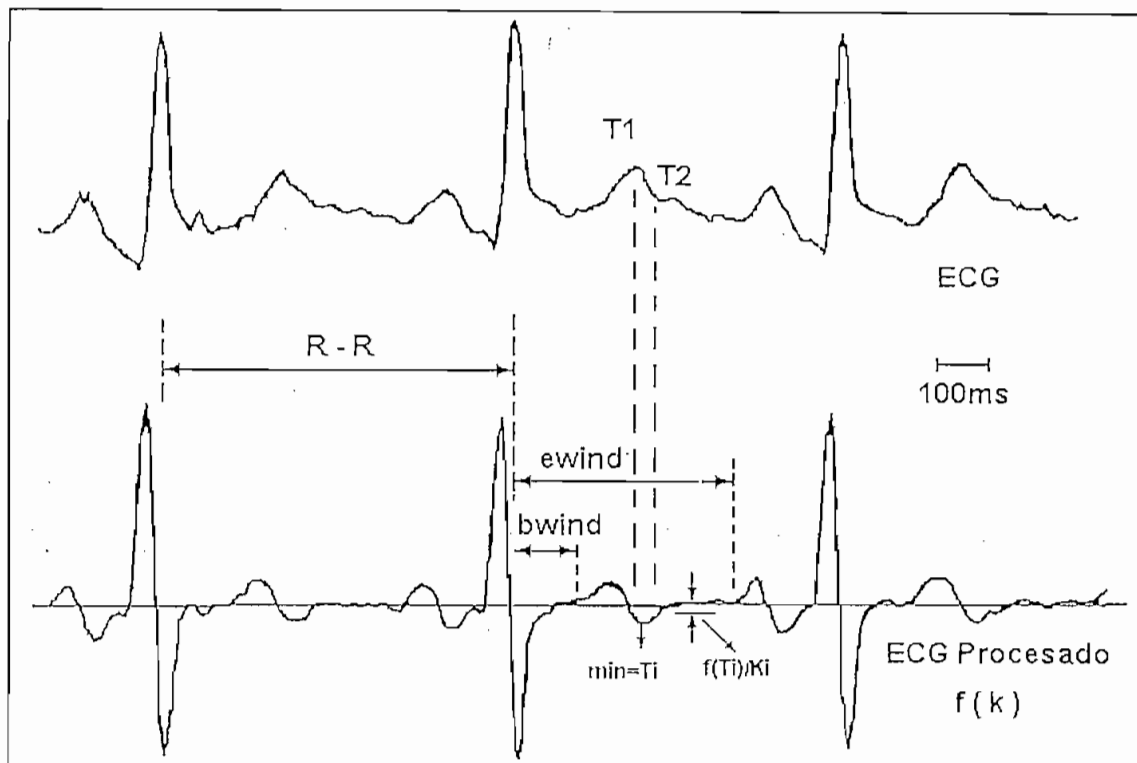


Figura 2.12. Señal ECG Original y Señal ECG Procesada para encontrar límites de la Onda T [21]

Se consideran cuatro diferentes tipos de morfología de la onda T.

- Normal, ascendente-descendente.
- Invertida, descendente-ascendente.
- Solo ascendente.
- Solo descendente.

En la ventana definida se busca los valores máximos y mínimos de la señal procesada  $f(k)$ , como se muestra en la Figura 2.12. Si la posición máxima está antes de la posición mínima, entonces la onda T puede ser ascendente-descendente o solo ascendente; además,  $|\max| > 4|\min|$  es la condición seleccionada para caracterizar solo la onda T ascendente.

Si la posición mínima está antes de la máxima se busca la posición mínima (*mina*) entre la posición máxima y el extremo de la ventana. Si *mina* es comparable en valor absoluto con el máximo se considera la forma ascendente-descendente nuevamente, caso contrario se compara el mínimo y el máximo, y si tienen valores similares, se considera la onda T descendente-ascendente, de otra forma se considera la onda T solo descendente. Se llega a obtener una buena presentación para las cuatro morfologías de la onda T, utilizando un factor de 4 para la comparación de *mina* con *max* y *min* con *max*.

Si  $|\max| < 4|\min|$  entonces T normal  
 Si  $|\min| > 4|\max|$  entonces onda T solo descendente  
 en otro caso la onda T es invertida

Con estas consideraciones se tiene el último punto más alto de la inclinación de la onda T (descendente o ascendente), y a partir del punto  $T_i$  se deduce el extremo de la onda T como sigue:

Dado  $f(T_i)$  el valor de la señal procesada para este punto, el cual, algunas veces será *min*, *max* o *mina* dependiendo de la morfología de la onda T. Este valor tiene información acerca de la disminución de la velocidad de T. Se define a la onda T y al punto  $T_2$  como el punto anterior a  $T_i$ , donde la descendente o ascendente en T invertida de la señal procesada alcanza un valor umbral  $H_t$ .

$$H_t = \frac{f(T_i)}{K_t} \quad \text{Ec. 2.20}$$

Donde K es un valor experimental, cuyo valor se asume  $K_t = 2$ , siendo este el paso más importante del algoritmo.

Además, cuando la onda T tiene el valor más alto o más bajo de la inclinación  $f(T_i)/K_t$ , también tiene el valor más alto o más bajo para alcanzar el punto extremo de T. Las interferencias en baja frecuencia de la línea base tiene gran importancia en métodos que definen al extremo de la onda T, considerando la línea base en

este método, éstas tienen poca influencia, porque tienen menor frecuencia que las de la onda T, y el diferenciador tiene muy poca ganancia para estas frecuencias, en comparación con la ganancia para frecuencias de la onda T. [21], [27]

El pico de la onda T conocido como  $T_1$  se define como el primer cruce por cero anterior de la posición  $T_i$  en señal procesada, en la Figura 2.13 se muestra el diagrama de flujo de este procedimiento.

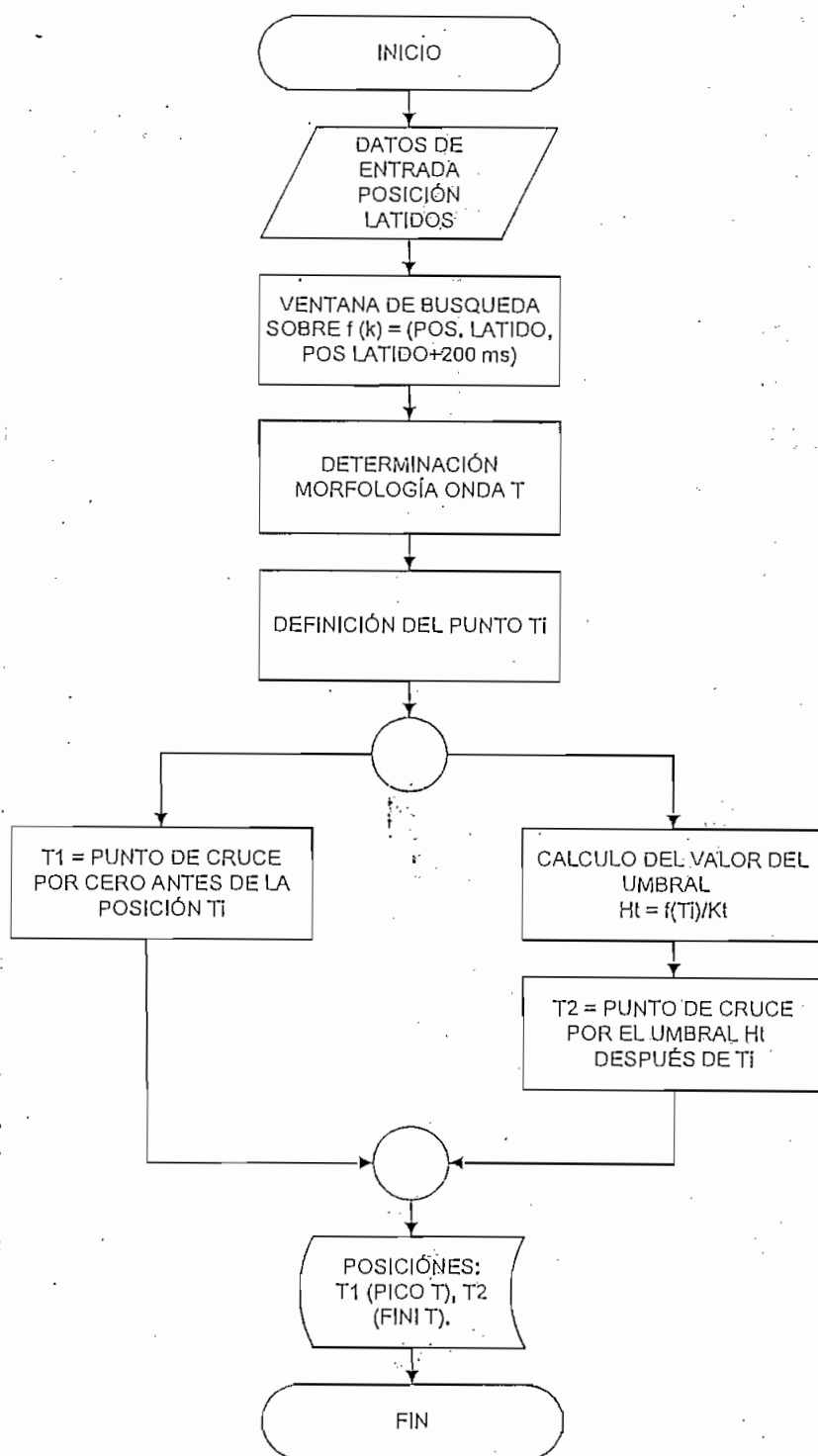


Figura 2.13 Diagrama de Flujo para Encontrar el Pico de la Onda T ( $T_1$ ) y el Final de la Onda T ( $T_2$ )

### 2.3.5 SELECCIÓN DE LOS VALORES QT

Una vez que  $QRS_1$ ,  $T_1$  y  $T_2$  han sido definidos, se puede calcular el intervalo QT substrayendo el tiempo entre  $QRS_1$  y  $T_2$ . También se define a QTP como un intervalo entre el inicio de la onda QRS y el pico de la onda T. Finalmente, se aplica la fórmula de Bazett para obtener el intervalo QT y los intervalos QTP corregidos para una variabilidad del intervalo R-R.

$$QT = T_2 - QRS_1 \quad QT_c = \frac{QT}{\sqrt{RR}}$$

Ec: 2.21; 2.22; 2.23; 2.24

$$QTP = T_1 - QRS_1 \quad QTP_c = \frac{QTP}{\sqrt{RR}}$$

Donde RR es el intervalo previo a R-R. [3], [21]

## 2.4 IMPLEMENTACIÓN EN UN LENGUAJE DE PROGRAMACIÓN

Los algoritmos de detección del latido basado en FBs y el de detección del intervalo QT se implementarán bajo un solo bloque que unifique los dos procesos en un lenguaje de programación como lo es LabVIEW, usando técnicas que el mismo programa facilita y cuya implementación se desarrollará en el Capítulo 3.

## CAPÍTULO 3

### DESARROLLO DEL SOFTWARE DE SOPORTE

Este capítulo describe el software diseñado en LabVIEW para la caracterización de los puntos importantes del electrocardiograma (ECG) utilizando un banco de filtrado.

Mientras que muchos lenguajes utilizan texto en líneas de código, LabVIEW usa programación gráfica llamada G, la misma que permite crear o utilizar bibliotecas de funciones previamente almacenadas denominadas VIs.

#### 3.1. UTILIZACIÓN DEL PROGRAMA DESARROLLADO

A continuación se describe la forma correcta de utilizar la Interfaz Hombre Máquina (HMI) desarrollado. Al ejecutar el programa bajo el sistema operativo WINDOWS, el software presenta la pantalla de inicio, que se muestra en la Figura 3.1.

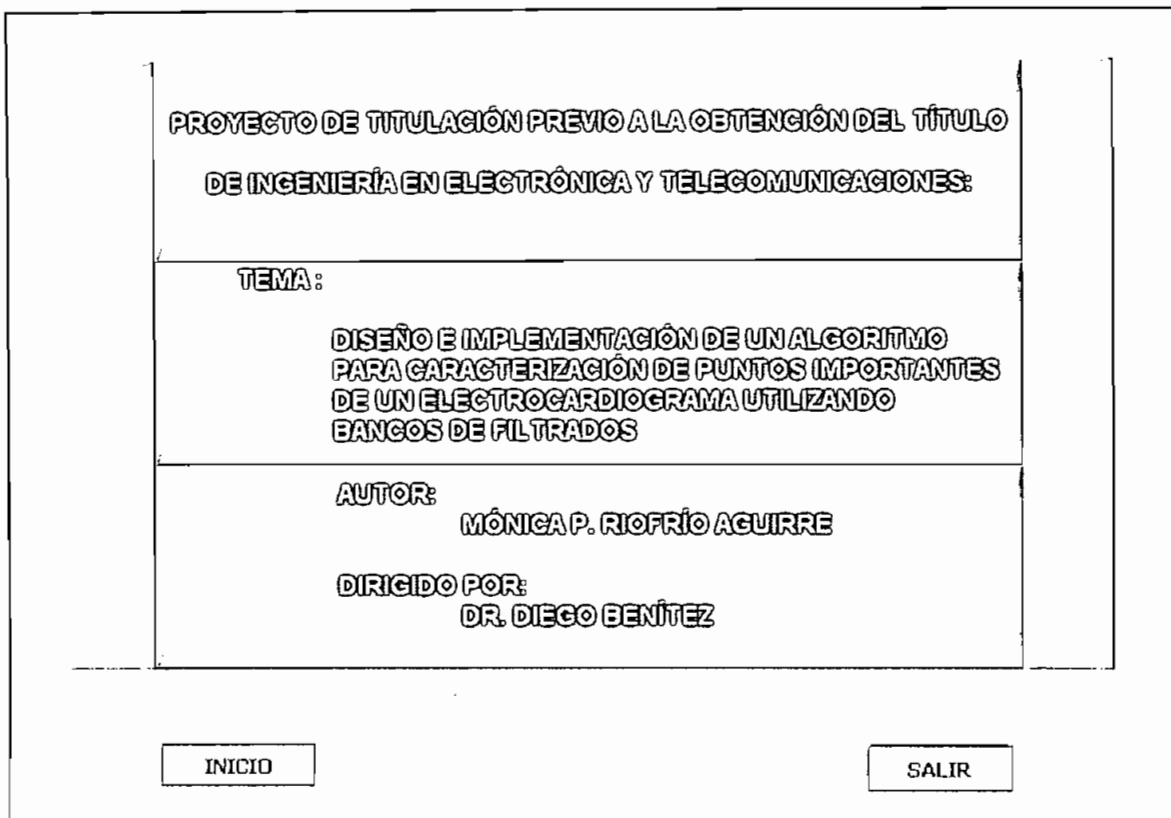


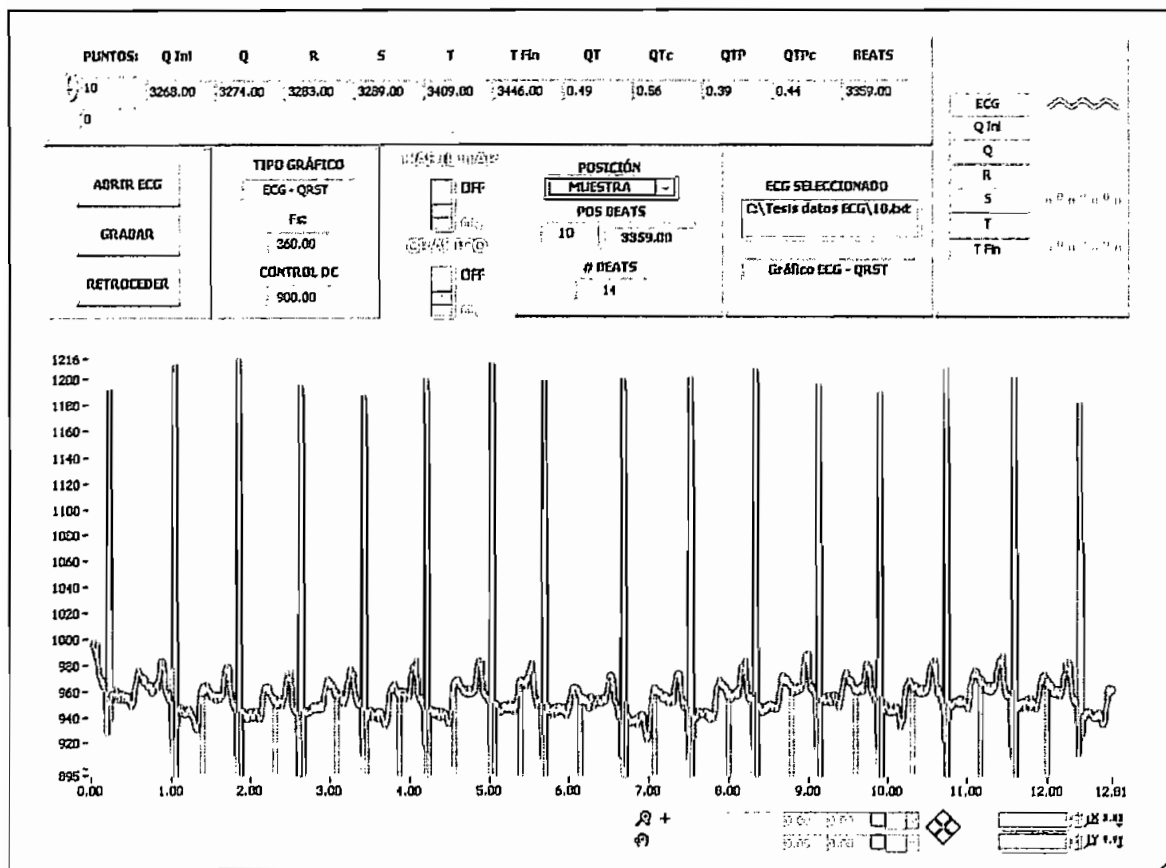
Figura 3.1 Pantalla de Inicio

La pantalla de inicio presenta dos botones de comando:

1. **Botón INICIO:** Ingresa a la pantalla que muestra la caracterización del ECG obtenido por el software.
2. **Botón SALIR:** Sale completamente del programa.

Al presionar el botón **INICIO** se visualiza la pantalla de trabajo y de resultados que se muestra en la Figura 3.2, en la que se puede abrir un ECG almacenado en el disco duro en formato ASCII, a procesarse y visualizar los latidos encontrados en el ECG.





**Figura 3.2 Pantalla de Trabajo y Resultados para el Procesamiento del ECG**

En la Figura 3.2 se debe tener en cuenta los siguientes datos de entrada y resultados, para el procesamiento correcto del ECG.

#### 1. Datos de Entrada:

##### a. Datos Numéricos:

- **Fs:** Representa la frecuencia de muestreo del ECG.
- **CONTROL DC:** Este parámetro sirve sólo para ajustar el valor DC en la gráfica "ECG - BEATS - P1", y no es utilizado en el procesamiento de caracterización del ECG.

b. Botones de Mando:

- Botón RETROCEDER: Retorna a la pantalla anterior.
- Botón ABRIR ECG: Abre un nuevo menú para seleccionar otro ECG. Antes de presionar este botón se debe seleccionar la frecuencia de muestreo del ECG.
- Selector HABILITAR: Permite la ejecución del programa para el procesamiento del ECG.
- Selector GRÁFICO: Permite la visualización de resultados en forma gráfica.

c. Opción Despliegue de Gráficos: Esta opción tiene las siguientes posibilidades:

- Gráfico "ECG - BEATS - P1": Al seleccionar esta opción se visualiza el gráfico del ECG, latidos encontrados y característica P1.
- Gráfico "ECG - QRST": Al seleccionar esta opción se visualiza el gráfico del ECG, y los parámetros más importantes del ECG como son los puntos QRS y QT.

d. Tipo de despliegue de POSICIÓN: Con esta opción se puede elegir la posición de los latidos encontrados en el ECG; ya sea en número de muestra o en tiempo.

## 2. Datos de Salida:

### a. Datos Numéricos:

- Indicador "POSICIÓN LATIDOS": En esta salida se puede apreciar la posición de los latidos encontrados ya sea el valor en número de muestra o en tiempo (segundos).
- Indicador "# BEATS": Muestra el número de latidos encontrados en el record.
- Matriz de Resultados: Muestra los siguientes valores:
  - Posición de inicio de la onda Q.
  - Posición de los picos de las ondas Q, R, S Y T.
  - Posición final de la onda T.
  - Valor en segundos de los intervalos QT, QTc, QTP y QTPc para cada latido detectado.
  - Posición del latido detectado.

b. Datos Caracteres: Muestran el nombre del ECG seleccionado, el tipo de gráfico actual presentado en la pantalla.

c. Simbología de los Gráficos: Muestra la simbología y los colores de cada onda detectada y mostrada en el ECG.

## 3.2. DISEÑO DEL SOFTWARE

El software diseñado utiliza las funciones que proporciona el LabVIEW, como es la lectura de archivos almacenados en el disco duro, enlace, sistemas de pantallas, diseño de filtros FIR (FINITE IMPULSE RESPONSE) para la conformación del banco de filtrado y manipulación de matrices para la presentación de resultados en forma gráfica. El diagrama de bloques del programa se muestra en la Figura 3.3.

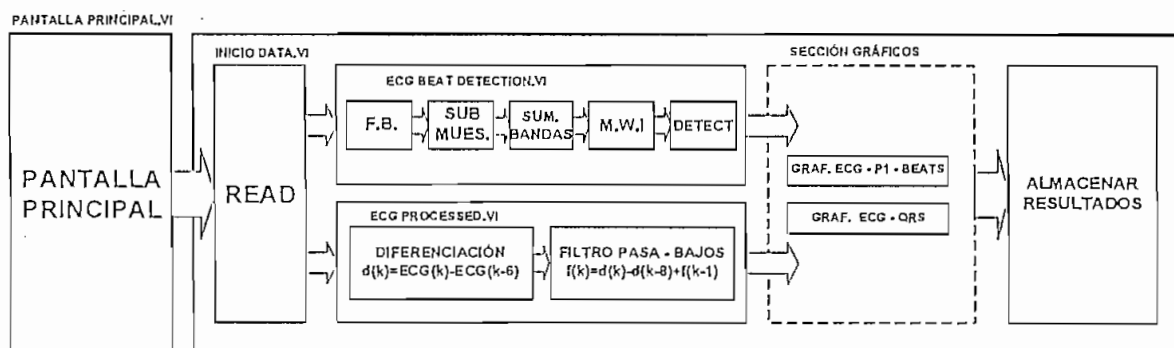


Figura 3.3. Diagrama Principal del Programa Desarrollado.

El primer bloque corresponde a la pantalla principal y el segundo bloque corresponde al procesamiento y presentación del ECG, además se puede guardar los resultados en un archivo en forma de texto. En realidad aquí solo se puede visualizar los bloques o VIs más representativos, ya que dentro de algunos bloques existen otros Sub VIs.

### 3.2.1. DESARROLLO DE LA PANTALLA PRINCIPAL

La Figura 3.1 muestra la pantalla principal y la Figura 3.4 muestra el diagrama diseñado, en donde se utiliza las estructuras, "WHILE LOOP" y "CASE" y en la Figura 3.5 se muestra el diagrama de flujo equivalente.

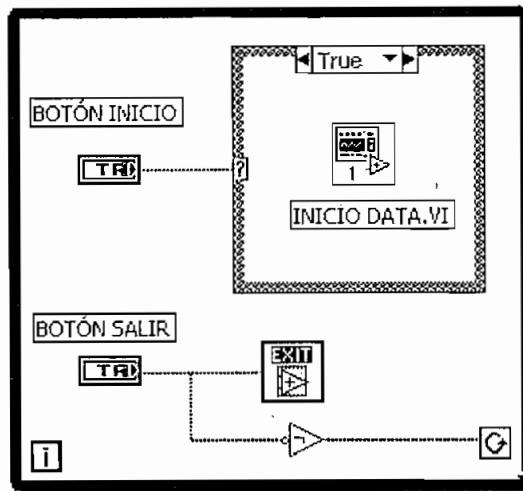


Figura 3.4. Diagrama de la Pantalla Principal.

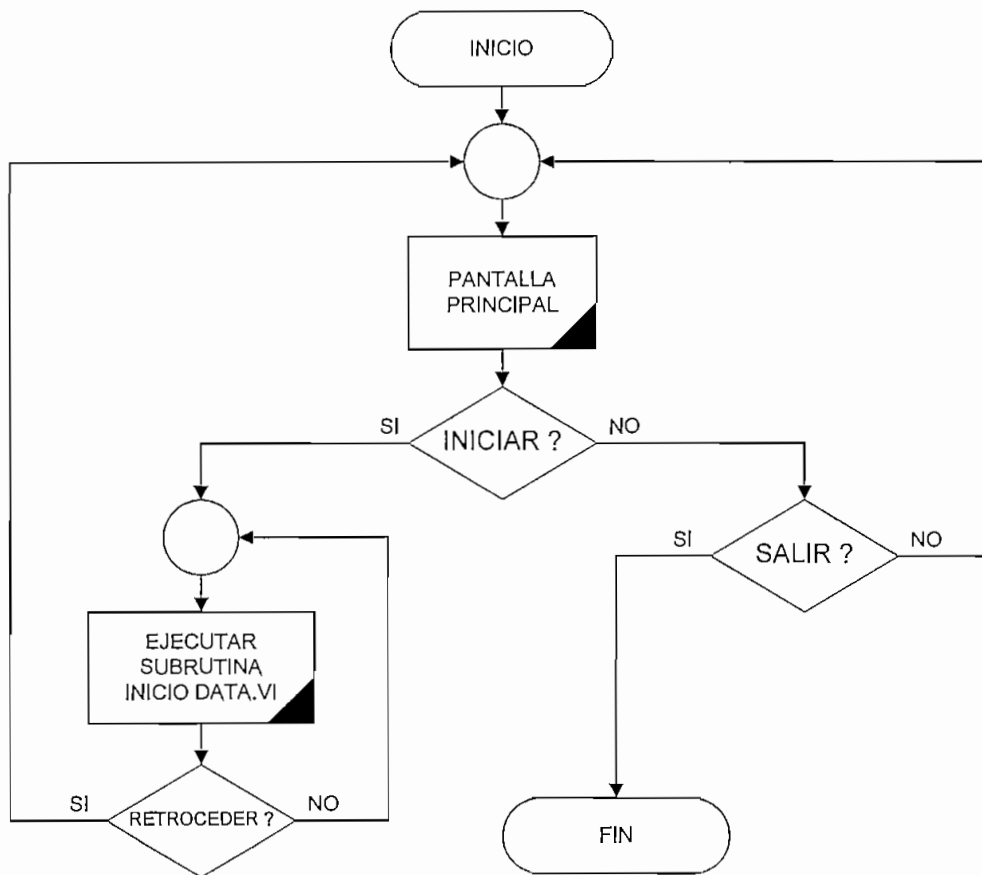


Figura 3.5 Diagrama de Flujo Principal del Programa desarrollado

Al presionar el Botón de INICIO se ejecuta la subrutina "INICIO DATA.vi" al interior de la estructura "CASE" y al presionar SALIR se detiene la ejecución de la estructura "WHILE LOOP" y además cierra completamente al LabVIEW.

### 3.2.2. DESARROLLO DE LA SUBROUTINA “ INICIO DATA.vi”

Esta sección hace referencia al contenido de la pantalla de la Figura 3.2, en donde el conjunto de controles digitales, pulsantes y visualizadores son los que permiten implementar la caracterización del ECG mediante un banco de filtros digitales. Para esto se utilizó la VIs de LabVIEW relacionada con filtros digitales FIR.

En la Figura 3.6, se observa las VIs utilizadas y diseñadas. Siguiendo el orden secuencial de ejecución de la Figura 3.3. La Figura 3.7, muestra el diagrama de flujo equivalente de la subrutina “INICIO DATA.vi”, al presionar botón ABRIR ECG se ejecuta la subrutina “READ FROM SPREADSHEET FILE.vi” existente en el LabVIEW con la cual se puede leer un archivo en formato ASCII que contenga el ECG a procesarse, al presionar el botón RETROCEDER finaliza la estructura “WHILE LOOP”, retornando a la pantalla anterior (pantalla principal), al presionar el botón GRABAR, se almacena los resultados del procesamiento del ECG en el disco duro en un archivo de texto, que puede visualizarse por cualquier editor de textos.

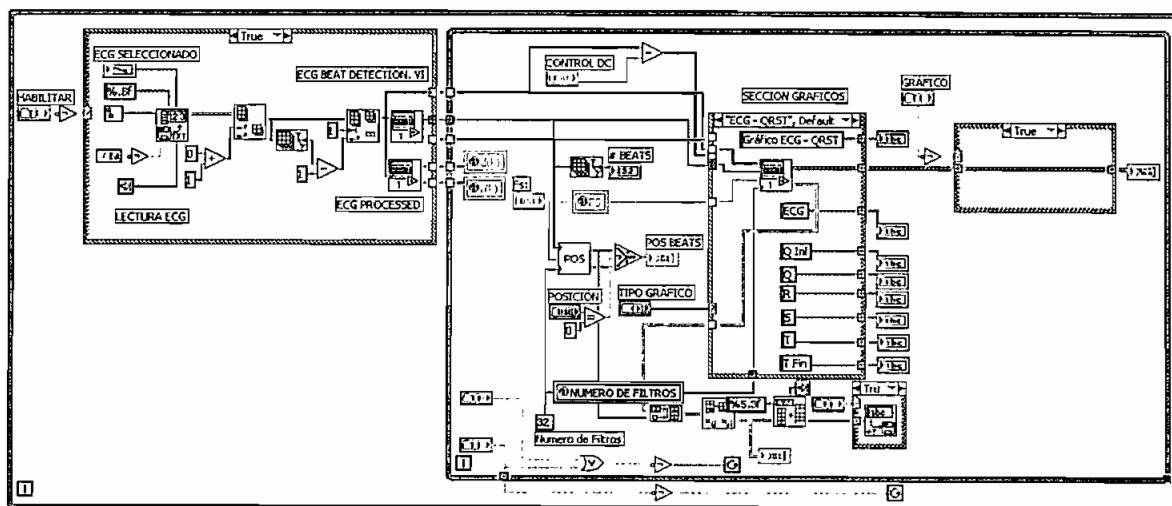


Figura 3.6. Diagrama de la subrutina “INICIO DATA.vi”

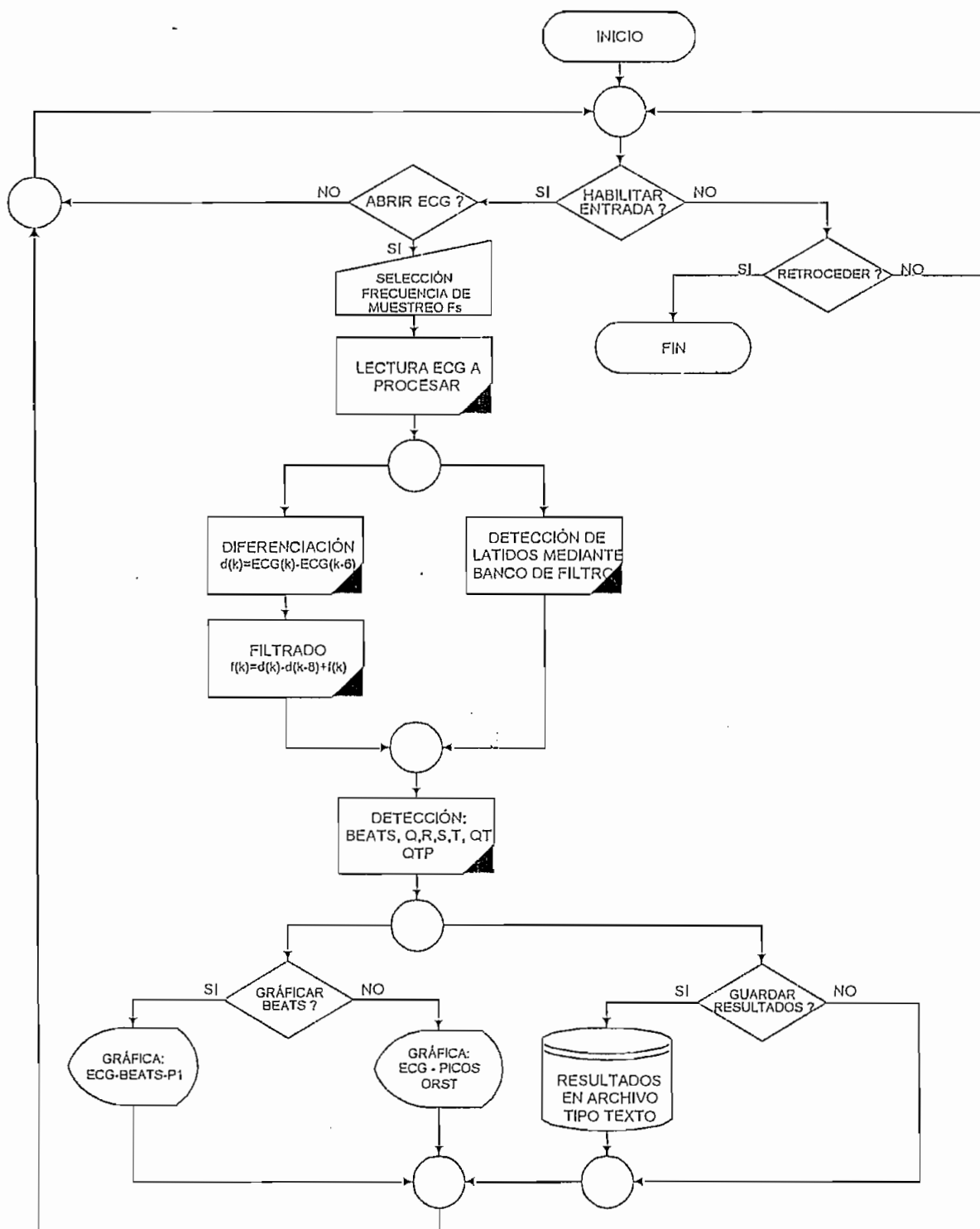


Figura 3.7. Diagrama de flujo de la subrutina "INICIO DATA.vi"

Los condicionales mostrados en la Figura 3.7 son efectuados mediante estructuras "SELECT CASE" a excepción del condicional RETROCEDER, el cual termina la ejecución de la estructura "WHILE LOOP", con lo que se termina la

termina la ejecución de la estructura "WIHLE LOOP", con lo que se termina la ejecución de la subrutina "INICIO DATA.vi", retornando nuevamente a la subrutina principal.

El diseño de las subrutinas utilizadas en "INICIO DATA.vi" se describe a continuación.

### 3.2.2.1. Subrutina "ECG PROCESSED.vi".

Realizada la lectura del ECG, la subrutina a ejecutarse es: "ECG PROCESSED.vi" en la cual se realiza la diferenciación  $d(k)$  y filtrado  $f(k)$ , para obtener una señal procesada, que es utilizada, en la detección del inicio de la onda Q, el final de la onda T a partir de la posición del latido detectado. La Figura 3.8 muestra el diagrama de la subrutina y la Figura 3.9 muestra el diagrama de flujo equivalente.

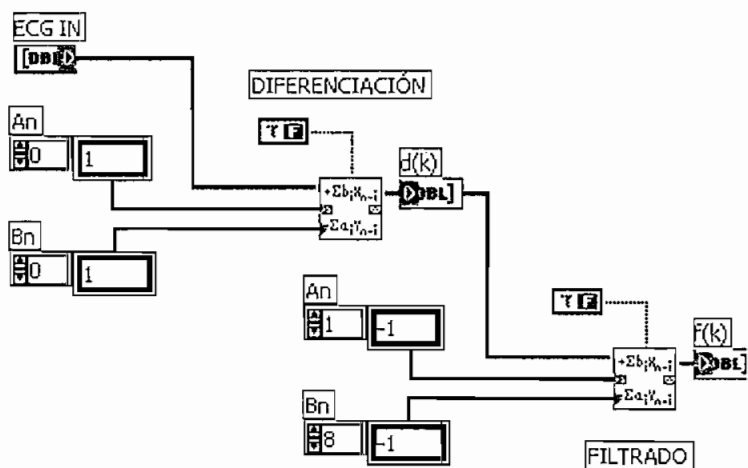


Figura 3.8. Diagrama de la subrutina "ECG PROCESSED.vi".



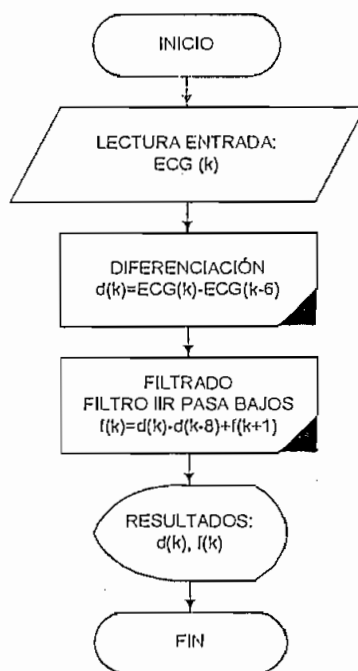


Figura 3.9. Diagrama de de flujo de la subrutina “ECG PROCESSED.vi”.

Para la diferenciación se utiliza la Ecuación 3.1, tomada a partir de la Ecuación 2.16.

$$d(k)=ECG(k) - ECG(k-6) \quad \text{Ec. 3.1}$$

Dónde:

$d(k)$  = Señal diferenciada

$ECG(k)$  = Muestra actual

Y para el filtrado se utiliza la Ecuación 3.2, que representa un filtro IIR pasa-bajos, dicha ecuación se basa en la implementación de un detector QRS tomada del trabajo de Pan and Tompkins (1985). [21]

$$f(k)=d(k)-d(k-8)+f(k-1) \quad \text{Ec. 3.2.}$$

Dónde:

$f(k)$  = Señal procesada

$d(k)$  = Muestra actual.

### 3.2.2.2. Subrutina "BEAT DETECTION.vi".

Realizada la lectura del ECG, la siguiente subrutina a ejecutarse es: "BEAT DETECTION.vi", en la cual se realiza todo el procesamiento digital para la caracterización del ECG mediante un banco de filtros. La Figura 3.10 muestra el diagrama de la subrutina "BEAT DETECTION.vi" y la Figura 3.11 muestra el diagrama de flujo equivalente.

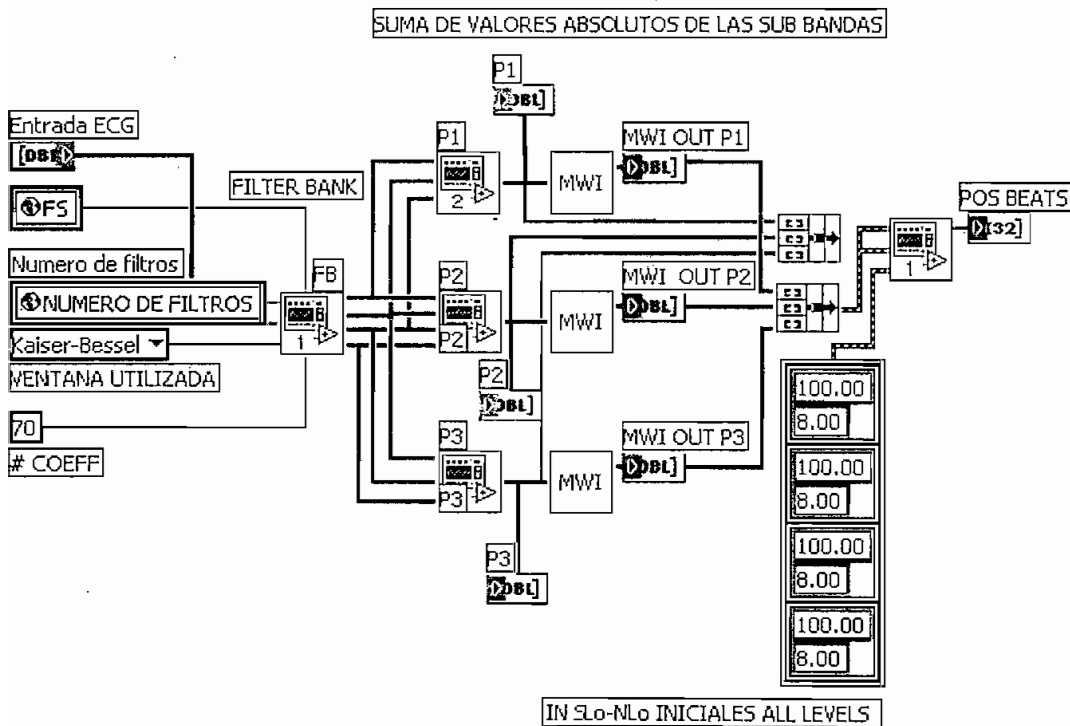


Figura 3.10. Diagrama Subrutina "BEAT DETECTION.vi".

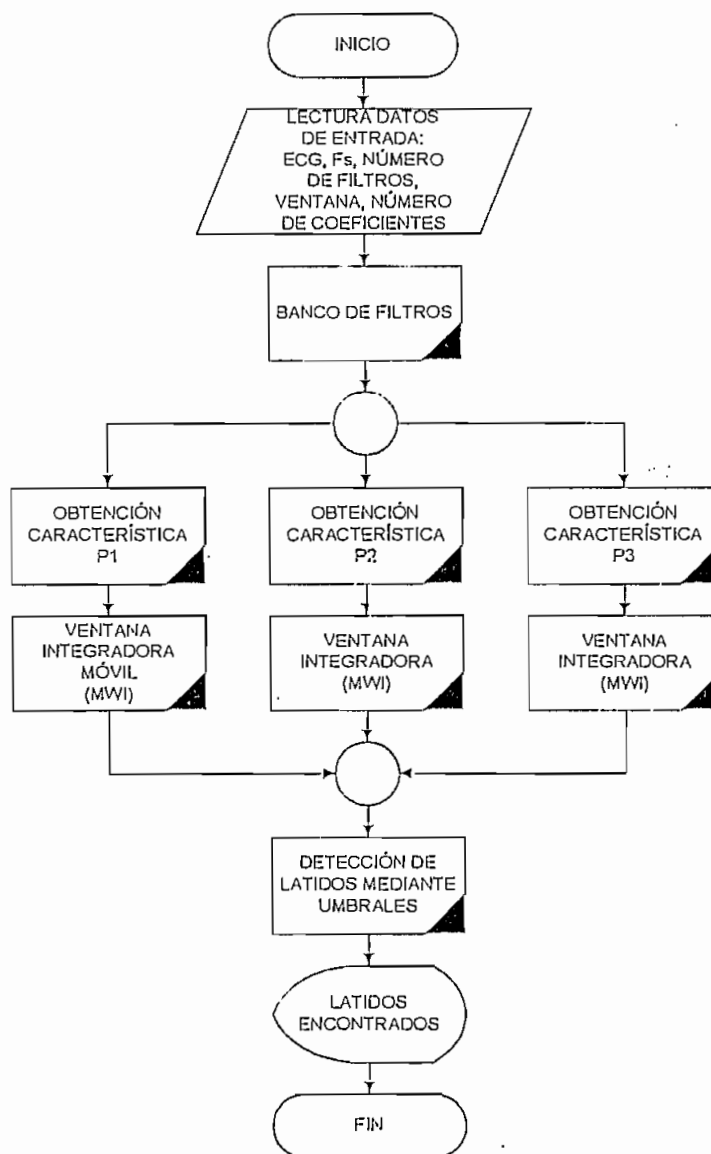


Figura 3.11. Diagrama de Flujo "BEAT DETECTION.vi"

En la Figura 3.11 se observa la secuencia de ejecución en dónde se lee los datos de entrada obtenidos en "INICIO DATA.vi.", con los cuales se procesa al ECG en sub-bandas mediante el banco de filtrado para luego obtener las características P1, P2 y P3 descritas en el capítulo anterior, las mismas que promedian sus valores mediante una Ventana Móvil Integradora (MWI) y finalmente se detectan los latidos utilizando umbrales constituidos de cinco niveles. ,

### 3.2.2.2.1. Subrutina "FILTER BANK.vi".

La subrutina "FILTER BANK.vi" se muestra en la Figura 3.12; en dónde para conformar el banco de filtrado se utiliza la Librería "FIR Windowed Filter.vi" utilizando los siguientes parámetros diseñados en el capítulo anterior:

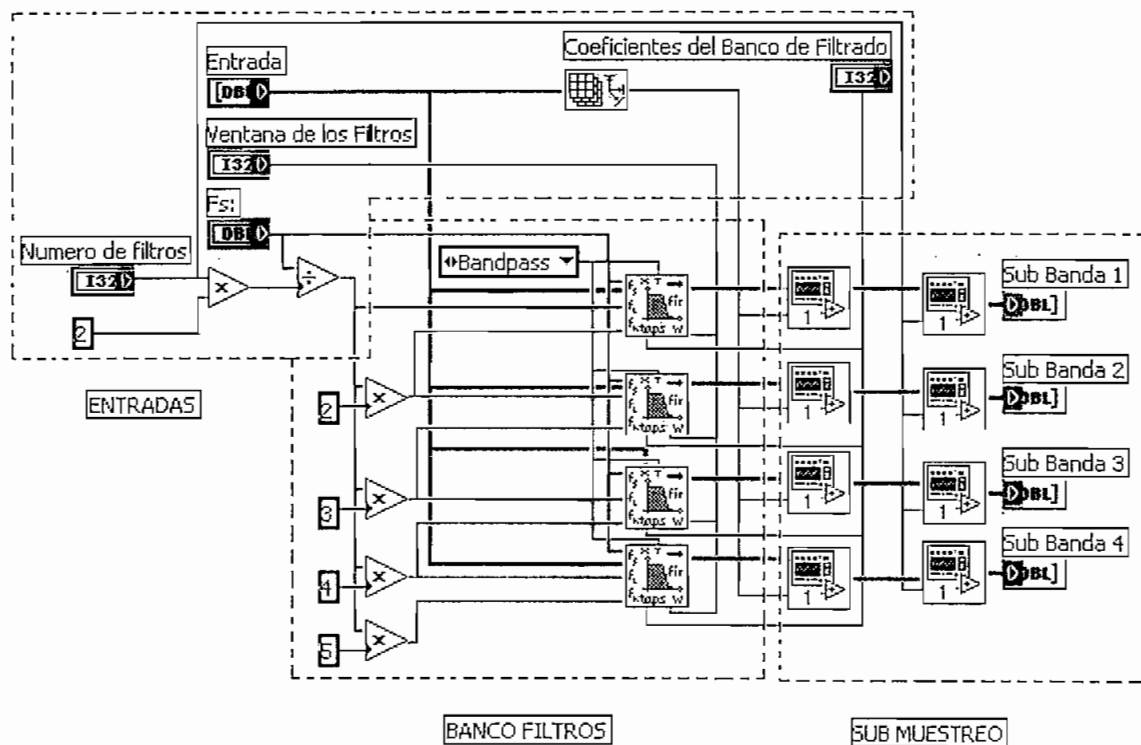


Figura 3.12. Subrutina "FILTER BANK.vi"

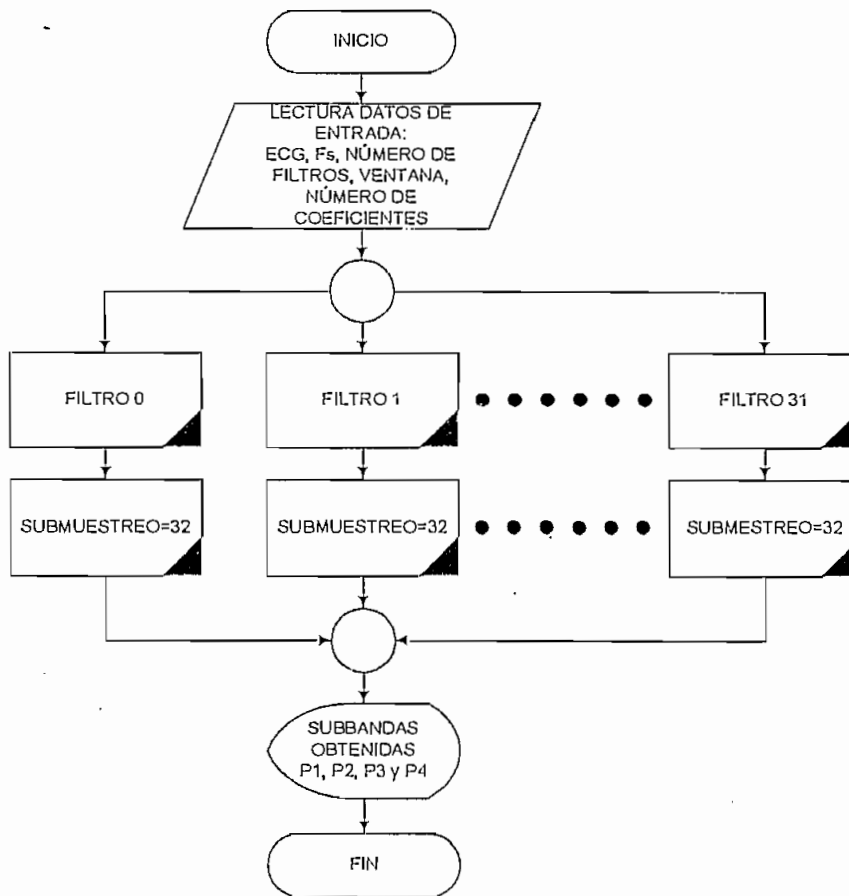


Figura 3.13. Diagrama de Flujo "FILTER BANK.vi"

Número de coeficientes para cada Filtro = 71

Frecuencia de muestreo = Frecuencia de muestreo del ECG.

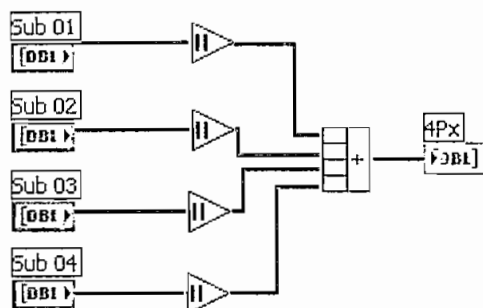
Tipo de Ventana = Kaiser - Bessel.

Tipos de filtros = Pasa-bandas, Pasa-altos y Pasa-bajos.

La Figura 3.13 muestra el diagrama de flujo equivalente en la que el ECG es dividido en sub-bandas, mediante filtros FIR pasa-bandas, con sus respectivos cortes de frecuencia, finalizado el proceso se continúa con el sub-muestreo de cada sub-banda, con igual valor al número de filtros del banco.

### 3.2.2.2.2. Subrutina “ Sumatoria Sub – Bandas”

La subrutina diseñada para realizar la sumatoria de las sub-bandas procedentes del sub-muestreo se visualiza en la Figura 3.14, dónde una característica (P1, P2, P3 y P4) es el resultado de la suma de los valores absolutos de las sub - bandas.



**Figura 3.14. Subrutina para el Desarrollo de la Sumatoria de las Sub - Bandas.**

### 3.2.2.2.3. Subrutina “MWI.vi”

Una vez obtenidas las características se procede a promediar sus valores mediante una Ventana Móvil Integradora llamada “MWI” de dos coeficientes. Una MWI es un filtro FIR con un cierto número de coeficientes, pero todos del mismo valor y dado que un filtro FIR puede implementarse mediante convolución consecuentemente también se puede implementar una MWI mediante la aplicación de convolución, para lo cual se utilizó la subrutina “CONVOLUTION.vi” existente en el LabVIEW. En la Figura 3.15 se observa el diagrama realizado para esta subrutina y en la Figura 3.9b se observa el diagrama de flujo equivalente.

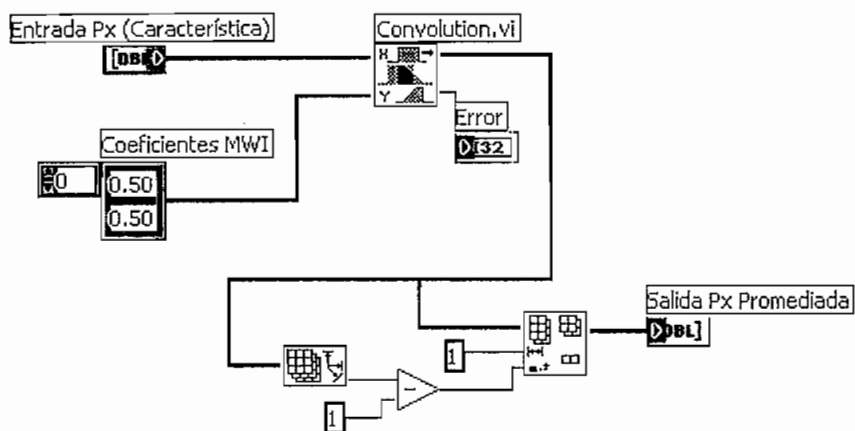


Figura 3.15. Diagrama de la Subrutina “MWI.vi”.

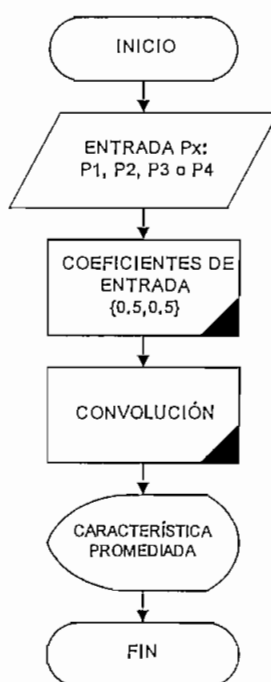


Figura 3.16. Diagrama de Flujo de la Subrutina “MWI.vi”

En el diagrama de flujo mostrado en la Figura 3.16, la característica de entrada (P1, P2, P3 o P4) es convolucionada con dos valores constantes, obteniéndose así los valores promediados.

### 3.2.2.2.4. Subrutina "ALL LEVELS.vi".

La subrutina "ALL LEVELS.vi" realiza todo el proceso de detección de los latidos del ECG, dicho proceso comprende un total de cinco niveles. La Figura 3.17 muestra el diagrama de la subrutina diseñada y la Figura 3.18 muestra el diagrama de flujo equivalente en donde cada detección se realiza a la velocidad del sub-muestreo. Los niveles 1, 2, 3 y 4, no presentan ninguna información del tiempo, por lo que es necesario implementar el nivel 5, en donde se eliminan los latidos erróneos detectados durante el período refractario, período en el cual no puede existir ningún latido.

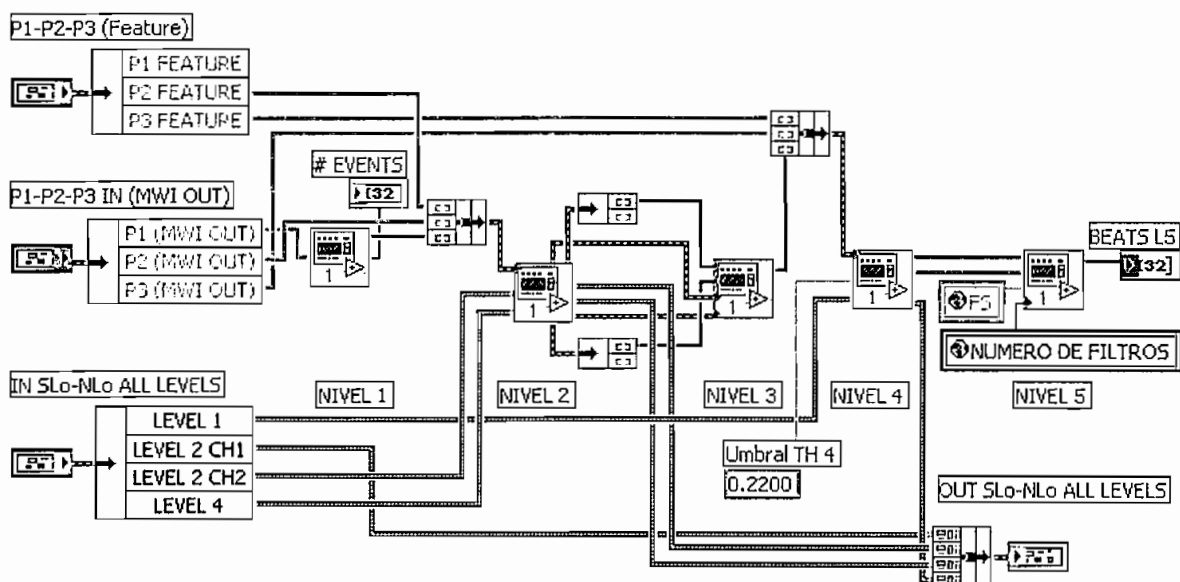


FIGURA 3.17. Subrutina "ALL LEVELS.vi".



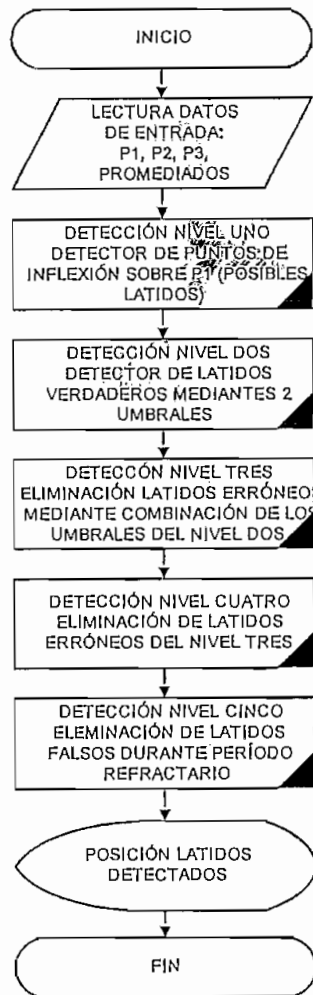


FIGURA 3.18. Diagrama de Flujo Subrutina “ALL LEVELS.vi”.

El algoritmo implementado en la Figura 3.17 y el diagrama de flujo mostrado en la Figura 3.18 se describen a continuación en forma detallada para cada nivel.

**Nivel 1.** El diagrama desarrollado para el nivel 1 se muestra en la Figura 3.19, en donde se detecta los picos mediante la búsqueda de puntos de inflexión sobre la característica P1, debido a que la segunda derivada de una función e igualada a cero representa un punto de inflexión en dónde exista la derivada, se procede a detectar los puntos de inflexión de la característica P1 mediante este método, puntos que representan los posibles latidos del ECG que serán afirmados o rechazados por los demás niveles.

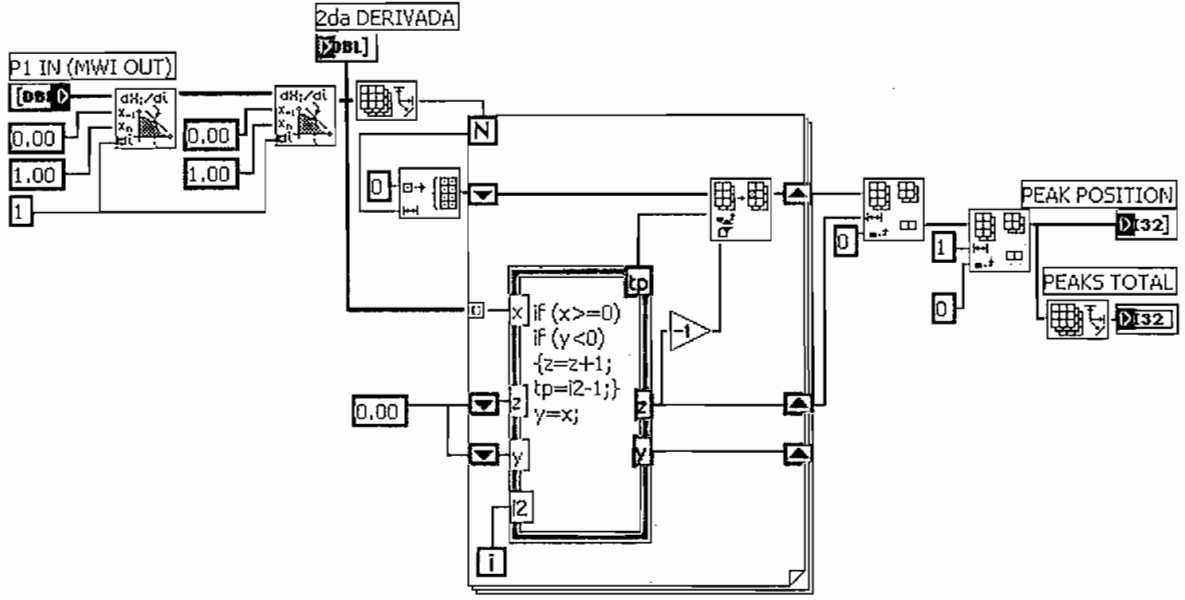


Figura 3.19. Diagrama desarrollado para el Nivel 1.

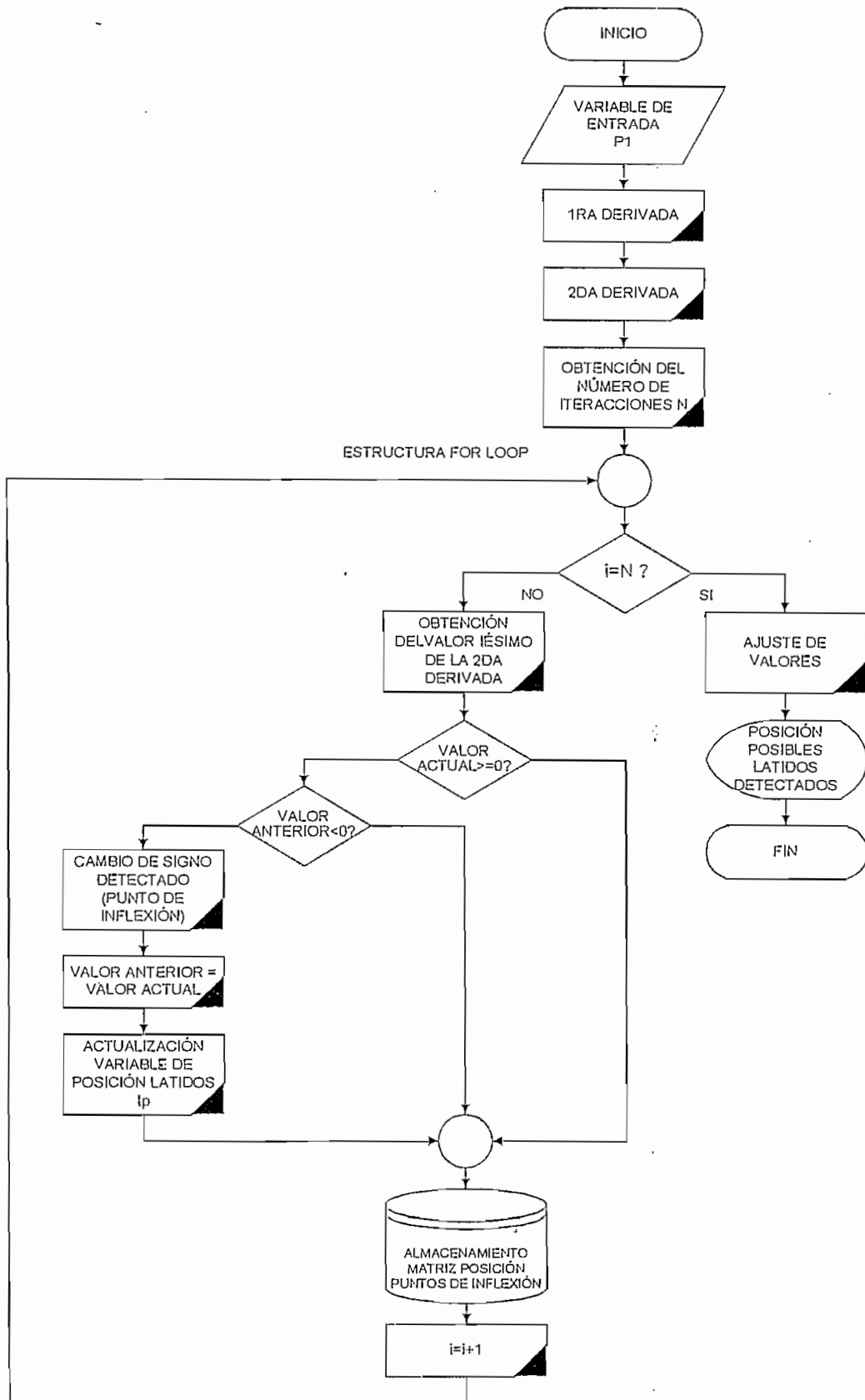
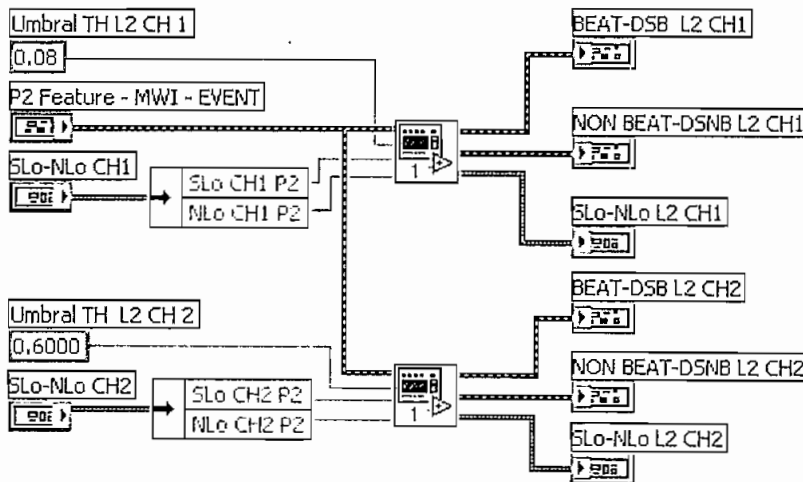


Figura 3.20. Diagrama de flujo del Nivel 1

La Figura 3.19 muestra el diagrama desarrollado y la Figura 3.20 presenta el diagrama de flujo, en la cual una vez realizada la segunda derivada se procede a detectar los puntos de inflexión en donde la segunda derivada se hace cero, para lo cual se detectan los cambios de signos de la segunda derivada con la estructura "FORMULA NODE", repitiéndola N veces mediante la estructura "FOR LOOP", todos los puntos de inflexión encontrados se almacenan en una matriz.

**Nivel 2.** El diagrama que se muestra en la Figura 3.21 corresponde a la subrutina desarrollada para el nivel 2, en donde se detecta los picos encontrados en el nivel 1 son latidos o representan cualquier otra característica, a lo que se llamará en forma general ruido, todo esto se opera sobre la característica P2.



**Figura 3.21. Diagrama Desarrollado para el Nivel 2**

En la Figura 3.21 se observa que se utilizan dos CANALES para detectar los latidos, los mismos que utilizan el mismo algoritmo pero con diferentes umbrales, para lo cual se utiliza la subrutina "CHLEV2.vi", que se muestra en la Figura 3.22.

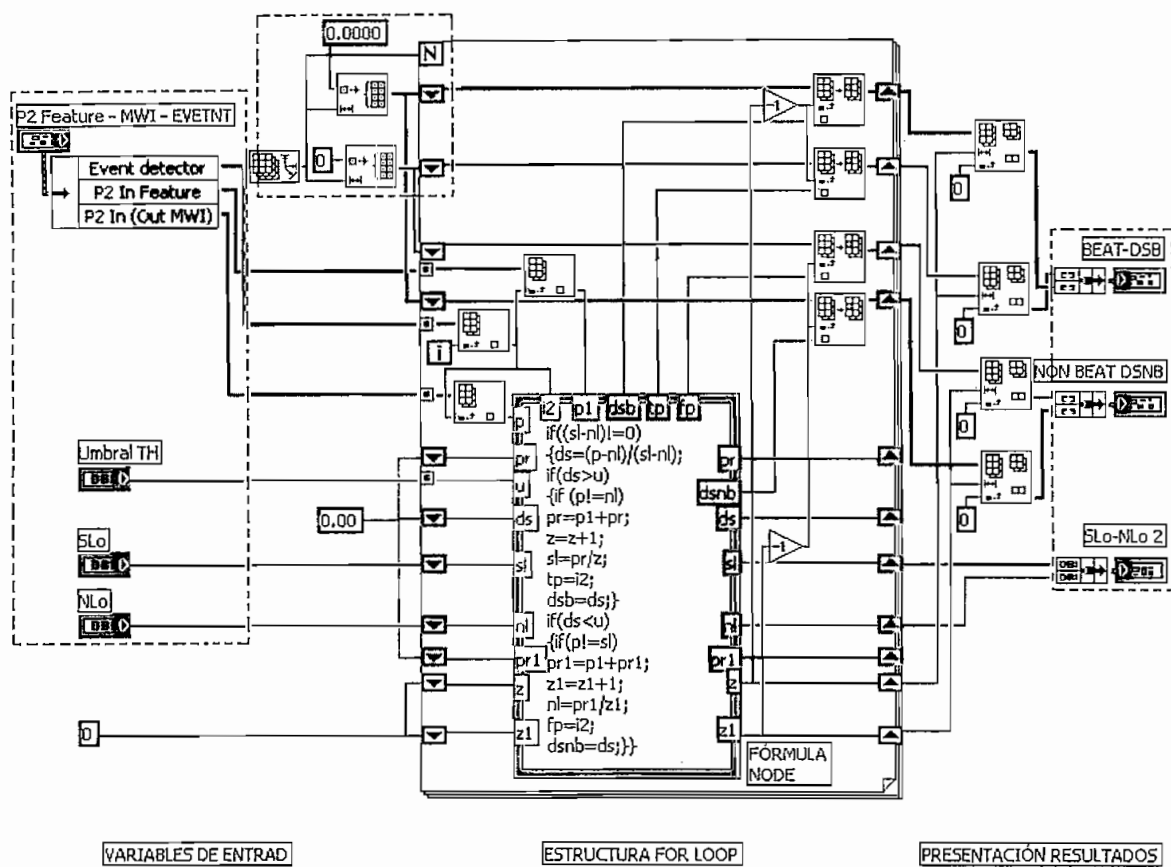


Figura 3.22. Diagrama de la Subrutina "CHLEV2.vi"

La Figura 3.23 muestra el diagrama de flujo equivalente de la subrutina "CHLEV2.vi".

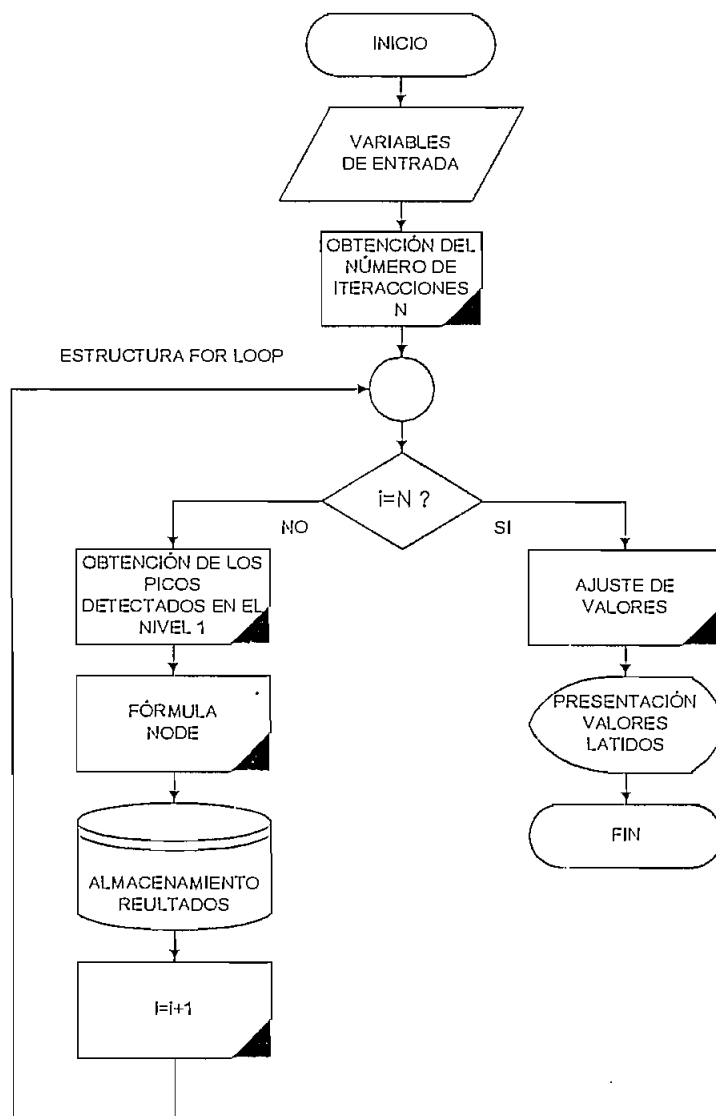


Figura 3.23. Diagrama Equivalente de la Subrutina “CHLEV2.vi”.

A las secciones de la Figura 3.22 corresponden:

1. Sección de Entrada.

- Característica P2: Matriz que contiene la Característica P2 que se utiliza en el nivel 2 para la detección de los latidos, cálculos de los niveles de la señal (latidos) y ruido.

- Detector de Eventos: Matriz que contiene la posición de los picos encontrados en el nivel 1, que serán utilizados en la característica P2.
- Valores Iniciales: Son valores de nivel de la señal y ruido asumidos para la iteración inicial de la subrutina.

## 2. Sección Estructura "FORMULA NODE".

Para clasificar los N picos encontrados como latidos o ruido, se utiliza la estructura "FORMULA NODE", en donde se implementa la Ecuación 2.15, que por conveniencia se la reescribe a continuación:

$$D_s = \frac{P - N_L}{S_L - N_L} \quad \text{Ec. 3.3}$$

Dónde:

- $D_s$  = Detección Fuerte de Energía  
 $P$  = Característica entrante  
 $S_L$  = Nivel de la señal de la característica P  
 $N_L$  = Nivel del Ruido de la característica P

Además en la misma estructura se puede implementar condicionales para la clasificación del evento en latido o ruido, según las condiciones que se explicaron para la detección de los latidos en el CAPÍTULO 2. Los picos que representan latidos se almacenan en una matriz para luego utilizarse en el nivel 3.

La estructura "FORMULA NODE", se repite N veces, mediante la estructura "FOR LOOP", dónde N representa el número de picos encontrados en el nivel 1.

En la Figura 3.24 se tiene el diagrama de flujo equivalente de la estructura "FORMULA NODE".

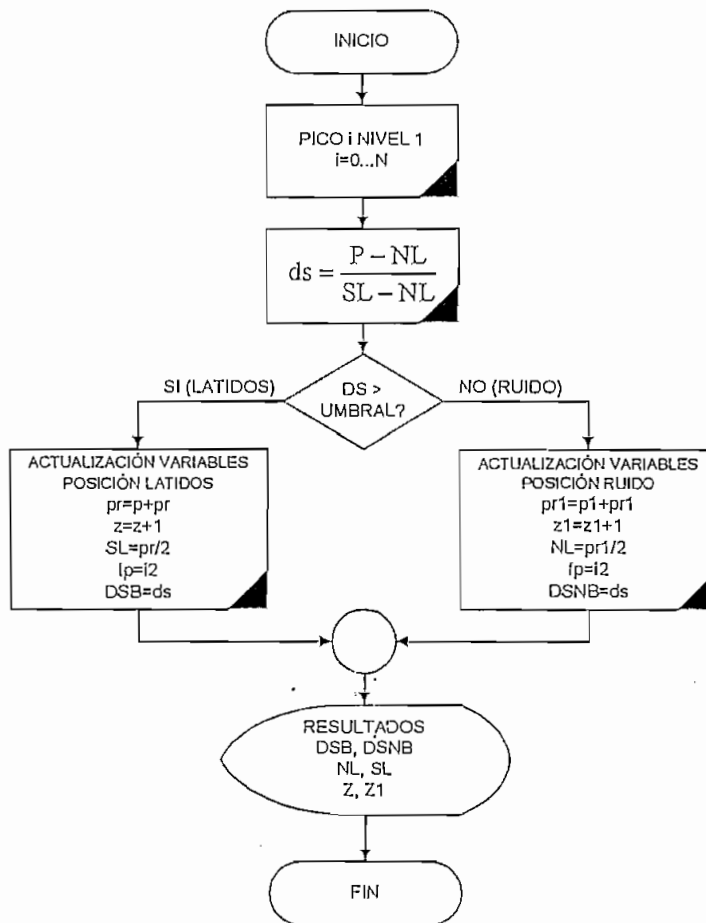


Figura 3.24. Diagrama de Flujo Equivalente para la Estructura  
"FORMULA NODE"

Las variables de mayor importancia son:

- DSB: Variable que contiene el resultado de  $D_s$  para cada iteración cuando un pico representa un latido y es agregado a una matriz.
- DSNB: Contiene el resultado de  $D_s$  para cada iteración cuando un pico representa ruido y su valor es agregado a una matriz.
- Z: Contador que contiene el número de latidos encontrados.
- Z1: Contador que contiene el número de eventos encontrados que representan ruido.



El resto de variables, son valores auxiliares que sirven para el cálculo iterativo para  $D_s$ .

### 3. Sección Almacenamiento de Resultados en Matrices.

Esta sección almacena en matrices los resultados que se obtienen conforme avanza la iteración de la estructura "FOR LOOP".

### 4. Sección Ajuste de las Matrices de Resultados.

Dado que las matrices provenientes de la estructura "FOR LOOP" tienen longitud mayor a la real, tienen valores iguales a cero que no representan los picos, razón por la cual es necesario realizar el ajuste de las longitudes de las matrices con los valores de  $Z$  y  $Z_1$  obtenidos en la Estructura "FORMULA NODE". Realizado el ajuste, los resultados se agrupan en objetos denominados "CLUSTERS", que serán las entradas del siguiente nivel.

**Nivel 3.** El nivel 3 combina los resultados obtenidos en los dos canales del nivel 2. La Figura 3.25 muestra las secciones y el diagrama diseñado para el nivel 3.

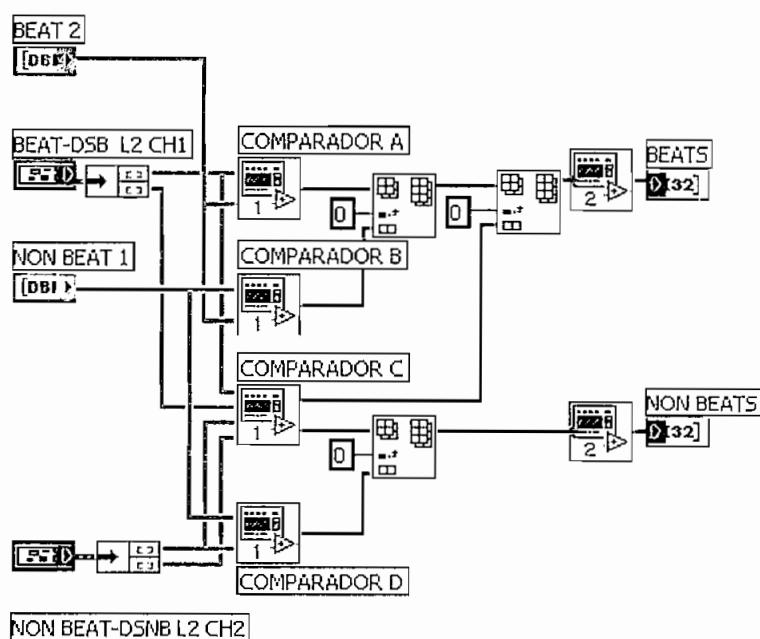


Figura 3.25. Diagrama Diseñado para el Nivel 3

Las secciones que se muestran en la Figura 3.25, se detallan a continuación:

### 1. Sección de entrada.

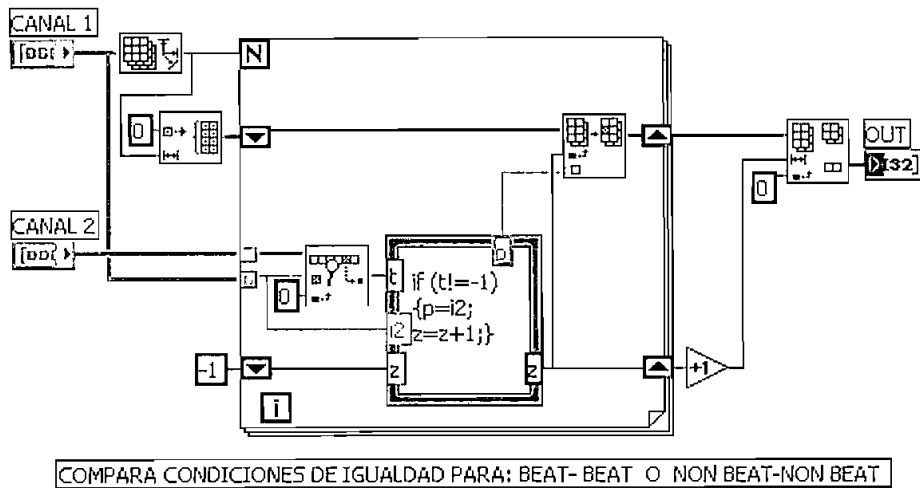
Contiene los resultados obtenidos en el nivel 2, los cuales son:

- BEAT 2: Matriz que contiene la posición de latidos obtenidos en el canal 2, del nivel 2.
- BEAT - DSB L2 CH1: Clúster que contiene las matrices de las posiciones de los latidos y su valor  $D_s$  calculado en el canal uno del nivel 2.
- NON BEAT 1: Matriz que contiene la posición del ruido obtenido en el canal 1 del nivel 2.
- NON BEAT-DSNB L2 CH2: Cluster que contiene las matrices de la posición del ruido (NON BEAT) y su valor  $D_s$  (DSNB) calculado en el canal 2 del nivel 2.

### 2. Sección de Combinación.

Esta sección esta conformada por cuatro combinaciones.

- Combinación A: Esta sección combina la información de los latidos obtenidos en los dos canales del nivel 2; si los dos canales indican un latido entonces el pico es considerado como latido. La Figura 3.26 muestra el diagrama desarrollado.



**Figura 3.26. Subrutina para la Combinación A**

Las matrices de entrada para la Figura 3.26 son las posiciones de los latidos de ambos canales.

- **Combinación B:** Este bloque combina la información de las posiciones de los picos que pertenecen al ruido que se obtienen de los dos canales del nivel 2; si los dos canales indican que los picos pertenecen al ruido; entonces el pico es considerado como ruido. La implementación de este bloque es el mismo que el bloque anterior, con la única diferencia que las matrices de entrada son las posiciones de los picos que representan el ruido.
- **Combinación C:** Este bloque combina la información de las posiciones de los picos que pertenecen al latido del canal 1, los valores  $D_s$  calculados con la posición del ruido y los valores  $D_s$  calculados en el canal 2. La Figura 3.27 muestra la subrutina "BEATANONBEAT.vi", implementada y en la Figura 3.28 se visualiza el diagrama de flujo equivalente.

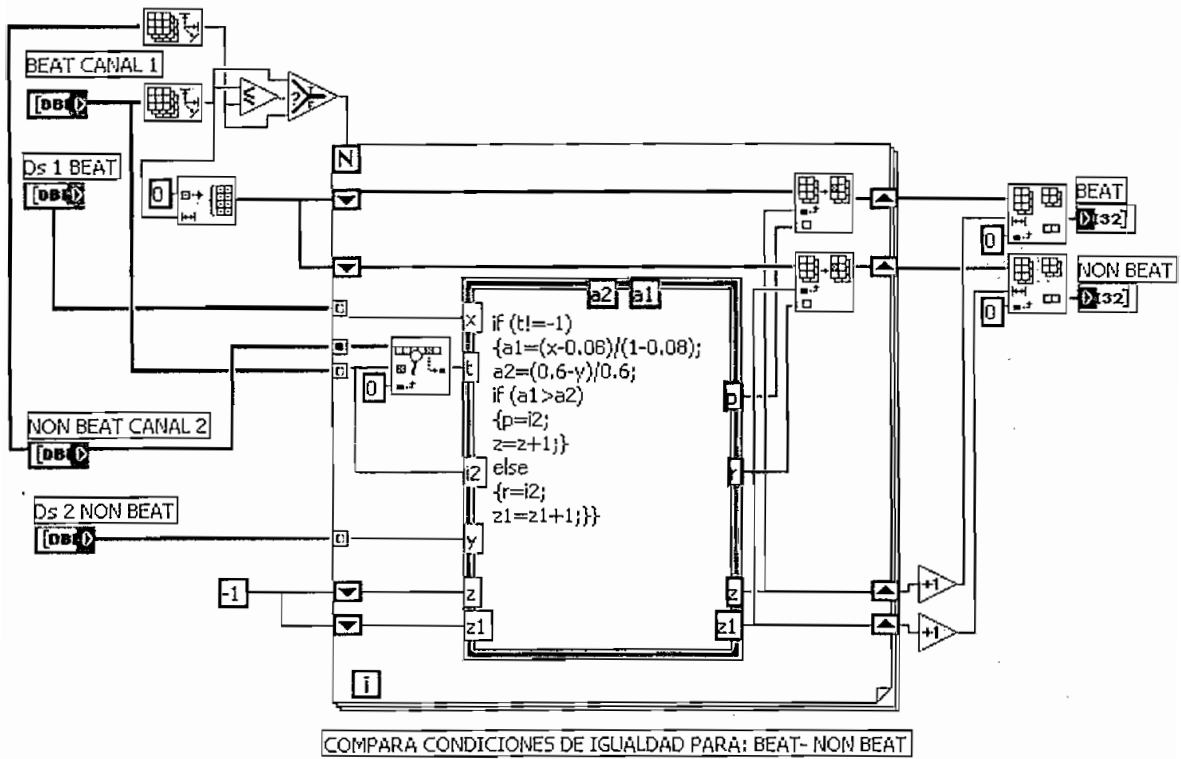


Figura 3.27. Subrutina "BEATANONBEAT.vi".

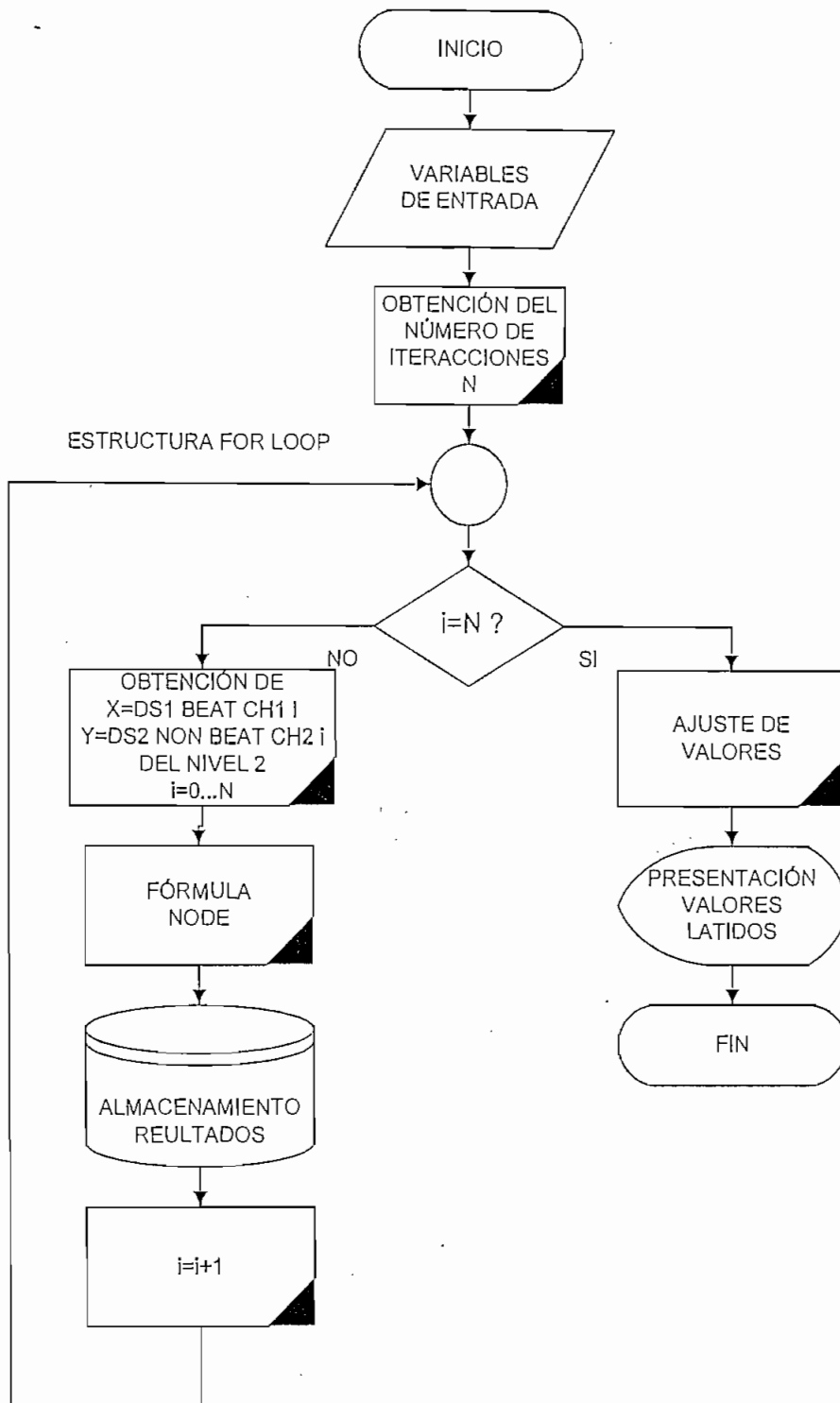


Figura 3.28. Diagrama de Flujo Equivalente de la Combinación C

En la Figura 3.28 el incremento de la variable  $i$  y la comparación con la variable  $N$ , es realizada en forma automática por el programa mediante la estructura "FOR LOOP". Las secciones mostradas en la Figura 3.27 son:

#### 1. Sección de entrada.

Esta sección está comprendida por las siguientes variables:

- BEAT CANAL 1: Es la entrada de los latidos detectados por el canal 1 del nivel 2.
- $D_s$  1 BEAT: Representa el valor  $D_s$  para cada uno de los latidos encontrados por el canal 1.
- NON BEAT CANAL 2: Es la entrada del ruido detectado por el canal 2 del nivel 2.
- $D_s$  2 NON BEAT: Representa el valor  $D_s$  para cada ruido detectado por el canal 1.

Estas entradas se combinan entre sí para obtener nuevas posiciones de los latidos, la combinación de las entradas es implementada con la estructura "FORMULA NODE". La Figura 3.29 muestra el diagrama de flujo equivalente para la estructura "FORMULA NODE".

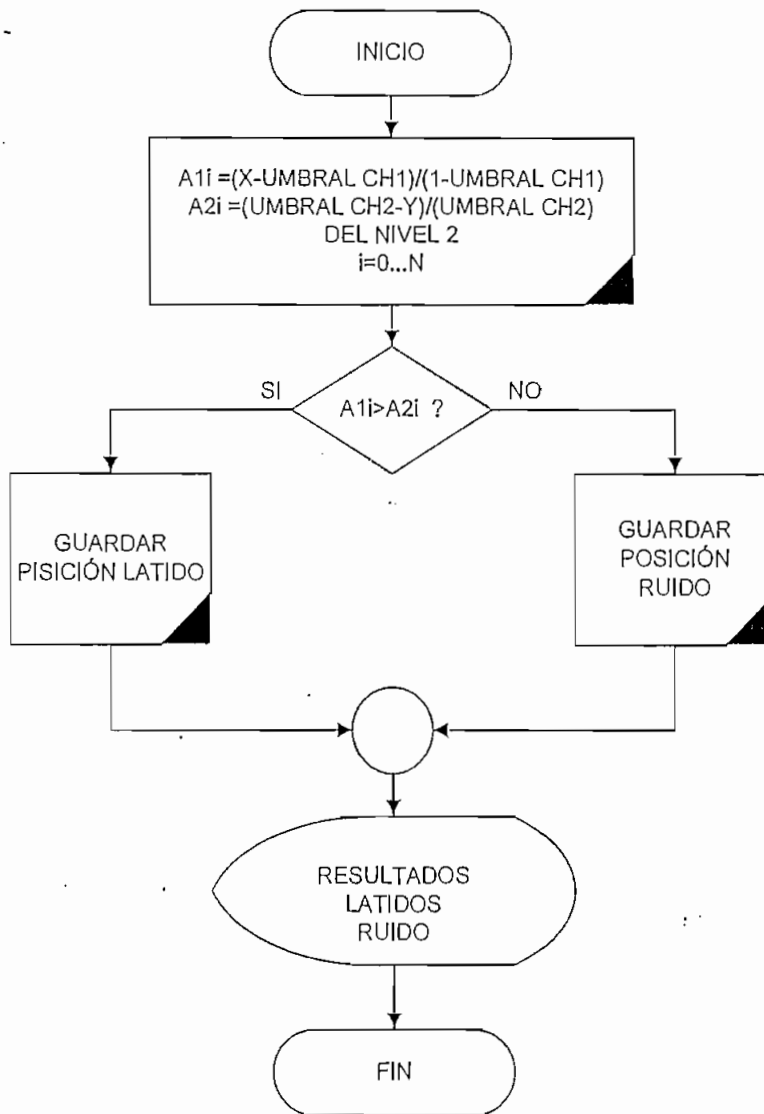


Figura 3.29. Diagrama de Flujo de la Estructura "FORMULA NODE" Implementada para la Detección de Latidos Mediante Combinación

Si  $A1$  es mayor que  $A2$  entonces el evento es un latido, caso contrario se trata de ruido.

Los valores  $T1$  y  $T2$  mostrados en la Figura 3.29 representan los umbrales del canal 1 y canal 2 del nivel 2 respectivamente y los valores  $A1$  y  $A2$  representan los valores normalizados para  $Ds1$  de los latidos del canal 1 y  $Ds2$  para el ruido del canal 2 respectivamente.

## 2. Sección de Salida:

En esta sección la longitud de la matriz de salida se reajusta para que no contenga valores incorrectos iguales a cero.

- **Combinación D:** Este bloque combina la información de los posiciones de los picos obtenidos en el nivel 2 de la siguiente forma:

Si el canal 1 indica que el evento es ruido y además el canal 2 indica que el mismo evento es un latido; entonces el evento es considerado como un latido. En la implementación de este bloque se utiliza la misma subrutina mostrada en la Figura 3.26, en donde las entradas para esta sección son: la posición de los latidos encontrados por el canal 2 y el ruido detectado por el canal 1.

**Nivel 4.** Dado que el nivel cuatro contiene solo un canal, la implementación es la misma que se muestra en la Figura 3.22 (subrutina CHLEV2.vi) con la única diferencia que la característica de entrada es P3, y un umbral TH4=0.22.

**Nivel 5.** El diseño implementado para este nivel elimina posibles detecciones erróneas de los niveles anteriores considerando el período refractario, el mismo que es considerado con un valor igual a 200 ms; es decir, se elimina un latido erróneo detectado durante este período y si además éste posee un valor  $D_s \leq 0.01$ . La Figura 3.30 muestra el diagrama de la subrutina desarrollada.



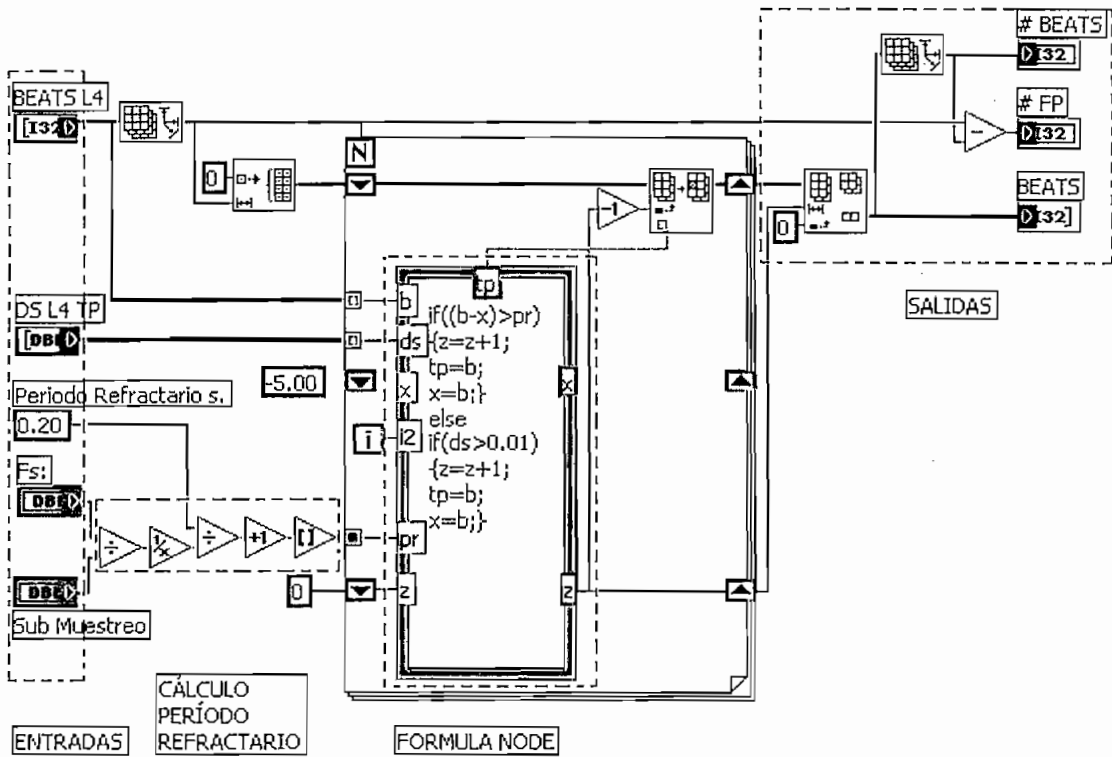


Figura 3.30. Diagrama Implementado para el Nivel 5

La Figura 3.31 muestra el diagrama de flujo del nivel 5, al igual que los casos anteriores el proceso iterativo lo realiza la estructura "FOR LOOP", almacenando en una matriz los resultados, luego se reajusta su longitud al número total de latidos verdaderos encontrados.

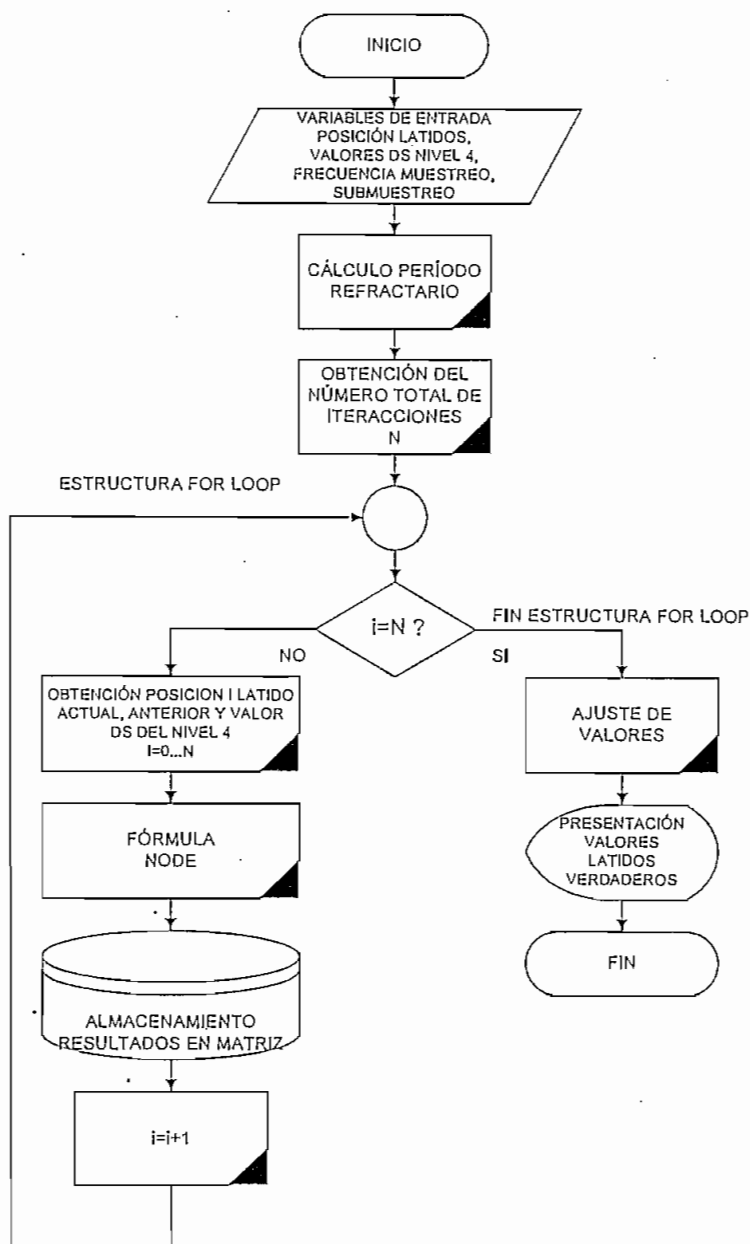


Figura 3.31. Diagrama de flujo equivalente nivel 5.

En la Figura 3.30 se aprecian las siguientes secciones:

1. Sección de entrada.

Esta sección contiene las siguientes variables de entrada:

- BEATS L4: Es una matriz que contiene la posición de los picos encontrados en el nivel 4.

- $D_S$  L4: -Contiene el valor  $D_S$  correspondiente a cada latido de la matriz BEATS L4.
- $F_s$ : Frecuencia de muestreo del ECG.
- Sub-muestreo: Es el sub-muestreo realizado en el banco de filtrado, el valor del sub-muestreo es igual al número de filtros del banco.

## 2. Sección de cálculo del período refractario en sub-muestras.

Considerando un período refractario constante e igual a 200 ms, es necesario llevar esta condición de tiempo a número de sub-muestras, en las que no puede ocurrir un latido, para esto se utiliza la Ecuación 3.4.

$$\# \text{Sub muestras} = \text{INT} \left[ \frac{F_s \times \text{Período Refractario}}{\text{Sub muestreo}} + 1 \right] \quad \text{Ec 3.4}$$

Dónde:

INT = Representa el entero más cercano.

$F_s$  = Frecuencia de muestreo del ECG.

## 3. Sección estructura "FORMULA NODE".

La Figura 3.32 muestra el diagrama de flujo equivalente para la estructura "FÓRMULA NODE" desarrollada para el nivel 5, en donde se implementa los condicionales requeridos.

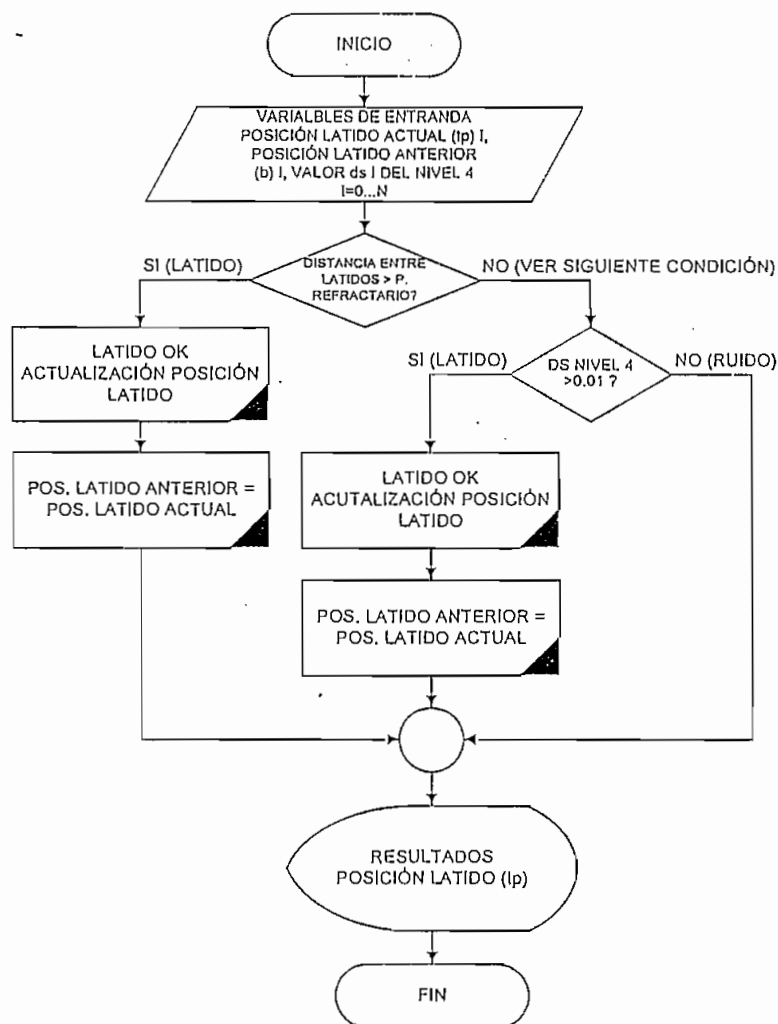
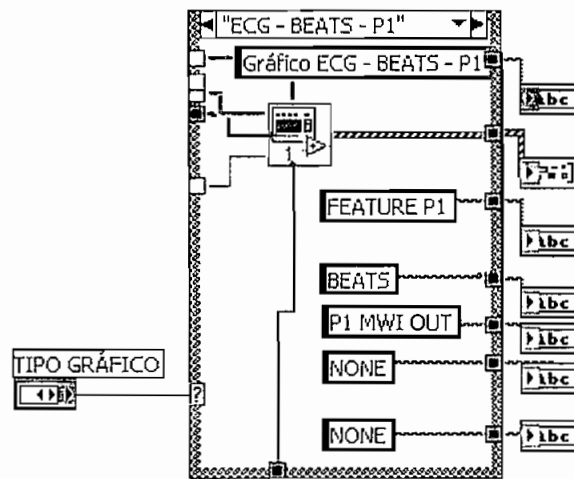


Figura 3.32 Diagrama de Flujo de la estructura "FÓRMULA NODE" del nivel 5

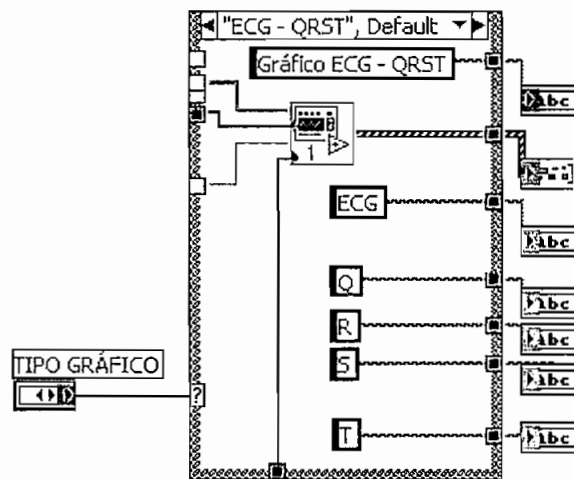
Si la diferencia de la posición del latido actual con el latido anterior verdadero supera el período refractario entonces se trata efectivamente de un latido, caso contrario y además considerando un valor de  $D_s \leq 0.01$ , se trata de una detección errónea realizada en los niveles anteriores.

#### 3.2.2.2.5. Sección Gráficos

Esta sección describe la forma de presentar los resultados obtenidos en forma gráfica. La Figura 3.33 muestra las dos clases de gráficas disponibles seleccionadas mediante la estructura "SELECT CASE".



(a)



(b)

**Figura 3.33. Graficas disponibles. a) Gráfica ECG – P1 – BEATS, b) Gráfica ECG – QRST.**

La Figura 3.33 a) muestra el electrocardiograma, la característica P1 y los latidos encontrados, mientras que la Figura 3.33 b) muestra al ECG, el inicio de la onda Q, las posiciones de los picos de las ondas Q, R, S y T y el final de la onda T. Las subrutinas desarrolladas para las gráficas son:

1. Subrutina de la Gráfica ECG – P1 – BEATS.

Esta subrutina utiliza la presentación gráfica XY. Se pueden implementar varias ondas en una misma gráfica, para lo cual se debe agrupar cada onda con sus valores respectivos XY en un clúster y luego agrupar los clusters de cada onda en

una matriz, la cual es la entrada a la gráfica XY. La Figura 3.34 muestra el diagrama de la subrutina desarrollada.

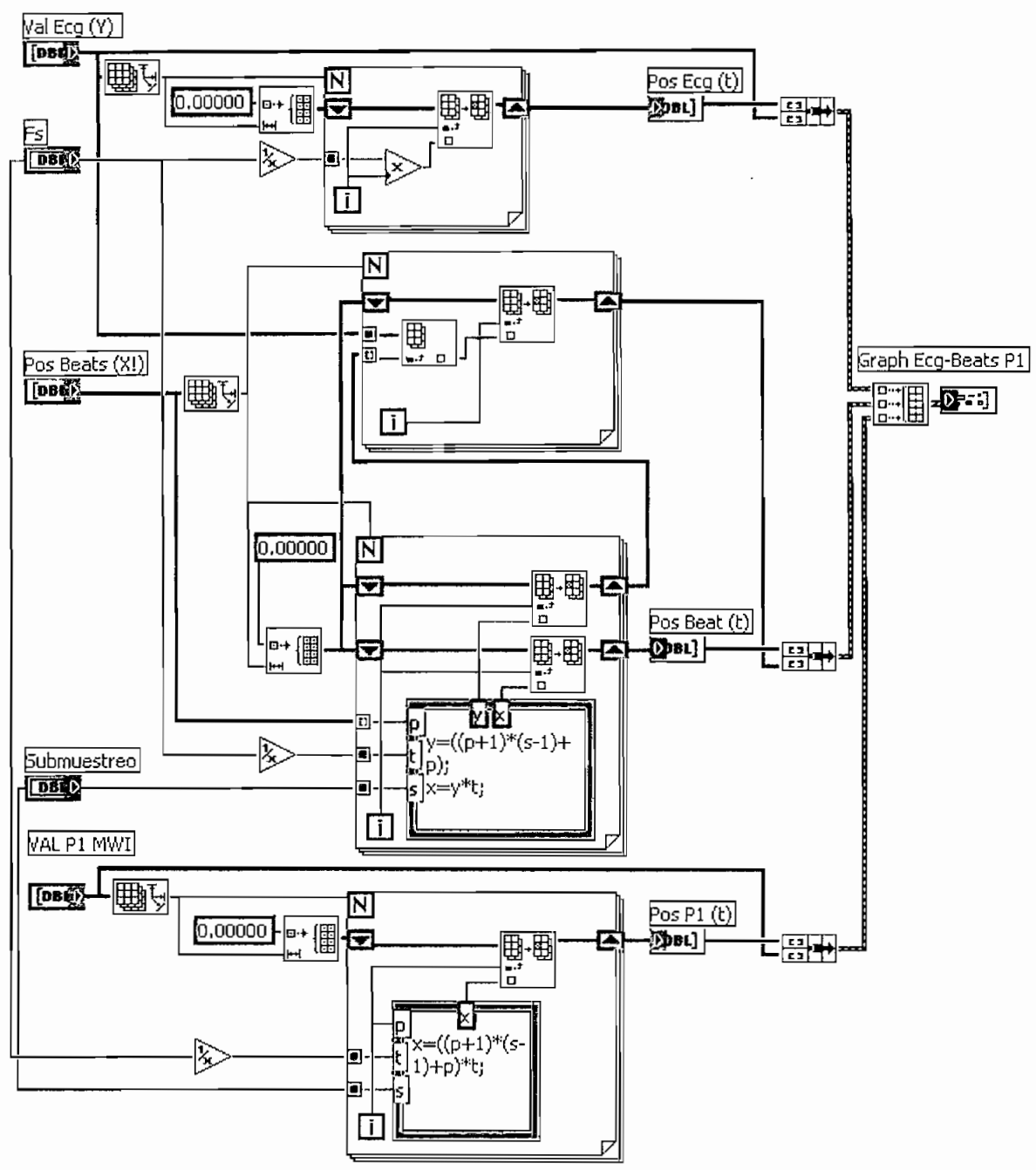


Figura 3.34. Subrutina para graficar las ondas ECG – P1 – BEATS.

La Figura 3.35 muestra el diagrama de flujo para la presentación de los resultados en forma gráfica.

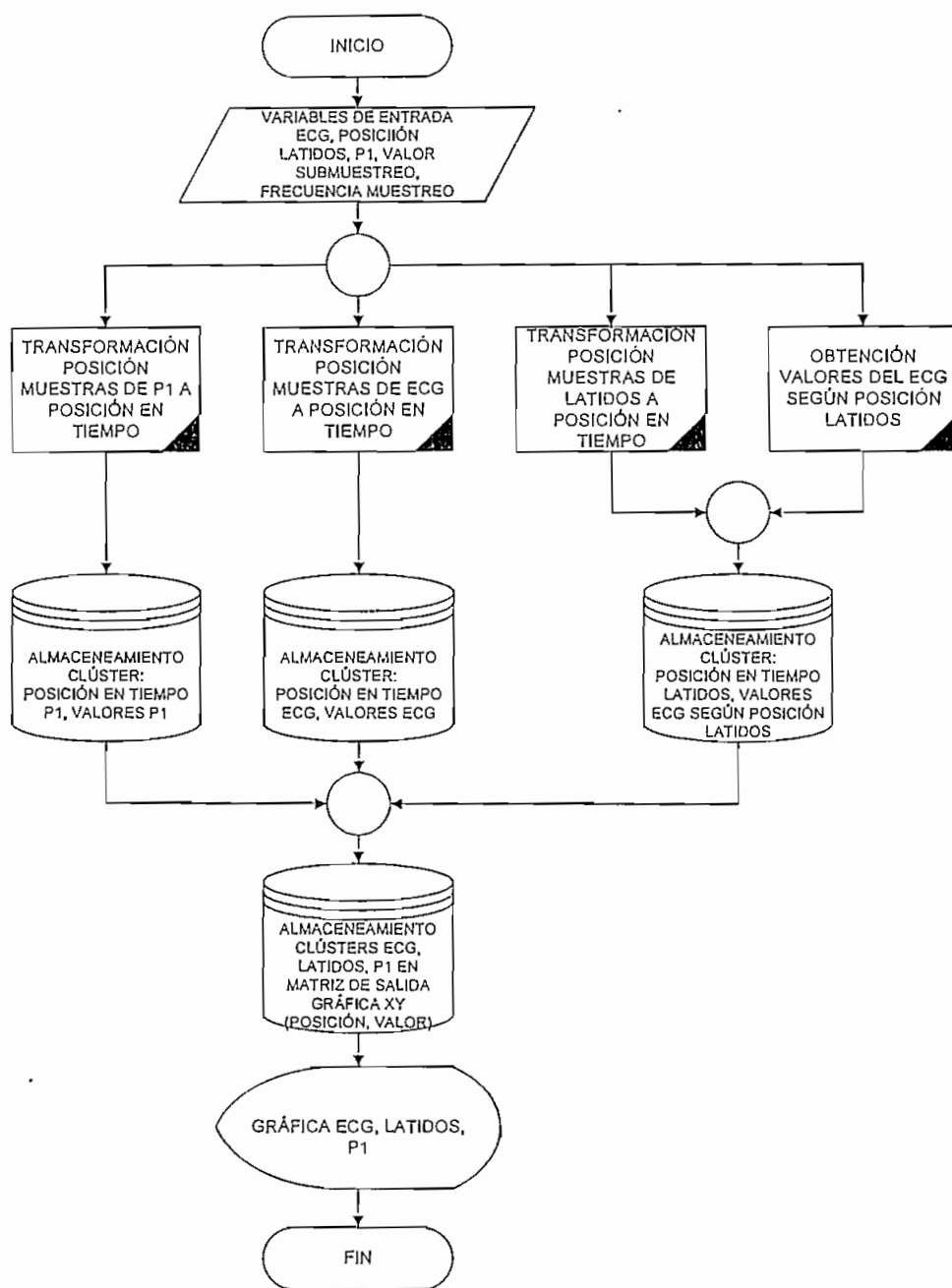


Figura 3.35. Diagrama de flujo de gráfica ECG – P1 – BEATS.

Los valores de P1 y BEATS se encuentran a una frecuencia menor que los valores del ECG debido al sub-muestreo, por lo que se utiliza la Ecuación 3.5 para llevar los valores de posición de número de muestra a tiempo:

$$X = [(p+1) \times (s-1) + p] \times T \quad \text{Ec. 3.5}$$

Dónde:

- X = posición en tiempo.
- p = es la posición de cada latido.
- s = es el valor del sub-muestreo.
- T = es el período de muestreo del ECG.

## 2. Subrutina de la gráfica ECG – QRST

Al igual que la subrutina anterior, se utiliza nuevamente la GRÁFICA XY, para graficar los picos del ECG, inicio de la onda Q, las posiciones de los picos Q, R, S y T, y el final de la onda T. La subrutina desarrollada se muestra en la Figura 3.36.

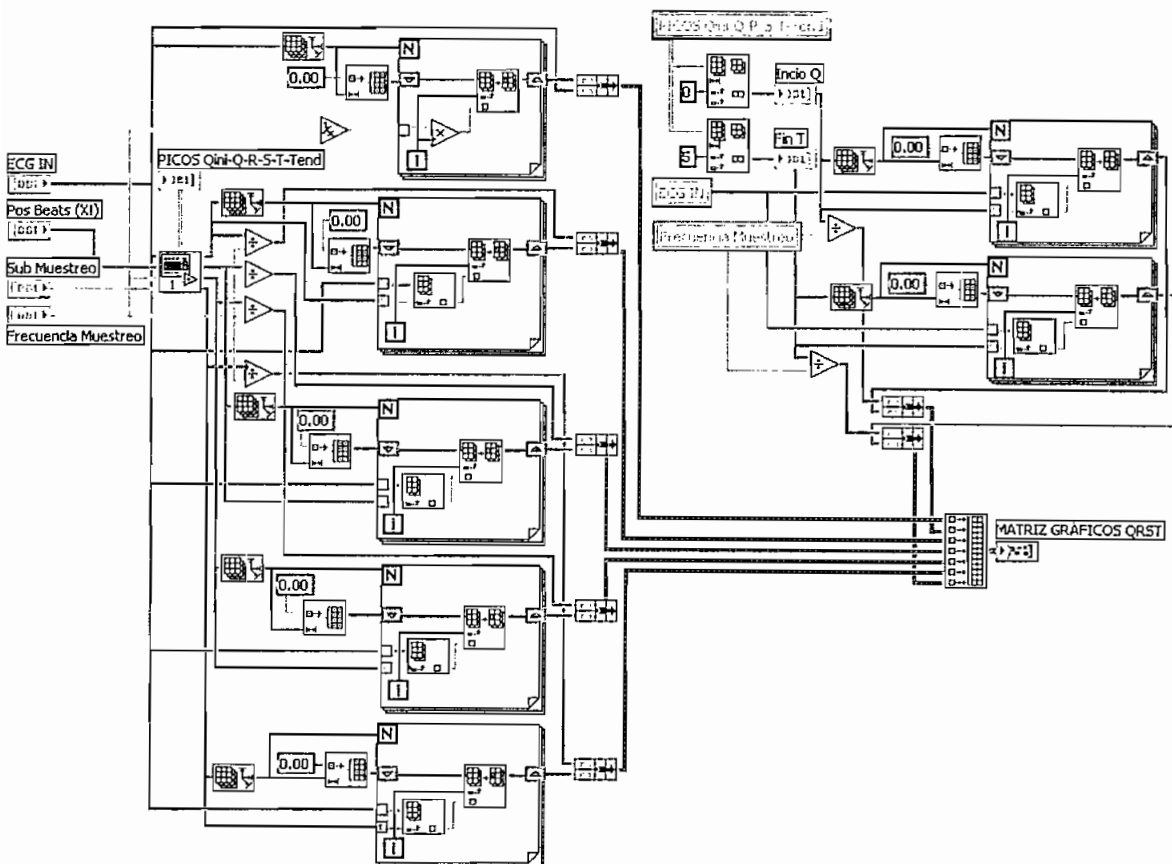


Figura 3.36. Subrutina que grafica el inicio de la onda Q, los picos Q, R, S, T y el fin de la onda T



La Figura 3.37 muestra el diagrama de flujo de la gráfica ECG – QRST, en dónde a partir del inicio de la onda Q, de los picos Q, R, S, T y del fin de la onda T, se procede a mostrar estos puntos mediante la gráfica XY, para lo cual es necesario tener las posiciones (EJE X) y sus valores en el ECG (EJE Y).

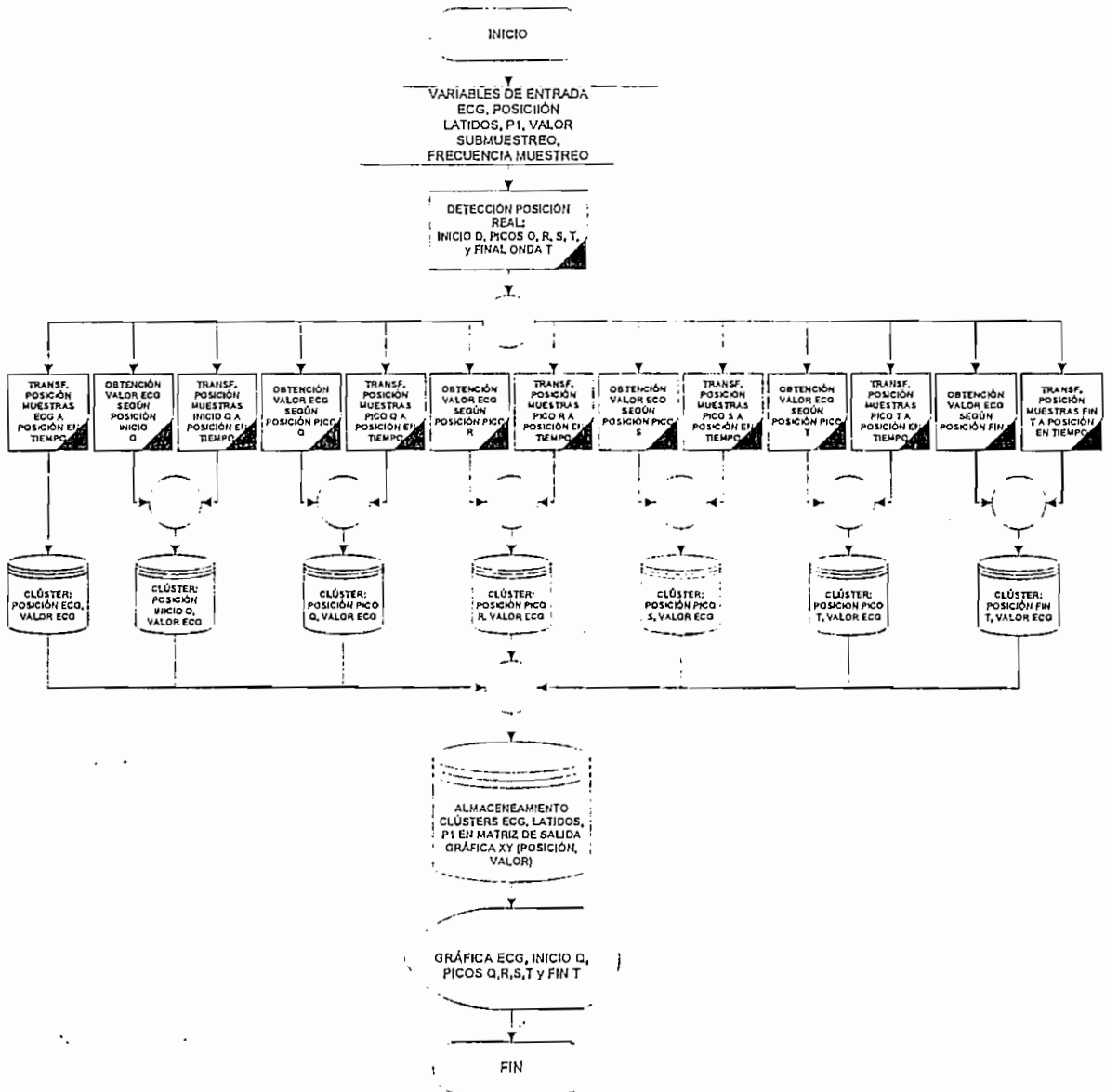


Figura 3.37. Diagrama de flujo de la gráfica: inicio de la onda Q, los picos Q, R, S, T y el fin de la onda T

A partir de los latidos detectados se procede a la búsqueda de las posiciones de los picos R, retrocediendo una ventana con un valor de 300, ms, a cuyo límite inferior se le llamará "PUNTO DE INICIO". Una vez detectada la posición pico R,

se establece sub-ventanas de búsqueda poniendo como límite superior la posición del pico R para la búsqueda del pico Q y como límite inferior la posición del pico R para la búsqueda del pico S. Para la búsqueda del inicio de la onda Q se utiliza al ECG diferenciado " $d(k)$ " en donde se establece una ventana de búsqueda que va desde el PUNTO DE INICIO hasta la posición del pico Q.

Para la búsqueda del pico y final de la onda T, se establece una ventana de 250 ms, poniendo como límite inferior la posición del latido detectado, para lo cual es necesario primero encontrar la posición máxima (onda T normal) o mínima (onda T invertida) en el ECG diferenciado y filtrado " $f(k)$ " obtenido en la subrutina "INICIO DATA.vi" según a morfología de la onda T explicada en el capítulo anterior, una vez encontrado dicho punto se procede a la búsqueda del final de la onda T estableciendo una sub-ventana de búsqueda en  $f(k)$  desde el valor máximo o mínimo según sea el caso, hasta el límite superior de la ventana de 250 ms y finalmente para encontrar el pico T, se establece una sub-ventana de búsqueda del pico en el ECG entre el límite inferior de la ventana de 250 ms, y el límite superior de la posición máxima o mínima de  $f(k)$ . La Figura 3.38 muestra las ventanas para la búsqueda de los puntos característicos del ECG.

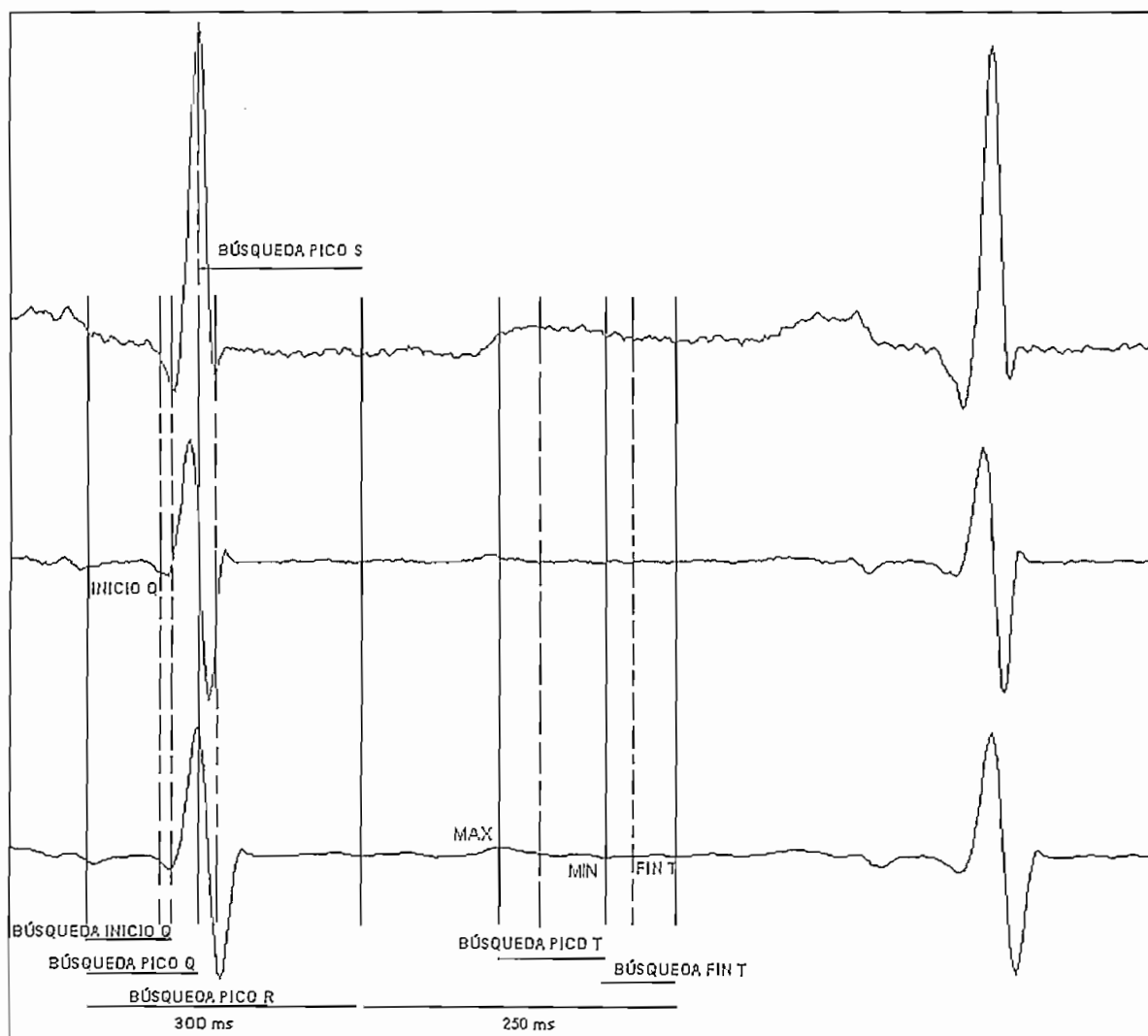


Figura 3.38. Zonas de Búsqueda de los picos Q, R, S, y T.

La Figura 3.39 muestra la subrutina desarrollada para la detección de las posiciones de los puntos: inicio Q, picos QRST y fin de la onda T.

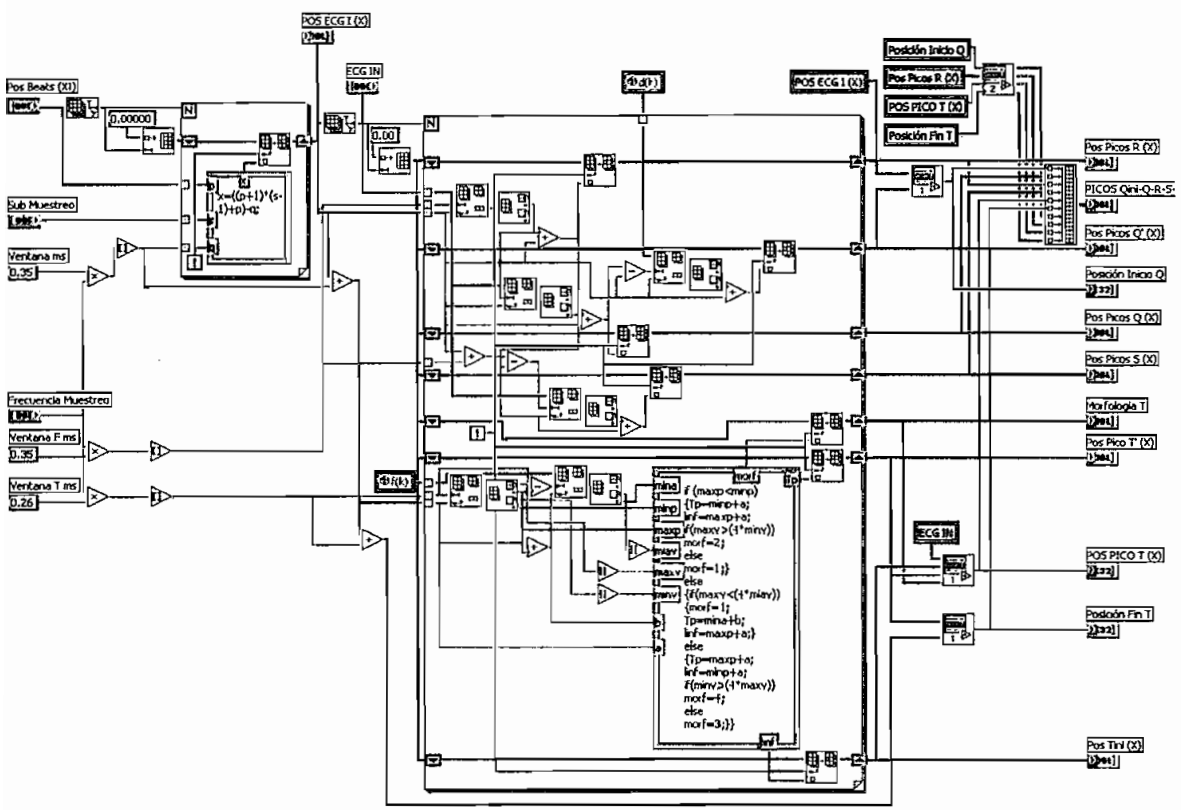


Figura 3.39. Subrutina que Detecta los Puntos QRST del ECG.

## CAPÍTULO 4

### PRUEBAS Y RESULTADOS

Para juzgar objetivamente las pruebas y resultados de los algoritmos desarrollados, 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.

El presente capítulo se encuentra dividido en dos partes, la primera está orientada al algoritmo de detección del latido y la segunda a la detección del intervalo QT, con el propósito de llegar al objetivo final, que es la detección de los puntos característicos del ECG utilizando Bancos de Filtrado.

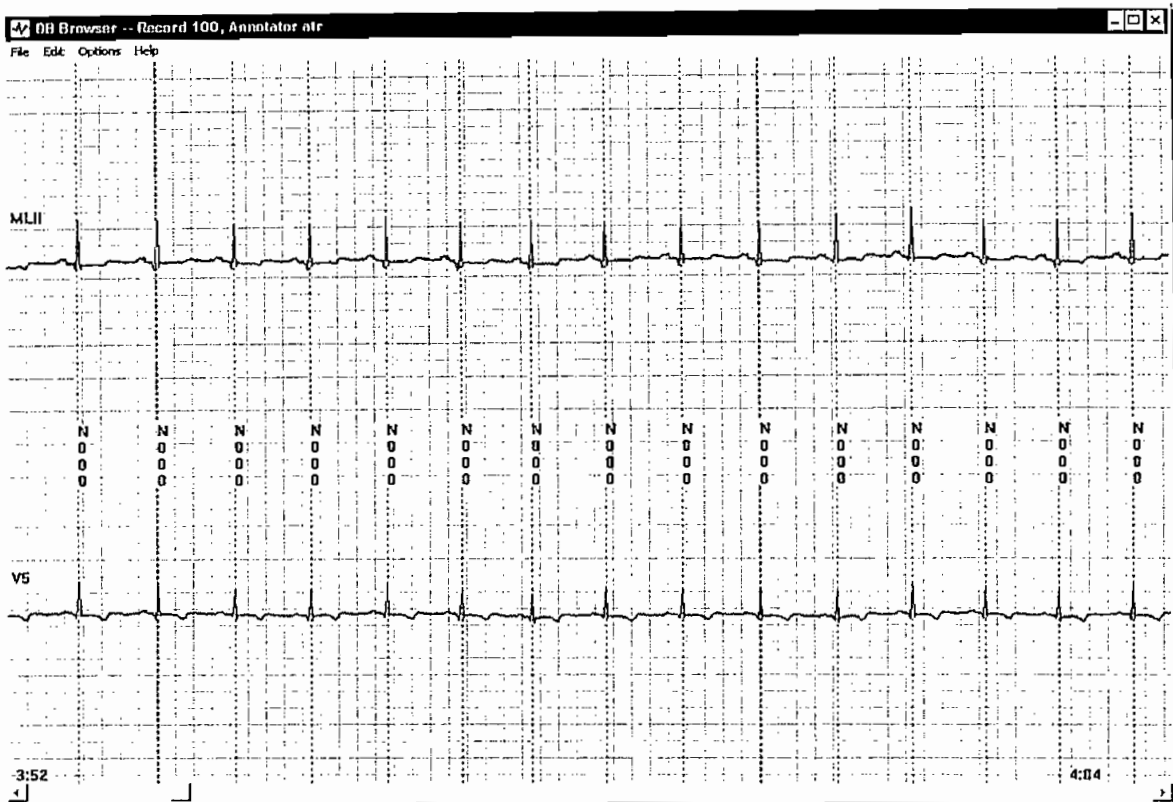
#### 4.1 EVALUACIÓN DEL ALGORITMO DE DETECCIÓN DEL LATIDO EN EL ECG

##### 4.1.1 LA BASE DE DATOS MIT-BIH

Para la evaluación del algoritmo de detección del latido en la onda del ECG, se cuenta con una base de datos previamente diseñada, conocida como; la Base de Datos de Arritmias del Instituto Tecnológico de Massachussets y el Hospital Beth-Israel (MIT BIH) reconocida mundialmente, la misma que contiene registros de electrocardiogramas que incluyen una variedad de morfologías del complejo QRS, permitiendo la evaluación de los algoritmos automáticos para la detección del latido.

Los latidos del conjunto de registros están digitalizados en la base de datos a una frecuencia de 360 Hz., y fueron determinados manualmente por expertos cardiólogos o anotados empleando una pantalla gráfica, como se aprecia en la Figura 4.1, en la cual se puede examinar las señales e insertar anotaciones que

unidas a ciertas guías de la Asociación Americana para el Avance de la Instrumentación Médica (AMI), constituyen un soporte confiable para corroborar y analizar los resultados obtenidos mediante el diseño e implementación del Algoritmo de detección del latido desarrollado en el presente proyecto.



**FIGURA 4.1** Ejemplo de las Anotaciones de un Registro de la Base de Datos MIT-BIH

#### 4.1.2 PRUEBAS Y RESULTADOS DEL ALGORITMO DE DETECCIÓN DEL LATIDO EN EL ECG USANDO BANCOS DE FILTRADO

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 AMI:

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:

- a) Valor Predictivo Positivo (+P): Es una medida de cuantos de los latidos detectados son verdaderos:

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

- b) Sensibilidad (S): Es una medida de cuantos latidos se detectan de entre todos los latidos analizados por el detector:

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

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. [5]

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).

En la Tabla 4.1 se muestran los resultados obtenidos al aplicar el algoritmo de detección del latido sobre un conjunto de archivos tomados de la base de datos MIT-BIH, cuyos resultados son evaluados de acuerdo a los estándares de la AMI.

REGISTRO	TP	FN	FP	SENSIBILIDAD %	PREDICTIVIDAD POSITIVA %
100	2270	4	1	99.82	99.95
101	1841	24	11	98.71	99.40
102	2068	119	15	94.55	99.27
103	2057	27	0	98.70	100.00
104	2174	56	128	97.48	94.43
105	2349	223	80	91.32	96.70

**Tabla 4.1 Resultados Obtenidos al Aplicar el Algoritmo de Detección del Latido**

El algoritmo de detección automática del latido implementado en LabVIEW 6.1, muestra una Sensibilidad entre el 91.32 y 98.82 por ciento, cuyos valores son comparables a los obtenidos por otros algoritmos, tales como: la Transformada de Hilbert [3] o la Transformada Wavelet [20]. Cabe indicar que en algunos casos la Sensibilidad se ve afectada por la incidencia del ruido de forma significativa. Por otro lado la Predictividad Positiva alcanza un porcentaje de 100 sobre un mínimo aceptable de 94.43 por ciento.

#### 4.1.3 ANALISIS DE LOS RESULTADOS EN EL ALGORITMO

En la Tabla 4.2 se presenta un resumen del número de latidos que se perderán o marcarán erróneamente al aplicar el algoritmo de detección automático para un número de latidos determinados en la Base de Datos MIT-BIH.

REGISTRO	LATIDOS QUE SE PERDERAN EN 30 MINUTOS DE LA SEÑAL ECG	LATIDOS QUE SE IDENTIFICAN ERRONEAMENTE EN 30 MINUTOS DE UNA SEÑAL DE ECG
100	4.09 de 2273	10.22 de 2273
101	24.05 de 1865	11.19 de 1865
102	119.19 de 2187	15.96 de 2187
103	27.09 de 2084	0.00 de 2084
104	56.17 de 2229	124.55 de 2229
105	223.24 de 2572	84.87 de 2572
	453.84 de 18011	246.79 de 18011

**Tabla 4.2 Cuadro de Comparación de los Latidos Detectados**



De lo anterior se puede establecer que de un total de 18011 latidos detectados por el algoritmo se pierde un 2.51 por ciento de dichos latidos, mientras que se detectan erróneamente el 1.37 por ciento.

La incidencia de estos valores muestra que en la señal del ECG del registro 105 de la Base de Datos de la MIT- BIH, que se halla afectada por elevados niveles de ruido, el algoritmo automático identificará erróneamente en el peor de los casos 84.87 latidos de 2572, mientras que 223.24 latidos se perderán de un total de 2572.

#### 4.1.4 TAZA DE ERROR DE DETECCIÓN

El error se calcula aplicando la siguiente ecuación: [14 ]

$$err = \frac{FP + FN}{TP} \quad \text{Ec. 4.3}$$

Evaluando esta medida en cada uno de los registros se obtiene la Tabla 4.3

REGISTRO	ERROR EN PORCENTAJE
100	0.22
101	1.90
102	6.47
103	1.31
104	8.46
105	12.89

Tabla 4.3 Evaluación del Error en los registros de la MIT BIH Utilizando el Algoritmo Automático Desarrollado

En un registro como el 105, afectado por elevados niveles de ruido, el porcentaje de error se incrementa, mientras que en un registro como el 100 cuya señal no se ve afectada considerablemente, el algoritmo presenta un menor error, esto significa que el algoritmo presenta cierta inestabilidad, característica que no es función del algoritmo desarrollado sino mas bien de las condiciones en que se realizaron los electrocardiogramas como: el movimiento del paciente, respiración, mala disposición de los electrodos, parámetros externos que no son fáciles de controlar o implementar dentro de un algoritmo de detección lógica pues son condiciones que dependen de las características del hardware y del paciente. Sobre el total de registros se obtiene el siguiente resultado:

TOTAL DE FP = 235  
TOTAL DE FN = 310  
TOTAL TP = 12759  
Error % = 0.0427

Estos resultados al ser comparados con algoritmos de similares características, permiten respaldar el desarrollo de la siguiente etapa, a la vez, que se encuentran dentro de los límites considerados por la AMI, la cual establece que el error debe estar entre uno y cinco por ciento del total de los registros analizados.

## 4.2 EVALUACIÓN DEL ALGORITMO DE DETECCIÓN DEL INTERVALO QT

En la primera parte de este capítulo se evalúa el algoritmo de detección del latido del ECG utilizando Bancos de Filtrado para luego orientarlo específicamente a la búsqueda de los puntos característicos del ECG, siendo el intervalo QT el más relevante en el análisis médico, y que tiene como elemento de apoyo a la Base de Datos QT de la MIT-BIH, desarrollada internacionalmente para propósitos de validación. Además se utiliza elementos estadísticos como la desviación estándar y el error medio, junto a los parámetros de Sensibilidad y Predictividad Positiva para complementar este estudio.

#### 4.2.1 LA BASE DE DATOS QT

La Base de Datos QT está disponible en un CD [18] de tal forma que es fácil tomar información de sus archivos. El propósito de esta base de datos es tener registros de los latidos anotados manualmente por expertos cardiólogos, así como también, de los límites de onda del ECG, con lo cual se puede: evaluar los algoritmos de detección automáticos para la medida del intervalo QT y la identificación de puntos característicos.

La base de datos QT para cada uno de sus archivos tiene un mínimo de 30 latidos que han sido manualmente anotados por uno o más cardiólogos del BIH utilizando un software de visualización vinculado a la base de datos MIT/BIH. Estos latidos registrados fueron escogidos a partir del minuto 10 de cada registro, para permitir la estabilización del algoritmo.

Para cada anotación de latido, existen las siguientes anotaciones manuales: El principio, el pico, y el fin de la onda P; el principio y el fin del complejo QRS; el pico y el fin de la onda T, y en algunos casos se presenta la onda U, de las cuales se toman las que correspondan a las necesidades de identificación del intervalo QT. [1]

#### 4.2.2 PRUEBAS, RESULTADOS, EVALUACIÓN Y ANÁLISIS, DEL ALGORITMO DE DETECCIÓN DEL INTERVALO QT USANDO LA BASE DE DATOS QT

##### CONDICIONES:

Una vez que se determinó que el detector de latidos proporciona datos confiables basándose en los parámetros de Sensibilidad y Predictividad Positiva reconocidos internacionalmente, se procede a realizar las pruebas y análisis de los resultados en la detección del intervalo QT.

El proceso de validación de resultados se lleva a cabo una vez que se comprueba que más del cincuenta por ciento de los latidos han sido detectados, de tal forma que se pueda inferir conclusiones de tipo estadístico.

Aunque en la base de datos QT existen dos canales en cada registro de una señal ECG para que puedan ser utilizadas, en el presente proyecto de titulación se ha desarrollado un detector único de canal, debido a que la señal es la misma en ambos canales.

#### 4.2.3 PARÁMETROS ESTADÍSTICOS DE APROBACIÓN DEL INTERVALO QT

Para cuantificar la exactitud y la precisión de la presentación de los detectores automáticos de latido, se utilizan parámetros tales como: el error medio y la desviación estándar de dicho error (SD). El error promedio es utilizado para determinar cuan 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.[7], [19]

En la Tabla 4.4 se considera las tolerancias de desviación estándar aceptables para algunos puntos significantes 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.

	QRS ON	QRS OFF	T END
DESVIACION ESTANDAR	6.5	11.6	30.6

Tabla 4.4 Tolerancia de Desviación Estándar en (ms) [19]

NUMERO	SERIE DE REGISTRO	INTERALOS QT DETECTADOS	INTERVALO QT EN PORCENTAJE
1	Sel100	30	100.00
2	Sel103	26	86.66
3	Sel117	20	66.66
4	Sel307	30	100.00
5	Sel310	30	100.00
6	Sel803	13	43.33
7	Sel808	19	63.33
8	Sel811	11	36.66
9	Sel872	13	43.33
10	Sel16265	30	100.00
11	Sel16273	30	100.00
12	Sel16483	28	93.33
13	Sel16539	30	100.00
14	Sel16773	30	100.00
15	Sel18786	30	100.00
16	Sel16795	19	63.33
17	Sel17453	20	66.66
18	Sele0116	17	56.66
19	Sele0406	12	40.00
20	Sel14157	18	60.00
Sobre el total		456	76.00

Tabla 4.7 Porcentaje de intervalos QT detectados al aplicar el Algoritmo de Detección

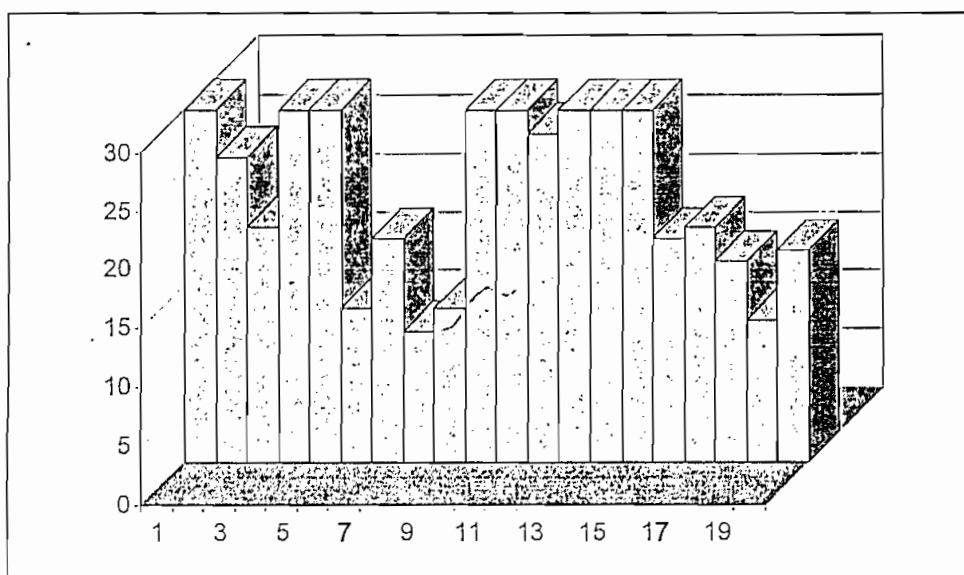


Figura 4.8 Porcentaje de intervalos QT detectados al aplicar el Algoritmo de Detección

De la Tabla 4.7 se establece que el nivel de detección del intervalo QT es de más del setenta y seis por ciento en el conjunto de archivos analizados, mientras que el peor caso de detección se presenta en la serie de los 800 que corresponden a caso de arritmias, por lo que se deberían tomar en cuenta otras consideraciones, que podrían ser base para el desarrollo de futuros proyectos.

**NOTA:**

La tabulación correspondientes a las Tablas 4.6, 4.7, 4.8, se encuentran en los ANEXOS.

## CAPÍTULO 5

### CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

#### 5.1 CONCLUSIONES

El algoritmo para la detección del latido usando un banco de Filtrado (FB) es un procesamiento de múltiple velocidad que parte de Filtros FIR cuya principal característica es la linealidad.

Se escogió los filtros FIR debido a los requerimientos de diseño, tales como; linealidad y fácil adaptación al uso del método de la Ventana de Kaiser-Bessel.

Los algoritmos desarrollados son computacionalmente eficientes dado que operan con el mismo número de muestras de las sub-bandas. Cada uno de los filtros FIR es de fase lineal y de ser necesario conduce a la reconstrucción perfecta de la señal electrocardiográfica original.

El banco de filtrado permite el estudio, análisis y procesamiento de las bioseñales en el dominio de la frecuencia y constituyen una herramienta adicional para el diagnóstico médico.

La presencia casi permanente de ruido superpuesto en los registros de biopotenciales, debido a la interferencia electromagnética, artefactos de movimiento o a las características de la interfase electrodo-electrolito, ha dado lugar a diversos métodos de mejoramiento de la señal, entre los métodos más recientes debe destacarse el concepto de Bancos de Filtrado, estrategia utilizada para descomponer la señal en sub-bandas de frecuencias menores y procesarla en estas sub-bandas antes de recomponer la señal.

Los algoritmos que utilizan bancos de filtrado tienen en cuenta distribuciones específicas de energía de la señal en el dominio de la frecuencia.

La estructura del FB, permite múltiples tareas de procesamiento de una señal que son realizadas por un único grupo de filtros, y en donde; cada una de las tareas simultáneas puede ejecutarse a velocidades de muestreo menores que las originales de adquisición de la señal en estudio.

Los resultados del algoritmo aplicando bancos de filtrado para la detección del latido permite obtener índices clínicos comparables a los de las anotaciones hechas por expertos cardiólogos en la base de datos de la MIT-BIH.

El procesamiento computarizado de un ECG ha crecido en las dos últimas décadas pero su costo ha sido proporcional, constituyéndose en una limitante para países en vías de desarrollo, razón por la cual el propósito de este proyecto es proporcionar las bases de diseño de posteriores trabajos.

La presencia de interferencia en la línea de 60 Hz (ruido), el movimiento del paciente, la respiración, y otras variables externas, constituyen parámetros que dependen de cada paciente, esto representa un serio problema al momento de realizar el diseño de un algoritmo, pues, no existen valores constantes que dependan de una función que pueda ser determinada, lo anterior se verifica al obtenerse en el resultado la presencia de falsos positivos, lo cual a su vez implica una disminución en la Sensibilidad del algoritmo desarrollado.

El propósito de usar un banco de filtrado es el de atenuar varias componentes de ruido, para así obtener valores mejorados de las características de la señal del ECG utilizadas para la detección del latido, dando como resultado un incremento de las posibilidades en las decisiones lógicas para la detección del latido.

La detección del latido fue evaluada en términos estadísticos, para así obtener el análisis porcentual de la Sensibilidad y Predictividad Positiva, que fueron comparados con resultados estandarizados a nivel internacional.



Las reglas de decisión lógica para la obtención de valores umbrales en la detección del latido fueron tomadas de parámetros experimentales respaldados por estudios anteriores hechos por científicos reconocidos internacionalmente.

La sección de decisión para determinar umbrales es la más importante, a su vez delicada, pues, según se puede apreciar el menor cambio de estos parámetros determina que el algoritmo pierda eficiencia computacional.

El desarrollo del banco de filtrado se basó en la información tomada del algoritmo diseñado por Pam Thompkins que combinada con criterios propios de diseño dieron como resultado la implementación de un algoritmo de detección del latido y por consiguiente los puntos característicos del ECG, con resultados satisfactorios.

Un programa como LabVIEW 6.1 maneja: el filtrado, matrices, y funciones lógicas las mismas que constituyen un apoyo en la implementación del algoritmo de detección del latido, pues permiten que las características de diseño sean fácilmente aplicables por ser una herramienta cien por ciento visual.

El uso de bancos de filtrado en el algoritmo habilita el análisis independiente en tiempo y frecuencia al ser aplicado en el ECG, a la vez que provee una estructura unificada para el procesamiento de otras tareas, tales como: el mejoramiento de la señal, alerta de ruido, y la clasificación de arritmias.

Un algoritmo como el desarrollado en este proyecto a partir de un banco de filtrado que contiene un conjunto de filtros de análisis, descompone la señal entrante ECG en sub-bandas de frecuencia específica para lograr la detección del latido a una mejor velocidad de muestreo.

Se ha desarrollado un algoritmo para la detección del latido en el ECG como paso previo a la obtención de programa que permita obtener el intervalo QT, de suma importancia para el procedimiento clínico.

Adicionalmente se presenta un nuevo algoritmo para la medida del intervalo QT, cuya exactitud es comparable con otros algoritmos automáticos de detección del intervalo QT e incluso medidas manuales. Este algoritmo se implementó en LabVIEW 6.1 y corre en un PC compatible, tomando alrededor de 10 minutos como tiempo de procesamiento en un computador Pentium IV para 30 minutos de un registro de señal ECG.

Al ser la Base de Datos QT una referencia internacional de validación de los detectores de límites de onda en el ECG, se constituye en una herramienta útil para evaluar el rendimiento del presente proyecto de titulación

El mayor de los inconvenientes al momento de establecer los resultados y análisis respecto del tiempo requerido para el estudio del intervalo QT en un ECG es una ventana de 10 minutos, por lo que la Base de Datos podría convertirse en una limitante al querer establecer consideraciones para la detección del intervalo QT.

Una importante información clínica puede ser determinada al analizar intervalos en la señal ECG, tales como: QT, QRS PQ entre los principales, por lo que es necesario tener sus posiciones bien definidas dentro de cada latido, siendo los métodos automáticos realizados a través del procesamiento de la señal ECG los que ofrecen un respaldo muy importante en el diagnóstico clínico.

Los problemas de detección se presentan en la taquicardia ventricular o en la fibrilación ventricular; en cuyos casos el algoritmo da valores sin sentido, porque ningún intervalo QT está completamente definido.

La relación y dependencia de QT y  $QT_c$  en pacientes con diferentes patologías sugieren una mayor investigación para mostrar el valor real de estos parámetros como predicciones de muerte repentina y otros decesos cardíacos, esta es la razón para la presentación en porcentaje de algunos latidos para intervalos definidos. La interpretación del intervalo  $QT_c$  para cuantificar el diagnóstico en PMIP puede tomar en cuenta una menor inexactitud de la medida.

Un estudio de la relación entre  $QTP_c$  y  $QT_c$  será interesante si ambos dan la misma información, la medida de  $QTP_c$  es más exacta que  $QTP$ .

La señal ECG al igual que toda señal biomédica, tiene algunas características que pueden volverse fuente de error para detectores automáticos: contaminación por ruido, morfologías no bien definidas en la forma de onda, ausencia de algunas ondas, las ondas P o T no siempre aparecen, ambigüedades cuando se define donde se debe marcar los límites de onda, constituyéndose en un serio problema incluso para expertos cardiólogos. Todas estas dificultades son más notables en archivos de contienen señales ECG con elevados niveles de ruido, dado que restan condiciones al paciente.

El resultado final del algoritmo desarrollado localiza cada latido utilizando un banco de filtrado, posteriormente detecta los picos de la onda R y ubica (utilizando eventanamientos) los límites de onda ECG que determinan el intervalo QT o  $QT_c$ , que de no ser suficientes para el análisis clínico del paciente, ofrece una alternativa que es la detección del intervalo  $QTP$  o  $QTP_c$ .

Otras fuentes de error, provienen de comparar los valores de desviación estándar mínimos referenciales de los límites de onda, donde el mayor de los errores se da en la detección del onset de la onda Q, debido a la ausencia de la misma, en cuyo caso se debe considerar que en ausencia de esta onda el intervalo QT va del inicio de la onda R al final de la onda T (intervalo  $QTP$  o  $QTP_c$ ).

El objetivo de presentar valores calculados de desviación estándar y error medio para la onda T, es motivar un estudio complementario de clasificación de los puntos característicos de la señal ECG en función de la corrección en los límites de la onda T.

El hecho que los expertos utilicen los dos canales en cada registro, resulta un inconveniente, porque a pesar de ser la misma señal, no se tienen datos específicos de que anotación corresponde a un determinado canal.

Se ha validado la técnica del uso de Bancos de Filtrado para la detección de los límites de onda del ECG de forma automática sobre 20 archivos que representan alrededor de 600 latidos provenientes de la base de datos QT.

Del presente estudio se puede concluir que un conjunto significativo de latidos anotados, resultado de la evaluación, muestran que la variabilidad de la desviación obtenida de la medida del especialista es comparable con la de los expertos cardiólogos.

El error más común relacionado con la identificación de la morfología que lleva sistemáticamente a una localización errónea de la onda T en archivos de la ST-T Database Europea, es el resultado de la gran discrepancia con los criterios de detección de referencia, y la baja desviación estándar.

La mayoría de los archivos (80% de ellos) tienen valores razonables de desviación estándar, esto es archivos con buenos resultados en la detección.

El diseño y posterior implementación de la técnica de banco de Filtrado en un software como LabVIEW 6.1, representa una buena alternativa para el análisis digital de la señal ECG según lo muestran los resultados obtenidos en el Capítulo 4 del presente proyecto de Titulación.

En resumen, se puede concluir que para un detector del límite de onda, el método de detección de puntos característicos del ECG utilizando bancos de filtrado es suficientemente robusto para dar medidas comparables a las dados por expertos humanos.

## 5.1 RECOMENDACIONES

Cuando se requiera utilizar uno de los algoritmos desarrollados se sugiere ingresar entre 10 y 15 minutos de una señal ECG, tiempo mínimo necesario para que un cardiólogo pueda establecer las características cardíacas del paciente.

Se sugiere, para el uso eficiente del algoritmo que la persona a cargo sea adiestrada en el uso del mismo, y que tenga conocimientos de electrocardiografía con la finalidad de obtener diagnósticos clínicos confiables.

Los resultados obtenidos al procesar la señal del ECG se presentan en un computador personal, cuyas características mínimas se recomiendan sean PENTIUM IV, con 256 MHz. en memoria RAM de tal manera que el tiempo de procesamiento de la señal ECG pueda ser minimizado y una pantalla de visualización de al menos 17 pulgadas.

Se recomienda, la inversión por parte de la Institución en laboratorios de Instrumentación Biomédica y de Procesamiento Digital de señales para el desarrollo de proyectos relacionados, con el estudio, análisis y mejoramiento de señales similares al ECG con el propósito de realizar contribuciones permanentes al desarrollo de la sociedad clínica de nuestro país.

Para los departamentos de Control y Telecomunicaciones de la Carrera de Electrónica se recomienda un estudio comparativo y complementario de las necesidades en cuanto a las técnicas de procesamiento digital de las señales aplicadas a nuestra sociedad, porque de esta manera se realizará verdaderos aportes de carácter tecnológico y científico, principal objetivo de la Escuela Politécnica Nacional.

## 5.2 TRABAJOS FUTUROS

Los futuros trabajos que quedarían planteados luego de la elaboración del presente proyecto de titulación son: el estudio del campo de aplicación, estudio de caso y el mejoramiento del software.

**Campo de aplicación.** Sería conveniente un estudio de la realidad clínica y hospitalaria del país, a fin de saber las áreas específicas en las cuales algoritmos similares a los desarrollados en el presente proyecto puedan constituirse en verdaderos aportes tecnológicos aplicables a la realidad de nuestro país.

**Estudio de Caso.** Dentro de la aplicación del estudio de caso, mejores resultados se obtendrían con un análisis simultáneo entre el técnico que desarrolla el software y el personal clínico que lo va a emplear, pues permitiría obtener un programa más personalizado.

**Mejoramiento del software.** El software es susceptible de mejoras, así por ejemplo podría diseñarse un formato complementario para la clasificación de la señal ECG orientado a la detección de los diferentes tipos de arritmias.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] A Database for Evaluation of Algorithms for Measurement of QT and Other Waveform Intervals in the ECG.  
<http://www.physionet.org/physiobank/database/qtdb/com/>
- [2] ADOX CRITICAL CARE; Manual de Electrocardiografía, Primera parte, Pág. 14, 2000.
- [3] BENITEZ D., GAYDECKI P., ZAIDI A., and FITZPATRICK A., A New QRS Detection Algorithm Based on the Hilbert Transform, UMIST, Manchester.
- [4] AGUILAR J., Tesis: Identificación de Trastornos del Ritmo del corazón Mediante el Análisis de ECG, EPN, 1995
- [5] AGUIRRE P., CARDELINA J., LOE N., Sistema de Detección, Clasificación e Identificación en Línea de Complejos QRS, Carident, Facultad de Ingeniería, Universidad de la República, Montevideo, 2001.  
<http://ie.fing.edu.uy/~juanc/work/pattern/ecg/cardident.pdf>
- [6] ALFONSO V, TOMPKINS W., NGUYEN T., AND LUO S., ECG Beat Detection Using Filter Banks, IEEE Transactions on Biomedical Engineering Biomedical, Vol. 46, No. 2, 1999.
- [7] ALFONSO V., TOMPKINS W., NGUYEN T., AND LUO S., Comparing Stress ECG enhancement algorithms: UIT an introduction to a filter based approach, IEEE Eng. Med, and Biol., Mag., vol 15, pag. 37-44, 1996
- [8] ALFONSO V., TOMPKINS W., NGUYEN T., AND LUO S., Filter bank-based processing of the stress ECG. Conf. IEEE Eng Med, Biol. Soc., 1995.
- [9] CORRALES L., Folleto de Instrumentación Biomédica, EPN, Pág. 27, 28, 29 1998.

- [10] CUENCA E., Compendio de Electrocardiografía, Cuarta Edición, Bogota, 1967.
- [11] CUESTA D., Estudio de Métodos para Procesamiento y Agrupación de Señales Electrocardiográficas, Universidad Politécnica de Valencia, Valencia, 2001
- [12] DELGADO J., Estándar y Pauta de Observación Estructurada de Toma de Electrocardiograma, Universidad de Concepción - Chile, 2002.
- [13] DUBIN D., Electrocardiografía Práctica, Tercera Edición, Págs. 1-44, 1976.
- [14] FRANCO A., Tesis: Aplicación de Ondillas a la Detección de Enfermedades del Corazón, EPN, 1999.
- [15] GONZÁLEZ C., Principios Básicos de Electrocardiografía ECG; Electrónica CEKIT BIOELECTRONICA, Pág. 20,21, 1998.
- [16] GONZÁLEZ C., Bioelectricidad ECG, Electrónica CEKIT, Pág. 22,23, 1998.
- [17] IFEACHOR E., JERVIS B., Digital Signal Processing, A Practical Approach, Second Edition, Prentice Hall, Capítulos 1,2,6,7,8, 2002.
- [18] INSTITUTO TECNOLÓGICO DE MASSACHUSSETS Y HOSPITAL BETH-ISRAEL (MIT-BIH), Database MIT-BIH Base de Datos de Arritmias. 1999.
- [19] JANE R, BLASI A., GARCÍA J., AND LAGUNA P., Evaluation of an Automatic Threshold Based Detector of Waveform Limits In Holter ECG with the QT Database, Dep. ESA11 Centro de Reserva en Ingeniería Biomédica UPC, Barcelona. 1997  
<http://www.physionet.org/physiobank/database/qtdb/eval/wflimits.html>



[20] KADAMBE S., and MURRAY R., Wavelet Transform-Based QRS Complex Detector, IEEE Transaction on Biomedical, Vol. 46, No 7, Págs. 838-847, July 1999.

[21] LAGUNA P., THALOR V., CASUAL P., HYUNG R., AND YOON R., New Algorithm for QT, Interval Analyzing 24 hour Holter ECG performance and application, Págs.67-73, 1990.

[22] MADALINO S., Señales y Sistemas Continuos Discretos, Segunda Edición. 1999

[23] NATIONAL INSTRUMENTS CORPORATION, LabVIEW 6.1 Measurements Manual, Capítulos 11,12,13,14,15,16.  
[www.ni.com/manuals](http://www.ni.com/manuals)

[24] OLEAS F. y QUINTANA W., Tesis: Diseño e Implementación de Filtros FIR con Parámetros Variables en Tiempo Real Utilizando Ventana de Kaiser, EPN, 2002.

[25] PISARELLO I., KLEISINGER M. y MONZÓN J., Procesamiento Digital del ECG con Bancos de Filtros, Departamento de Ingeniería Eléctrica, UNNE, Corrientes- Argentina, 1994.

[26] PROAKIS J., MANOLAKIS D., Tratamiento Digital de Señales, Tercera edición, Boston Collage, Prentice-Hall, Capítulos 1,9,7, 8 y 10, Madrid, 1997

[27] THE CSE WORKING PARTY, Recommendations for Measurement Standards in quantitative electrocardiography, European Heart Journal, Págs. 815-825, 1985.

[28] VAIDYANATHAN P., Multirate Systems and Filter Banks, Englewood Cliffs, Prentice-Hall, 1993.

[29] WILLIAMS C., Designing Digital Filters, Stanford University, Prentice - Hall, Inc, Englewood Cliffs, Capítulos 1.2.3.4.6, New Jersey, 1986.

# ANEXOS

**RESULTADOS AL APLICAR EL ALGORITMO EN LOS  
REGISTROS DE LA MIT-BIH**

REGISTRO 100	
TP	2270
FP	1
FN	4
TP+FP	2271
TP+FN	2274
P+	0,999559665
S	0,998240985
%P+	99,95596653
%S	99,8240985
ERROR	0,002202643
%ERROR	0,220264317

REGISTRO 101	
TP	1841
FP	11
FN	24
TP+FP	1852
TP+FN	1865
P+	0,994060475
S	0,987131367
%P+	99,40604752
%S	98,71313673
ERROR	0,019011407
%ERROR	1,901140684

Continuación.-

## RESULTADOS AL APLICAR EL ALGORITMO EN LOS REGISTROS DE LA MIT-BIH

REGISTRO 102	
TP	2068
FP	15
FN	119
TP+FP	2083
TP+FN	2187
P+	0,992798848
S	0,945587563
%P+	99,27988478
%S	94,55875629
ERROR	0,064796905
%ERROR	6,479690522

REGISTRO 103	
TP	2057
FP	0
FN	27
TP+FP	2057
TP+FN	2084
P+	1
S	0,987044146
%P+	100
%S	98,70441459
ERROR	0,013125912
%ERROR	1,312591152

Continuación.-

## RESULTADOS AL APLICAR EL ALGORITMO EN LOS REGISTROS DE LA MIT-BIH

REGISTRO 104	
TP	2174
FP	128
FN	56
TP+FP	2302
TP+FN	2230
P+	0,94439618
S	0,97488789
%P+	94,4396177
%S	97,4887892
ERROR	0,08463661
%ERROR	8,46366145

REGISTRO 105	
TP	2349
FP	80
FN	223
TP+FP	2429
TP+FN	2572
P+	0,96706464
S	0,91329705
%P+	96,7064636
%S	91,3297045
ERROR	0,12899106
%ERROR	12,899106

Porcentajes de Sensibilidad y Predictividad Positiva  
al aplicar el Algoritmo de Detección en la onda Q

NUMERO	NUMERO DE REGISTRO	Q on-set	
		P %	S %
1	Sel100	90.0	100.0
2	Sel103	70.0	100.0
3	Sel117	82.6	73.0
4	Sel307	100.0	100.0
5	Sel310	100.0	100.0
6	Sel803	47.8	61.1
7	Sel808	90.0	67.8
8	Sel811	47.6	52.6
9	Sel872	59.1	61.9
10	Sel16265	100.0	100.0
11	Sel16273	100.0	100.0
12	Sel16483	86.6	100.0
13	Sel16539	96.6	100.0
14	Sel16773	100.0	100.0
15	Sel16795	63.3	100.0
16	Sel18786	100.0	100.0
17	Sel17453	66.6	100.0
18	Sele0116	65.2	68.2
19	Sele0406	52.0	68.4
20	Sel14157	72.0	78.2

Porcentajes de Sensibilidad y Predictividad Positiva  
al aplicar el Algoritmo de Detección en la onda R

NUMERO	NUMERO DE REGISTRO	R	
		P %	S %
1	Sel100	100.0	100.0
2	Sel103	100.0	100.0
3	Sel117	100.0	76.6
4	Sel307	100.0	100.0
5	Sel310	100.0	100.0
6	Sel803	76.6	100.0
7	Sel808	100.0	70.0
8	Sel811	100.0	70.0
9	Sel872	100.0	63.3
10	Sel16265	100.0	100.0
11	Sel16273	100.0	100.0
12	Sel16483	100.0	100.0
13	Sel16539	100.0	100.0
14	Sel16773	100.0	100.0
15	Sel16795	100.0	100.0
16	Sel18786	100.0	100.0
17	Sel17453	100.0	100.0
18	Sele0116	100.0	76.6
19	Sele0406	100.0	80.6
20	Sel14157	100.0	83.3



Porcentajes de Sensibilidad y Predictividad Positiva  
al aplicar el Algoritmo de Detección en la onda T

NUMERO	NUMERO DE REGISTRO	T off-set	
		P %	S %
1	Sel100	73.3	100.0
2	Sel103	96.6	100.0
3	Sel117	100.0	76.6
4	Sel307	96.6	100.0
5	Sel310	100.0	100.0
6	Sel803	77.0	100.0
7	Sel808	100.0	70.0
8	Sel811	100.0	70.0
9	Sel872	100.0	73.3
10	Sel16265	88.8	100.0
11	Sel16273	90.0	100.0
12	Sel16483	93.3	100.0
13	Sel16539	100.0	100.0
14	Sel16773	66.6	100.0
15	Sel16795	100.0	100.0
16	Sel18786	96.6	100.0
17	Sel17453	100.0	100.0
18	Sele0116	100.0	76.6
19	Sele0406	100.0	80.6
20	Sel14157	100.0	83.3

Valores de Desviación Estándar en ms. al aplicar el  
Algoritmo de Detección de la onda Q

NÚMERO	SERIE DE REGISTRO	Q on-set
		DESVIACION ESTANDAR (ms)
1	Sel100	0.0013
2	Sel103	0.0089
3	Sel117	0.0167
4	Sel307	0.0057
5	Sel310	0.0049
6	Sel803	0.0333
7	Sel808	0.0055
8	Sel811	0.0270
9	Sel872	0.0215
10	Sel16265	0.0066
11	Sel16273	0.0570
12	Sel16483	0.0076
13	Sel16539	0.0042
14	Sel16773	0.0054
15	Sel16795	0.0107
16	Sel18786	0.0080
17	Sel17453	0.0137
18	Sele0116	0.0146
19	Sele0406	0.0090
20	Sel14157	0.0165

Valores de Desviación Estándar en ms. al aplicar el  
Algoritmo de Detección de la onda T

NÚMERO	SERIE DE REGISTRO	T off-set
		DESVIACION ESTANDAR (ms)
1	Sel100	0.0557
2	Sel103	0.0122
3	Sel117	0.0123
4	Sel307	0.0103
5	Sel310	0.0243
6	Sel803	0.0012
7	Sel808	0.0012
8	Sel811	0.0125
9	Sel872	0.0108
10	Sel16265	0.0134
11	Sel16273	0.0074
12	Sel16483	0.0069
13	Sel16539	0.0091
14	Sel16773	0.0081
15	Sel16795	0.0079
16	Sel18786	0.0079
17	Sel17453	0.0087
18	Sele0116	0.0291
19	Sele0406	0.0028
20	Sel14157	0.0033

## Intervalos QT detectados al aplicar el Algoritmo de Detección

NUMERO	SERIE DE REGISTRO	INTERALOS QT DETECTADOS
1	Sel100	30
2	Sel103	26
3	Sel117	20
4	Sel307	30
5	Sel310	30
6	Sel803	13
7	Sel808	19
8	Sel811	11
9	Sel872	13
10	Sel16265	30
11	Sel16273	30
12	Sel16483	28
13	Sel16539	30
14	Sel16773	30
15	Sel18786	30
16	Sel16795	19
17	Sel17453	20
18	Sele0116	17
19	Sele0406	12
20	Sel14157	18