

**CONSTRUCCIÓN DE UNA BASE DE DATOS DE SEÑALES  
ELECTROCARDIOGRÁFICAS Y DATOS CLÍNICOS DE PACIENTES CON  
DIAGNÓSTICO DE DIABETES MELLITUS, ENFERMEDAD CEREBRO-  
VASCULAR, INFARTO AGUDO DEL MIOCARDIO Y/O ARRITMIA CARDIACA; Y  
MEDICIÓN DE LA VARIABILIDAD DE LA FRECUENCIA CARDIACA EN DICHO  
GRUPO DE PACIENTES**

MÓNICA JULIETH SÁNCHEZ FUENTES  
RICARDO ANDRES MONTERO PARRA

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECÁNICAS  
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y DE TELECOMUNICACIONES  
Bucaramanga 2007

**CONSTRUCCIÓN DE UNA BASE DE DATOS DE SEÑALES  
ELECTROCARDIOGRÁFICAS Y DATOS CLÍNICOS DE PACIENTES CON  
DIAGNÓSTICO DE DIABETES MELLITUS, ENFERMEDAD CEREBRO-  
VASCULAR, INFARTO AGUDO DEL MIOCARDIO Y/O ARRITMIA CARDIACA; Y  
MEDICIÓN DE LA VARIABILIDAD DE LA FRECUENCIA CARDIACA EN DICHO  
GRUPO DE PACIENTES**

MÓNICA JULIETH SÁNCHEZ FUENTES  
RICARDO ANDRES MONTERO PARRA

Trabajo de grado para optar por el título de Ingeniero Electrónico

Director

Msc. JAIME G. BARRERO PÉREZ

Codirectores

MD. OSCAR L. RUEDA OCHOA

Msc. OSCAR J. OLARTE RODRÍGUEZ

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECÁNICAS  
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y DE TELECOMUNICACIONES  
Bucaramanga 2007





*A mis padres por su gran amor y por su esfuerzo  
para darme lo mejor, y a mi hermano y amigos  
por acompañarme y hacer los momentos  
difíciles más llevaderos.*

*Mónica J.*



*A Dios por hacer todo esto posible; a mis padres y hermanos,  
que son mi gran bendición; a Laura, por su amor y paciencia  
y a mis amigos, por cada momento compartido.*

*Ricardo Andrés*



## AGRADECIMIENTOS

Agradecemos de todo corazón a Dios por ir delante de nosotros a cada paso de este proyecto, por guiarnos, por darnos las fuerzas para continuar y por abrir las puertas que están por venir.

Expresamos especialmente nuestra gratitud al Dr. *Oscar Leonel Rueda* por motivarnos y por brindarnos las herramientas, el conocimiento y los espacios que enriquecieron nuestro trabajo; al profesor *Jaime Barrero* por confiarnos esta tarea y por su paciencia y a *Oscar Olarte* acompañarnos durante todo este proceso, por sus aportes y su interés. A *Carlos Niño* por ser testigo paso a paso de nuestros avances, por sus ideas, su paciencia y colaboración; y a nuestros compañeros del Grupo de Electrocardiografía por su buena disposición.

A nuestras familias, amigos y todos los que nos han hecho agradable este recorrido, gracias.

*Mónica J. Sánchez y Ricardo A. Montero*

## RESUMEN

**TÍTULO<sup>1</sup>:** CONSTRUCCIÓN DE UNA BASE DE DATOS DE SEÑALES ELECTROCARDIOGRÁFICAS Y DATOS CLÍNICOS DE PACIENTES CON DIAGNÓSTICO DE DIABETES MELLITUS, ENFERMEDAD CEREBRO-VASCULAR, INFARTO AGUDO DEL MIOCARDIO Y/O ARRITMIA CARDIACA; Y MEDICIÓN DE LA VARIABILIDAD DE LA FRECUENCIA CARDIACA EN DICHO GRUPO DE PACIENTES.

**AUTORES<sup>2</sup>:** Mónica Julieth Sánchez Fuentes y Ricardo Andrés Montero Parra.

**PALABRAS CLAVES:** Base de datos, Señales ECG, Transformada *Wavelet*, Variabilidad de la Frecuencia Cardiaca, detección de complejos QRS.

### DESCRIPCIÓN:

En el presente trabajo se aborda el desarrollo de una herramienta para la medición de la Variabilidad de la Frecuencia Cardiaca (VFC) y la implementación de una base de datos de señales electrocardiográficas (ECG); que incluye registros capturados en el Servicio de Urgencias del Hospital Universitario de Santander, anotaciones correspondientes a la ubicación de los latidos e indicadores de VFC. La estimación de la VFC se realiza con base en la Transformada rápida de Fourier y el procesamiento de las señales ECG necesario, se efectúa por medio de la Transformada *Wavelet* diádica. Se utiliza el análisis multiresolución de Mallat a partir de la *Wavelet Spline* Cuadrática en la localización de los complejos QRS y la *Wavelet* Biortogonal 6.8 en la eliminación de la desviación de la línea base y la atenuación de las componentes de ruido presentes en las señales.

El algoritmo de detección de complejos QRS posee alta confiabilidad, puesto que al tener en cuenta la totalidad de los pacientes, presenta un porcentaje de error del 0.29%, sensibilidad de 99.78% y valor predictivo positivo de 99.93%. Además de tener la capacidad de detectar cualquiera de las morfologías del complejo, la herramienta para el cálculo de los indicadores de VFC permite corregir manualmente los errores incurridos en la detección automática, con el fin de garantizar la exactitud en la medida.

La base de datos desarrollada contiene 225 trazos ECG de 12 derivaciones y 5 minutos de duración correspondientes a 119 pacientes; para cada uno de los cuales se registró información acerca de historia, antecedentes y exámenes clínicos. El tamaño de la muestra no permite obtener conclusiones acerca del comportamiento de la VFC en relación a las patologías incluidas en el estudio, por tanto se sugiere su ampliación y validación de los resultados por parte de profesionales de la salud.

---

<sup>1</sup> Proyecto de Grado

<sup>2</sup>Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas. Escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y de Telecomunicaciones. Director MPE. Jaime G. Barrero Pérez. Codirectores MD. Oscar L. Rueda Ochoa y Msc. Oscar J. Olarte Rodríguez.

## ABSTRACT

**TITLE<sup>3</sup>:** CONSTRUCTION TO THE ECG SIGNALS DATABASE AND CLINIC DATA OF PATIENTS WITH DIAGNOSTIC OF DIABETES MELLITUS, CARDIOVASCULAR DISEASE, ACUTE MYOCARDIAL INFARCTION AND/OR CARDIAC ARRHYTHMIA; AND MEASUREMENT OF HEART RATE VARIABILITY IN THAT GROUP OF PATIENTS.

**AUTHORS<sup>4</sup>:** Mónica Julieth Sánchez Fuentes and Ricardo Andrés Montero Parra.

**INDEX TERMS:** Database, Wavelet Transform, ECG signals, Heart Rate Variability, QRS complex detection.

### DESCRIPTION:

This work deals with the development of a tool for measurement of Heart Rate Variability (HRV) and the implementation of an Electrocardiographic (ECG) signals database; that includes records from the *Hospital Universitario de Santander* Emergency Room, annotations of beats location and measures of HRV. The HRV estimate bases on Fast Fourier Transform and the ECG signals processing required is carried out by the Dyadic Wavelet Transform. Mallat's multiresolution analysis is used for QRS complex detection on basis of Quadratic Spline Wavelet and for baseline drift removal and de-noising on basis of Biorthogonal 6.8 Wavelet.

The algorithm for QRS complex detection has high reliability; since taking to account the totality of patients, it shows error percentage of 0.29%, sensibility of 99.78% and positive predictive value of 99.93%. Apart from being able to detect any of the complex morphologies, the tool for measurement of HRV allows the user to manually correct the mistakes made on the automatic detection, in order to guarantee the accuracy of measures.

The database developed contains 225 ECG 12-leads records with duration of 5 minutes that belongs to 119 patients; information about medical history and laboratory tests. The sample size doesn't permit to obtain conclusions about HRV behavior in connection with the diseases included in this study; therefore it's suggested its enlargement and the validation of the results on health professionals' side.

---

<sup>3</sup> Degrade Project (Thesis)

<sup>4</sup>Faculty of Physical-Mechanic Engineering. Electrical, Electronics and Telecommunication Engineering School. Director MPE. Jaime G. Barrero Pérez. Co-directors MD. Oscar L. Rueda Ochoa and Msc. Oscar J. Olarte Rodríguez.



# Tabla de contenido

<b>INTRODUCCIÓN</b>	<b>1</b>
<b>1. DISEÑO DEL ESTUDIO</b>	<b>5</b>
1.1. Población .....	6
1.1.1. Selección de los Participantes .....	6
1.2. Recolección de Datos y Toma de Registros ECG .....	7
1.3. Aspectos Éticos .....	7
1.4. Unidad de Adquisición de Datos y Acondicionamiento de la Señal .....	7
<b>2. DETECCIÓN DE COMPLEJOS QRS MEDIANTE TRANSFORMADA WAVELET</b>	<b>11</b>
2.1. Definición de la TW.....	12
2.1.1. Transformada <i>Wavelet</i> Discreta.....	13
2.2. Análisis Multiresolución .....	13
2.3. <i>Wavelet</i> Utilizadas .....	15
2.4. Filtrado mediante Transformada <i>Wavelet</i> .....	21
2.4.1. Eliminación de la desviación de línea base .....	23
2.4.2. Reducción de la interferencia EMG.....	23
2.5. Detección de Complejos QRS .....	26
2.5.1. Selección de las escalas características.....	28
2.5.2. Determinación de las líneas de módulos máximos.....	29
2.5.3. Eliminación de líneas de módulos máximos redundantes.....	30
2.5.4. Detección del pico R .....	31
2.6. Implementación.....	31

---

2.6.1.	Eliminación de la desviación de línea base .....	31
2.6.2.	Eliminación de la Interferencia Electromiográfica .....	33
2.6.3.	Detección de Complejos QRS .....	37
2.7.	Resultados .....	43
<b>3.</b>	<b><i>VARIABILIDAD DE LA FRECUENCIA CARDIACA</i></b> .....	<b>54</b>
3.1.	Medición de la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca .....	54
3.1.2.	Métodos en el Dominio de la Frecuencia.....	57
3.2.	Correlación Fisiológica y Componentes de la VFC .....	59
3.2.1.	Factores que afectan la VFC .....	60
3.3.	Uso Clínico de la VFC .....	60
3.3.1.	Evaluación de Riesgo después de IAM .....	61
3.3.2.	Evaluación de Neuropatía Diabética .....	62
3.4.	Implementación.....	62
3.5.	Resultados .....	67
<b>4.</b>	<b><i>IMPLEMENTACIÓN DE BASE DE DATOS</i></b> .....	<b>73</b>
4.1.	Marco teórico de Base de Datos .....	73
4.1.1.	Sistema de Gestión de Bases de Datos .....	73
4.1.1.1.	Lenguajes de Bases de Datos .....	74
4.1.2.	Modelo de Datos .....	76
4.1.2.1.	Modelo Entidad-Relación (E-R) .....	76
4.1.2.2.	Modelo Relacional .....	77
4.1.3.	Diseño de una base de datos .....	78
4.1.3.1.	Diseño Conceptual.....	79
4.1.3.2.	Diseño Lógico.....	79

---

4.1.3.3. Diseño Físico .....	80
4.2. Desarrollo de la base de datos .....	80
4.2.1. Modelo Conceptual .....	81
4.2.2. Modelo Lógico .....	84
4.2.3. Modelo Físico.....	90
4.2.3.1. Lenguajes de programación utilizados.....	90
4.2.3.2. Software y Herramientas empleadas.....	91
<b>CONCLUSIONES</b>	<b>94</b>
<b>RECOMENDACIONES</b>	<b>99</b>
<b>ANEXO A. FORMATO DE RECOLECCIÓN DE DATOS</b>	<b>101</b>
<b>ANEXO B. DECLARACIÓN DE HELSINKI DE LA ASOCIACIÓN MÉDICA MUNDIAL</b>	<b>102</b>
<b>ANEXO C. MANUAL DE USO DE PROMETEO</b>	<b>106</b>
C.1. Requerimientos .....	106
C.2. Instalación.....	106
C.3. Manejo del software .....	107
C.3.1. Abrir Registro.....	108
C.3.2. Graficar .....	109
C.3.3. Detección de Complejos QRS .....	110
C.3.5. Guardar Grafica .....	113
C.3.6. Indicadores VFC .....	114
<b>ANEXO D. MANUAL DE USO DE PROCECG</b>	<b>117</b>
D.1. Instalación.....	117
D.2. Manejo del software .....	117
D.2.1. Módulo de Filtrado.....	119

D.2.2. Módulo de Detección de Complejos QRS .....	120
D.2.3. Módulo de Indicadores VFC .....	123
<b>BIBLIOGRAFÍA</b>	<b>125</b>



# Lista de Figuras

Figura 1.	Wavelet Biortogonal 6.8. [Referencia: autores].	16
Figura 2.	Respuesta en frecuencia filtros de descomposición de la Wavelet Biortogonal 6.8. [Referencia: autores]	17
Figura 3.	Wavelet Daubechies 3.. [Referencia: autores].	17
Figura 4.	Respuesta en frecuencia filtros de descomposición de la Wavelet Daubechies 3. [Referencia: autores].	18
Figura 5.	Wavelet Spline Cuadrática. [Referencia: autores].	19
Figura 6.	Respuesta en frecuencia filtros de descomposición de la Wavelet Spline Cuadrática. [Referencia: autores].	19
Figura 7.	Espectro de potencia de la señal ECG, complejo QRS, ondas P y T promediadas sobre 150 latidos. [Referencia: Thakor (13)]	20
Figura 8.	a) Periodo señal ECG en un paciente sano, b) Espectro de Potencia. [Referencia: autores].	20
Figura 9.	Relación entre los puntos característicos de las ondas de una señal de prueba y su TWD en diferentes escalas.. [Referencia: autores].	27
Figura 10.	(a) Señal con desviación de la línea de base y (b) Señal con desviación de la línea de base eliminada. [Referencia: autores].	33
Figura 11.	Amplitud de la respuesta en frecuencia de los filtros equivalentes $Q^j(w)$ . a) Wavelet Daubechies 3. b) Wavelet Biortogonal 6.8. [Referencia: autores].	34
Figura 12.	(a) Señal contaminada de ruido y (b) Señal con eliminación de ruido por atenuación. [Referencia: autores]	36
Figura 13.	Amplitud de la respuesta en frecuencia de los filtros equivalentes $Q^j(w)$ a la Wavelet Spline Cuadrática. [Referencia: autores].	38
Figura 14.	Descomposición wavelet de una señal ECG. [Referencia: autores]	40
Figura 15.	$W_{2^4}x[n]$ (a) Máximos y mínimos locales (b) Eliminación los máximos y mínimos locales aislados y redundantes. [Referencia: autores]	41

Figura 16.	$W_{2^4}x[n]$ (a) Líneas de módulos máximos, (b) Líneas de módulos máximos ondas R. [Referencia: autores]	42
Figura 17.	(a) $W_{2^4}x[n]$ , (b) Líneas de módulos máximos y detección de ondas R. [Referencia: autores]	43
Figura 18.	Serie de eventos discretos (SED) 5 minutos. [Referencia: autores].	63
Figura 19.	Serie de eventos discretos (SED (23)) interpolada y sub-muestreada. [Referencia: autores].	65
Figura 20.	Ventana Hanning aplicada a la Serie de eventos discretos (SED) interpolada y sub-muestreada. [Referencia: autores].	65
Figura 21.	Espectro de Potencia de la VFC. [Referencia: autores].	66
Figura 22.	VFC. [Referencia: autores].	66
Figura 23.	VFC promedio, calculada sobre una muestra de 20 pacientes con diagnóstico de Arritmia Cardíaca - Bradicardia. [Referencia: autores].	67
Figura 24.	VFC promedio, calculada sobre una muestra de 20 pacientes con diagnóstico de Arritmia Cardíaca - Taquicardia. [Referencia: autores].	68
Figura 25.	VFC promedio, calculada sobre una muestra de 20 pacientes con diagnóstico de Arritmia Cardíaca - Otros. [Referencia: autores].	69
Figura 26.	VFC promedio, calculada sobre una muestra de 33 pacientes con diagnóstico de Diabetes Mellitus. [Referencia: autores].	69
Figura 27.	VFC promedio, calculada sobre una muestra de 30 pacientes con diagnóstico de Enfermedad Cerebro-Vascular. [Referencia: autores].	70
Figura 28.	VFC promedio, calculada sobre una muestra de 28 pacientes con diagnóstico de Infarto Agudo del Miocardio. [Referencia: autores].	70
Figura 29.	Diagrama Entidad – Relación. [Referencia: autores].	85
Figura 30.	Implementación del diseño físico en MySQL. [Referencia: autores].	91
Figura 31.	Servidor Wamp. [Referencia: autores].	93
Figura 32.	Vista de la base de datos en MySQL Front. [Referencia: autores].	93
Figura C.1.	Página Principal	107
Figura C.2.	Opción Información	107
Figura C.3.	Barra de Herramientas	108
Figura C.4.	Cuadro de diálogo Abrir Registro	109

---

Figura C.5.	Visualización de las doce derivaciones	110
Figura C.6.	Detección de Complejos QRS	111
Figura C.7.	Cuadro de diálogo “Guardar como” – Ventana Principal	112
Figura C.8.	Cuadro de diálogo “Guardar grafica como” – Ventana Principal	113
Figura C.9.	Indicadores VFC	114
Figura C.10.	Menú de opciones – Ventana Indicadores VFC	115
Figura C.11.	Cuadro de diálogo “Guardar como” – Ventana Indicadores VFC	115
Figura C.12.	Cuadro de diálogo “Guardar grafica como” – Ventana Indicadores VFC	116
Figura D.1.	Página Principal PROCECG	118
Figura D.2.	Ventana Módulo de Filtrado	119
Figura D.3.	Ventana Módulo de Detección de Complejos QRS	121
Figura D.4.	Ventana Modulo de Indicadores VFC	123

# *Lista de Tablas*

Tabla 1.	Bandas de frecuencia características de una señal ECG. [Referencia: Thakor (13)].	20
Tabla 2.	Componentes frecuenciales de las Interferencias en una señal ECG. [Referencia: (5)].	21
Tabla 3.	Frecuencia de corte equivalente de los filtros pasa bajas $H^j(w)$ Wavelet Biortogonal 6.8. [Referencia: autores].	32
Tabla 4.	Ancho de banda (BW) de 3 dB del filtro equivalente $Q^j(w)$ para las Wavelets Biortogonal 6.8 y Daubechies 3. [Referencia: autores].	34
Tabla 5.	Error cuadrático medio sobre una muestra de señales filtradas mediante el algoritmo de eliminación de ruido por reducción. [Referencia: autores].	35
Tabla 6.	Número de muestras disponibles para la representación de un complejo QRS y una onda R normales en diferentes escalas. [Referencia: autores].	37
Tabla 7.	Ancho de banda de 3 dB del filtro equivalente $Q^j(w)$ e para la Wavelet Spline Cuadrática. [Referencia: autores]	39
Tabla 8.	Porcentaje de error en la detección de complejos QRS. [Referencia: autores].	44
Tabla 9.	Porcentaje de error en la detección de complejos QRS – Arritmia Cardiaca. [Referencia: autores].	47
Tabla 10.	Porcentaje de error en la detección de complejos QRS – Diabetes Mellitus. [Referencia: autores].	48
Tabla 11.	Porcentaje de error en la detección de complejos QRS – Enfermedad Cerebro-Vascular. [Referencia: autores].	50
Tabla 12.	Porcentaje de error en la detección del complejo QRS – Infarto Agudo de Miocardio. [Referencia: autores]	51
Tabla 13.	Evaluación general de desempeño [Referencia: autores]	53
Tabla 14.	Medición de la VFC en el dominio de la frecuencia para el análisis de registros de corta duración (5 minutos). [Referencia: autores].	58

---

Tabla 15.	Estadísticas de la VFC en Arritmia Cardíaca medidas sobre 20 registros. [Referencia: autores].	71
Tabla 16.	Estadísticas de la VFC medidas sobre 119 registros. [Referencia: autores].	72
Tabla 17.	Relación paciente [Referencia: autores].	78
Tabla 18.	Grupo de Diagnósticos. [Referencia: autores].	82
Tabla 19.	Grupo de Antecedentes. [Referencia: autores].	82
Tabla 20.	Grupo de Exámenes. [Referencia: autores].	82
Tabla 21.	Relación Paciente. [Referencia: autores].	86
Tabla 22.	Relación ECG. [Referencia: autores].	86
Tabla 23.	Relación Historia Clínica. [Referencia: autores].	87
Tabla 24.	Relación Grupo de Diagnósticos. [Referencia: autores].	88
Tabla 25.	Relación Grupo de Antecedentes. [Referencia: autores].	88
Tabla 26.	Relación Grupo de Exámenes. [Referencia: autores].	88
Tabla 27.	Relación Diagnóstico. [Referencia: autores].	89
Tabla 28.	Relación Antecedente. [Referencia: autores].	89
Tabla 29.	Relación Exámenes. [Referencia: autores].	89
Tabla C.1.	Relación Columna – Derivación en archivos de registro	113
Tabla C.2.	Indicadores de la VFC en el dominio de la frecuencia almacenados en formato .txt	116
Tabla D.1.	Barra de Herramientas Módulo de Filtrado	120
Tabla D.2.	Barra de Herramientas Módulo de Detección de Complejos QRS	122
Tabla D.3.	Barra de Herramientas Módulo de Indicadores VFC	124

# *Lista de Anexos*

<i>ANEXO A</i>	Formato de Recolección de Datos.....	101
<i>ANEXO B</i>	Declaración Helsinki de la Asociación Médica Mundial .....	102
<i>ANEXO C</i>	Manejo de Uso de PROMETEO .....	106
<i>ANEXO D</i>	Manejo de Uso de PROCECG .....	117



# INTRODUCCIÓN

---

Las diferencias morfológicas entre pacientes de distintas poblaciones demandan que los estudios de las variables fisiológicas involucradas en el diagnóstico y seguimiento de patologías se realicen con base en estándares locales, con el fin de garantizar la asertividad de los mismos. Este hecho reclama la atención tanto de los profesionales de la salud, como de ingenieros que trabajan en el desarrollo de herramientas que facilitan la interpretación de la información y la toma de decisiones.

El esfuerzo combinado de estos profesionales busca trascender el ejercicio académico a través de la continuidad de los trabajos, al alcanzar un impacto tangible sobre la realidad local. El estudio del sistema cardiovascular es objeto de interés particular y ha gozado de especial atención; por lo cual una *Base de Datos de Señales Electrocardiográficas (ECG)* que involucre las principales causas de morbilidad a nivel local, constituye una herramienta de gran utilidad y punto de partida o de referencia de numerosos trabajos a futuro.

Dentro de los registros biomédicos, el electrocardiograma posee gran valor clínico para el diagnóstico de diversas anomalías. Sin embargo, el entrenamiento tanto del talento humano como de los recursos tecnológicos se viene realizando a partir de las bases de datos de institutos y organizaciones extranjeras; que presentan, en algunos de casos, limitaciones significativas en cuanto a la cantidad de información disponible en sus registros.

La información clínica básica de los pacientes constituye un elemento esencial para la correcta interpretación de un trazo ECG, así como contar con un número de derivaciones adecuado. Los registros de las bases de datos del Instituto Tecnológico de Massachussets (MIT) y de la Asociación Americana del Corazón (AHA), punto de referencia en múltiples trabajos; además de carecer de esta información, no ofrecen una visión completa del comportamiento eléctrico del corazón por cuanto no cuentan con el número de derivaciones suficiente para ello.

El desarrollo del presente trabajo pretende superar estas limitaciones a partir de la construcción de una base de datos de señales ECG de doce derivaciones e información clínica; en espera de que continúe siendo enriquecida en futuros proyectos, no sólo mediante la adición de nuevas señales, sino a través de la inclusión de mediciones realizadas sobre los registros.

Con el fin de ofrecer a la herramienta un valor agregado, se ha seleccionado como referencia la población adulta que acude a los servicios de salud por una de las cuatro principales causas de morbilidad en el ambiente local: Arritmia Cardíaca, Diabetes Mellitus (DM), Enfermedad Cerebro-Vascular (ECV) e Infarto Agudo del Miocardio (IAM).

Adicionalmente se propone integrar información pertinente a la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (VFC), la cual representa un indicador cuantitativo de la actividad del sistema nervioso autónomo y es en sí, una herramienta que permite estratificar riesgo en pacientes que han sufrido IAM y que facilita la detección temprana de neuropatía diabética.

La medición de la VFC se basa en la localización en el tiempo de los latidos del trazo ECG. Los valores de referencia estándar se establecen para señales de corta (5

minutos) o larga (24 horas) duración; por razones de tipo práctico y atendiendo a la disponibilidad de recursos, el presente estudio se realiza únicamente sobre registros de corta duración.

La localización en el tiempo de los latidos de un registro ECG corresponde a un problema de detección de sus ondas características y es abordado mediante el uso de la Transformada *Wavelet* (TW); la cual resulta, asimismo, una herramienta de utilidad en la reducción de elementos considerados como alterantes de la señal genuina.

El texto al inicio presenta una breve descripción del estudio y de la forma en que se seleccionaron los participantes y fueron adquiridos los registros y la información clínica de los pacientes. Muestra además la configuración de los canales y filtros que requiere el equipo de adquisición para la ampliación futura de la base de datos.

El segundo capítulo está destinado a la descripción de los métodos utilizados para la correcta detección de los complejos QRS, los cuales se fundamentan en la aplicación de la TW; desde la eliminación de la desviación de la línea de base, pasando por la reducción de la interferencia electromiográfica (EMG), hasta llegar finalmente a la identificación de las ondas R. Se presentan aspectos de tipo teórico, así como consideraciones prácticas tomadas en cuenta al momento de la implementación. La parte final del capítulo está destinada a la revisión de los resultados en términos del Valor Predictivo Positivo (Vpp) y la Sensibilidad (S), calculados sobre una muestra de señales seleccionada de manera aleatoria.

Posterior a la identificación de los complejos, se aborda el tema de la VFC y los métodos por medio de los cuales se realiza su medición, haciendo especial énfasis

en los métodos desarrollados en el dominio de la frecuencia y su implementación. Se describen adicionalmente, los componentes de la VFC y su relación fisiológica con el Sistema Nervioso Autónomo, las condiciones en que estos presentan cambios y el uso de la VFC en algunas de las patologías que se incluyen en este estudio.

En el cuarto capítulo se presentan los conceptos relacionados con el desarrollo de una base de datos y la metodología empleada para el diseño, dividida en tres etapas, diseño conceptual, lógico y físico; así como el software y demás herramientas utilizadas. En este capítulo también se describe la forma en que la información clínica se encuentra organizada, mediante tablas.

Finalmente se presentan las conclusiones y recomendaciones de los autores; y se hace mención a futuros trabajos que podrían no sólo mejorar la utilidad de la herramienta que se entrega, sino también contribuir a la continuidad en el proceso de acercamiento a la realidad local y que va del ejercicio académico a la solución de necesidades sentidas.

En los anexos se puede encontrar el formato de recolección de datos clínicos utilizado; la Declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial, que resalta los aspectos éticos a tener en cuenta en la investigación biomédica en personas; y un documento guía para la utilización de la herramienta presentada.

# CAPITULO 1

---

## *DISEÑO DEL ESTUDIO*

Se realizó un estudio de corte transversal de 119 pacientes que consultaron el Servicio de Urgencias del Hospital Universitario de Santander con diagnóstico de Arritmia Cardíaca, Diabetes Mellitus (DM), Enfermedad Cerebro-Vascular (ECV) o Infarto Agudo del Miocardio (IAM) durante los meses de enero a agosto de 2007.

En total fueron tomados 225 electrocardiogramas (ECG) de 12 derivaciones de 5 minutos de duración, de los cuales 23 pacientes presentaban diagnóstico de Arritmia Cardíaca, 34 de DM, 33 de ECV y 29 de IAM. El protocolo establecido requería el registro de 2 ECG de manera consecutiva por cada uno de los pacientes; sin embargo, en algunos de los casos solo fue posible registrar 1 ECG y en otros casos fue necesaria la toma de un tercero.

Se buscaba medir la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca a la vez que se recolectaban registros para la construcción de una base de datos de pacientes locales para ser usada con fines académicos e investigativos.

El estudio se basó en la observación del historial médico y en la práctica de un examen de rutina de tipo no invasivo, que no sugiere riesgo alguno para los participantes. Se solicitó el consentimiento verbal de los participantes una vez informados de los objetivos, métodos y molestias que el procedimiento podía causar; y de la misma manera se les informó que eran libres de participar o no en el

estudio y que podían revocar en todo momento el consentimiento para la participación.

## **1.1. Población**

**Población de Referencia:** Adultos con diagnóstico de Infarto Agudo de Miocardio, Enfermedad Cerebrovascular, Diabetes Mellitus y/o arritmia Cardiaca.

**Población Blanco:** Adultos que consultan el Servicio de Urgencias del Hospital Universitario de Santander con diagnóstico de Infarto Agudo de Miocardio, Enfermedad Cerebrovascular, Diabetes Mellitus y/o Arritmia Cardiaca.

**Población de Estudio:** Adultos que consultan el Servicio de Urgencias del Hospital Universitario de Santander con diagnóstico de Infarto Agudo de Miocardio, Enfermedad Cerebrovascular, Diabetes Mellitus y/o arritmia Cardiaca; entre Enero y Agosto del 2007.

### **1.1.1. Selección de los Participantes**

Se han incluido en el estudio los pacientes que cumplen con los siguientes criterios:

- Mayor de 18 años.
- Consulta el Servicio de Urgencias del Hospital Universitario de Santander.
- Diagnóstico de Arritmia Cardiaca, Diabetes Mellitus, Enfermedad Cerebro-Vascular y/o Infarto Agudo del Miocardio.

Se solicita a los jefes de enfermería referir a los pacientes que cumplen con los requisitos, después de lo cual se procede a consultar su historia médica a fin de confirmar el diagnóstico.

## **1.2. Recolección de Datos y Toma de Registros ECG**

Una vez se ha confirmado el diagnóstico se solicita el consentimiento del paciente para la toma del examen y se procede a llenar un formato de recolección de datos (*Anexo A*) a partir de la información presente en la historia clínica y de la suministrada por el paciente.

Los registros electrocardiográficos se obtienen por medio de un equipo de instrumentación biomédica de referencia BIOPAC MP35, el cual adquiere la señal directamente del paciente, la digitaliza y realiza posteriormente un filtrado digital.

El procedimiento para la toma de cada uno de los registros ECG consignados en el presente estudio, es llevado a cabo directamente por los autores, previa capacitación recibida en el Departamento de Fisiología de la Universidad Industrial de Santander; bajo la supervisión del Dr. Oscar Leonel Rueda Ochoa, Msc. en Epidemiología Clínica y director del Grupo de Electrocardiografía UIS.

## **1.3. Aspectos Éticos**

El presente estudio se realizó en concordancia con los principios básicos expresados en las recomendaciones para la investigación biomédica en personas de la Asociación Médica Mundial en la Declaración de Helsinki que se incluye en el *Anexo B*.

## **1.4. Unidad de Adquisición de Datos y Acondicionamiento de la Señal**

El equipo BIOPAC MP35 es un equipo de instrumentación biomédica que puede ser ajustado para medir diferentes variables fisiológicas entre las que se encuentran

señales ECG, EMG<sup>5</sup>, EEG<sup>6</sup>, EOG<sup>7</sup>, temperatura y presión. Consta de cuatro canales de entrada analógica (A1-A4), ocho canales de entrada digital (D1-D8) y doce canales de cálculo (C1-C12). En los canales de entrada analógica se tiene un puerto asignado que se nota con las letras CH y el número del canal respectivo (CH1, CH2, CH3 y CH4).

La unidad de adquisición BIOPAC MP35 se utiliza en conjunto con un cable multi-derivación BIOPAC SS29L y requiere ser conectada a un computador personal que cuente con el software BIOPAC Student Lab Pro, en el presente estudio se utilizó la versión 3.7.

El cable BIOPAC SS29L permite la grabación de registros ECG de alta resolución de múltiples derivaciones; consta de tres puertos y cinco terminales para electrodos, que se conectan a pierna izquierda (LL), brazo izquierdo (LA), precordial (C), brazo derecho (RA) y pierna derecha (RL). El primer puerto (CH1) contiene la información de RA, LA y RL; el segundo puerto (CH2) reúne la información de RA, LL y RL; finalmente el tercer puerto (CHEST) agrupa la información de C y RL. De esta manera CH1 representa la derivación DI, CH2 la derivación DII y CHEST las derivaciones precordiales.

La unidad BIOPAC MP35 permite registrar de manera simultánea las seis derivaciones del plano frontal más una sola derivación del plano horizontal por lo que para la recolección de registros de doce derivaciones es necesario configurar la unidad de adquisición de datos según se describe a continuación.

---

<sup>5</sup> Señal Electromiográfica

<sup>6</sup> Señal Encefalográfica

<sup>7</sup> Señal Electro-oculográfica

Se utilizan tres de los cuatro canales de entrada analógica (A1, A2 y A3) configurado cada uno de la misma manera; seleccionando en primera instancia el tipo de señal a adquirir como ECG (0.5-35 Hz), lo cual da un tratamiento preestablecido considerando por defecto que la energía de la señal de entrada se encuentra concentrada principalmente en el rango de 0.5 Hz a 35 Hz. Se fija una ganancia de 2000 V/V, se selecciona un offset de 0 mV y se establece la frecuencia de acople AC de la señal de entrada en 0.5 Hz. Se configuran tres filtros digitales de respuesta al impulso finita (FIR) de dos polos, el primero de tipo pasabajas con una frecuencia de corte de 66.5 Hz; un segundo filtro pasabajas con frecuencia de corte de 38.5 Hz; y finalmente un filtro supresor de banda para la frecuencia de 60 Hz (1).

Se conecta el cable BIOPAC SS29L a la unidad BIOPAC MP35 de modo que el canal A1 corresponda a la derivación DI, A2 a la derivación DII y A3 a las derivaciones precordiales. Se configuran cuatro canales de cálculo (C1-C4) de acuerdo a la ley de Einthoven para obtener las derivaciones DIII, aVR aVL y aVF a partir de las derivaciones DI y DII, según se muestra a continuación:

$$DIII = DII - DI \rightarrow C1 = A2 - A1 \quad (1)$$

$$aVR = -\frac{DI + DII}{2} \rightarrow C2 = -\frac{A1 + A2}{2} \quad (2)$$

$$aVL = \frac{DI - DIII}{2} \rightarrow C2 = \frac{A1 - C1}{2} \quad (3)$$

$$aVF = \frac{DII + DIII}{2} \rightarrow C2 = -\frac{A2 + C1}{2} \quad (4)$$

El registro ECG de doce derivaciones es adquirido alternando el electrodo de la derivación precordial C desde la posición V1 hasta la posición V6.

Los registros de cinco minutos se encuentran divididos en seis segmentos cuya longitud de adquisición se fija en cincuenta segundos y su frecuencia de muestreo en 500 Hz; cada uno de los segmentos se relaciona con la alternancia de la derivación precordial. Se establece una pausa de 10 segundos entre el final de una derivación y el inicio de la siguiente a fin de garantizar un tiempo de de espera suficiente para realizar el cambio de electrodo.

## CAPITULO 2

---

### *DETECCIÓN DE COMPLEJOS QRS MEDIANTE TRANSFORMADA WAVELET*

Si bien la información contenida en un conjunto específico de datos es invariante, en ocasiones su naturaleza implica que resulte imposible extraerla en su totalidad a partir de una única lectura. Diferentes lecturas de los datos aportan distintos fragmentos de información, cuya yuxtaposición proporciona una mayor comprensión de los fenómenos a que hace referencia. Es así como se ha desarrollado el campo del tratamiento de señales, en el que a través de transformaciones matemáticas se ha procurado obtener mayor información acerca del sujeto en estudio; y en el cual la Transformada *Wavelet* (TW) ha surgido como una herramienta importante en el análisis de señales que presentan un comportamiento no estacionario, como el caso de las señales electrocardiográficas (ECG).

La TW discrimina la información de la señal en el dominio tiempo-frecuencia, permitiendo evidenciar asociaciones entre características particulares de la señal en el tiempo y sus componentes en frecuencia; por lo que su utilización en el estudio de las señales ECG presenta ventajas significativas respecto del uso de transformadas clásicas como la Transformada de Fourier (TF).

## 2.1. Definición de la TW

La Transformada *Wavelet* (TW) es la descomposición de una señal como una combinación de funciones base. Obteniendo dicha descomposición, mediante la dilatación ( $a$ ) y translación ( $b$ ) de un prototipo de onda llamada *Wavelet* Madre  $\psi(t)$  (2). De esta forma, la expresión matemática que define la TW de una señal  $x(t)$  es:

$$W_a x(b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt, \quad a > 0 \quad (5)$$

La onda  $\psi(t)$  es una señal de duración limitada, cuyo valor medio es cero, de forma predominantemente irregular y asimétrica. Los coeficientes de la TW de  $f(t)$  en la escala  $a$ , para todos los desplazamientos  $b$ , se denotan como  $W_a(t)$ .

El factor de escala se relaciona con la frecuencia en el dominio transformado, de tal forma que cuanto mayor es el factor de escala, los coeficientes  $W_a(b)$  contienen información de componentes de menor frecuencia de la señal  $f(t)$ . En tanto que el factor de translación se relaciona con el tiempo, y hará referencia a el sector de la señal  $f(t)$  en el análisis.

En el procesamiento *Wavelet* de señales digitales se emplea generalmente una particularización de la TW, llamada *Transformada Wavelet diádica* (3), que consiste en la asignación de valores discretos a los parámetros de escala y desplazamiento de la forma:  $a = 2^j$  y  $b = 2^j l$ . Así, la *wavelet* diádica se define por la expresión:

$$\psi_{j,l}(t) = 2^{-j/2} \psi(2^{-j} t - l); \quad j, l \in Z^+ \quad (6)$$

### 2.1.1. Transformada *Wavelet* Discreta

Puesto que las aplicaciones se realizan en tiempo discreto, se hace necesario definir la transformada *Wavelet* para este tipo de señales. Por tanto, la Transformada *Wavelet* Discreta (TWD), se expresa de la forma:

$$W_j f[n] = \sum_{n \in N} f[n] \Psi_{j,k}[n] \quad (7)$$

donde  $W_j f[n]$  representa los coeficientes de la TWD y la función  $\Psi_{j,k}[n]$  corresponde a la función *wavelet* en tiempo discreto.

$$\Psi_{j,k}[n] = 2^{-j/2} \Psi[2^{-j}n - k]; \quad j, k \in Z^+ \quad (8)$$

De acuerdo al algoritmo de Mallat, es equivalente a aplicar a una señal muestreada una cascada de filtros cuyo ancho de banda es reducido en cada nivel de descomposición. Diferenciando las componentes espectrales que dan identidad a la señal (aproximación) de aquellas que le aportan características particulares (detalles), en diferentes escalas.

## 2.2. Análisis Multiresolución

El término resolución hace referencia a la cantidad de detalle que puede observarse en una imagen y es asociado comúnmente con el concepto de calidad visual; digitalmente se relaciona con el número de puntos con que se cuenta para la presentación de la imagen. De forma análoga, el término en la TW o en la TWD, se utiliza para expresar la cantidad de componentes frecuenciales disponibles para la representación de la señal.

El análisis mutiresolución tal como es propuesto por Mallat, consiste en aplicar sucesivamente a la señal, un conjunto de filtros pasa altas  $\{g_k | k \in Z\}$  y pasa bajas

$\{h_k | k \in Z\}$  de respuesta al impulso finita (FIR); a fin de diferenciar entre sus componentes de detalle y aproximación a escalas determinadas. De manera análoga es posible reconstruir la señal original a partir de dichos componentes.

Dado que los componentes de aproximación y detalle poseen un ancho de banda menor que el de la señal original, es posible submuestrearlos removiendo la redundancia de la representación de la señal. Sin embargo, esto conlleva a la disminución de la resolución temporal de los coeficientes *wavelet* en la medida que aumenta la escala (4); así mismo, el número de niveles en que es posible descomponer la señal queda entonces determinado por la longitud de la misma.

El algoritmo de *à trous* busca garantizar la invarianza en el tiempo de la señal a la vez que mantiene la resolución en tiempo en las diferentes escalas. Mientras que el algoritmo de *Mallat* modifica la dilatación relativa de la *wavelet* madre respecto de la señal mediante el diezmado de esta última, el algoritmo de *à trous* lo logra a través de la expansión de la respuesta al impulso de los filtros de la escala previa.

El algoritmo de *Mallat* utiliza un único par de filtros ortogonales en todas de las etapas del proceso de descomposición, permitiendo obtener filtros de espejo en cuadratura para la realización del proceso inverso. Por el contrario, el algoritmo de *à trous* utiliza para la descomposición versiones expandidas en el tiempo de un único par filtros ortogonales en el proceso de descomposición y para la reconstrucción utiliza de manera análoga, versiones expandidas de sus filtros complementarios.

El cálculo de la TWD diádica de una función  $f[n]$  mediante el algoritmo de *Mallat* (5) procede según la siguiente regla:

$$S_j f[n] = \sum_{k \in \mathbb{Z}} h_k S_{j-1} f[n - 2^{j-1} k] \quad (9)$$

$$W_j f[n] = \sum_{k \in \mathbb{Z}} g_k S_{j-1} f[n - 2^{j-1} k] \quad (10)$$

Donde  $S_j f[n]$  representa los coeficientes de suavizado o aproximación y  $W_j f[n]$  los coeficientes *wavelet* o de detalle de la TWD en la escala  $2^j$ ; con  $S_0 f[n]$  igual a la señal  $f[n]$ .

Dado la naturaleza recursiva de las expresiones (5) y (6) es posible hablar de un filtro equivalente que representa la acción combinada de los filtros de descomposición de detalle y aproximación, el cual determina la resolución en frecuencia presente en cada nivel de descomposición *wavelet*.

Partiendo de la transformada de Fourier de los filtros de descomposición de detalle  $G(w)$  y de aproximación  $H(w)$ , los filtros equivalentes en cada una de las escalas  $2^j$  se expresan como:

$$Q^j(w) = \begin{cases} G(w) & j = 1 \\ G(2^{j-1} w) * \prod_{k=0}^{j-2} H(2^k w) & j \geq 2 \end{cases} \quad (11)$$

### 2.3. Wavelet Utilizadas

Existen numerosas familias *wavelet*, cuya aplicación ha sido variada; existiendo incluso la creencia que el análisis de un fenómeno por medio de la TW depende de la similitud entre la forma de onda de la *wavelet* y el fenómeno. La selección de la familia *wavelet* basada en esta premisa es una decisión incorrecta, ya que la elección debe darse en base a la metodología a desarrollar, puesto que las *wavelets*

no están asociadas a una señal o tipo de señales, sino a las limitaciones de tipo matemático al calcularlas (6).

Durante el desarrollo de este proyecto se utilizaron diferentes *wavelet* según las etapas de mismo, basada su selección en las recomendaciones realizadas por Cuesta et al (7), Olarte y Sierra (6) y Li et al. (8)

Para la implementación del algoritmo de eliminación de la desviación de línea base se utilizó la *wavelet Biortogonal 6.8*, así como en el algoritmo de reducción de ruido; su forma de onda y su respuesta en frecuencia, se muestran en la *Figura 1* y *Figura 2*.

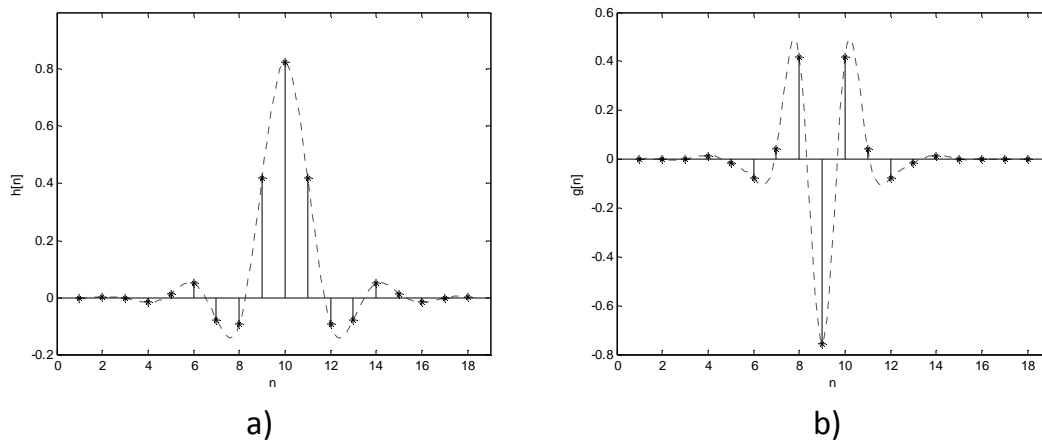


Figura 1. Wavelet Biortogonal 6.8 a) Filtro de descomposición de aproximación  $h[n]$ , b) Filtro de descomposición de detalle  $g[n]$ . [Referencia: autores].

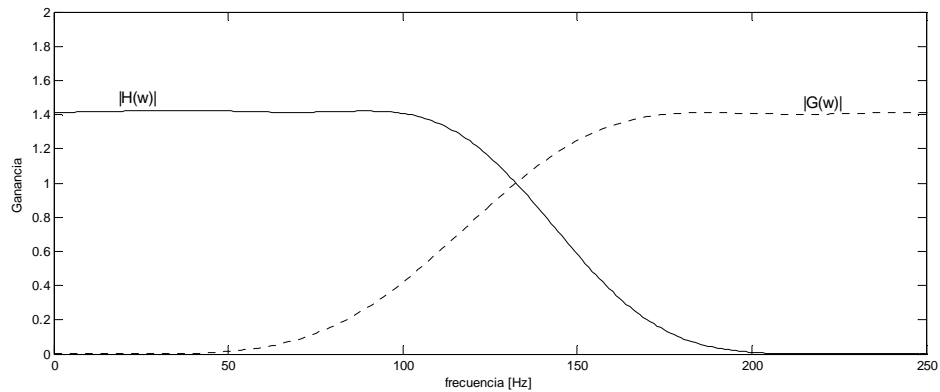


Figura 2. Respuesta en frecuencia filtros de descomposición de la *Wavelet Biortogonal 6.8* para una frecuencia de muestreo de 500 Hz. [Referencia: autores].

Durante la etapa de reducción de ruido también se utilizó la *wavelet Daubechies 3*, cuyos filtros de descomposición se muestran en el dominio del tiempo en la Figura 3 y en el dominio de la frecuencia en la Figura 4.

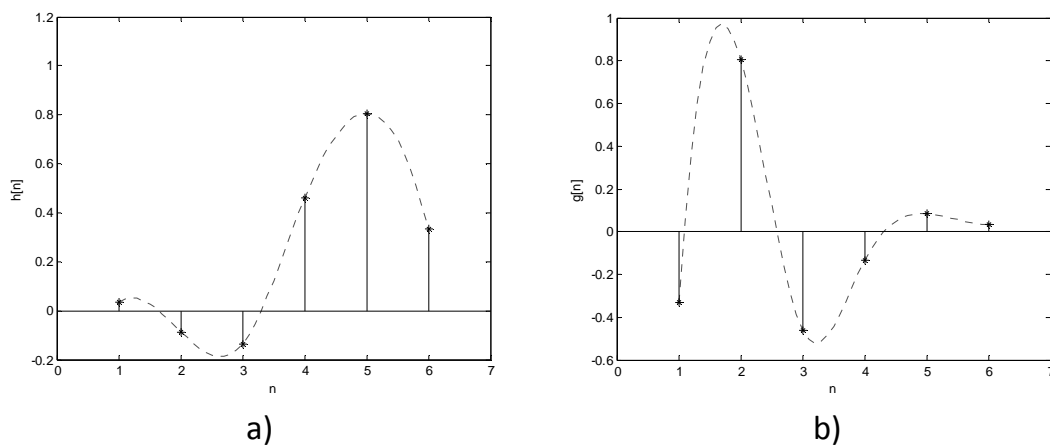


Figura 3. *Wavelet Daubechies 3*. a) Filtro de descomposición de aproximación  $h[n]$ . b) Filtro de descomposición de detalle  $g[n]$ . [Referencia: autores].

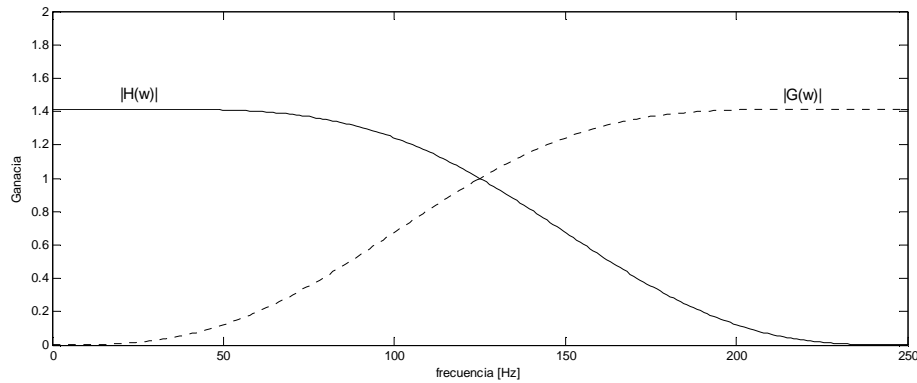


Figura 4. Respuesta en frecuencia filtros de descomposición de la *Wavelet Daubechies 3* para una frecuencia de muestreo de 500 Hz. [Referencia: autores].

De manera análoga en la detección de los complejos QRS se hizo uso de la *wavelet Biortogonal Spline* de Orden 2, que corresponde a una *wavelet* de soporte compacto y momento de desvanecimiento uno, la cual se halla referenciada en numerosos trabajos (9), (8), (10), (11), (2) y (12). Su transformada de Fourier se expresa como:

$$\Psi(\omega) = i\omega \left( \frac{\sin\left(\frac{\omega}{4}\right)}{\left(\frac{\omega}{4}\right)} \right)^4 \quad (12)$$

Los filtros  $H(\omega)$  y  $G(\omega)$  mostrados en la *Figura 5* se definen a continuación y su respuesta en frecuencia se observa en la *Figura 6*.

$$H(\omega) = e^{i\frac{\omega}{2}} \left( \cos \frac{\omega}{2} \right)^3 \quad (13)$$

$$G(\omega) = 4ie^{i\frac{\omega}{2}} \left( \sin \frac{\omega}{2} \right)$$

(14)

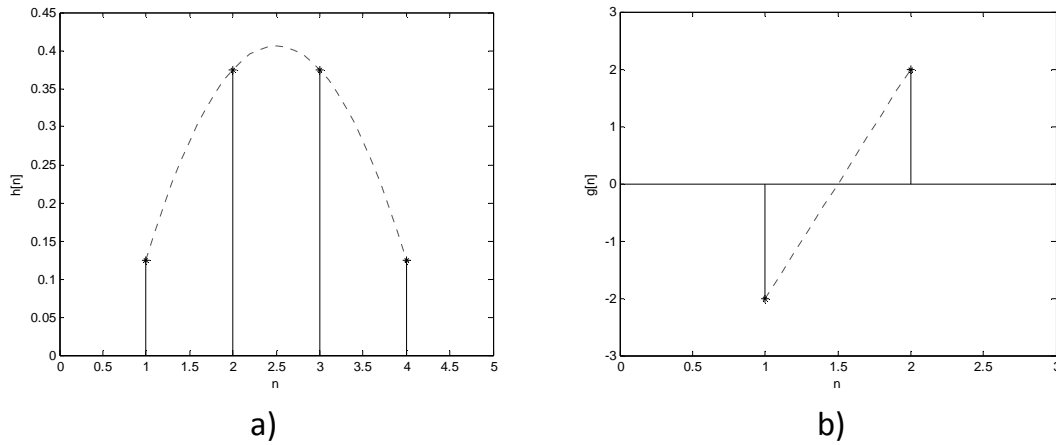


Figura 5. Wavelet Spline Cuadrática a) Filtro de descomposición de aproximación  $h[n]$ , b) Filtro de descomposición de detalle  $g[n]$ . [Referencia: autores].

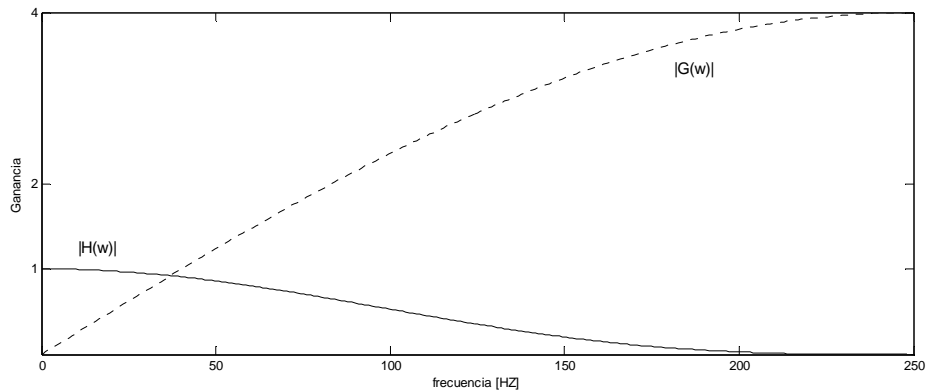


Figura 6. Respuesta en frecuencia filtros de descomposición de la Wavelet Spline Cuadrática para una frecuencia de muestreo de 500 Hz. [Referencia: autores].

Los niveles de descomposición requeridos para el tratamiento correcto de las señales electrocardiográficas se seleccionan teniendo en cuenta las características propias de éstas. Se tiene que la señal ECG presenta componentes de frecuencia que van desde 1Hz hasta 100Hz, siendo sus bandas características las que se relacionan a continuación.

Tabla 1. Bandas de frecuencia características de una señal ECG. [Referencia: Thakor (13)].

Componente de la Señal ECG	Rango de Frecuencias [Hz]
Complejo QRS	5 – 15
Onda P	1 - 5
Onda T	1 – 6
Línea Base	50

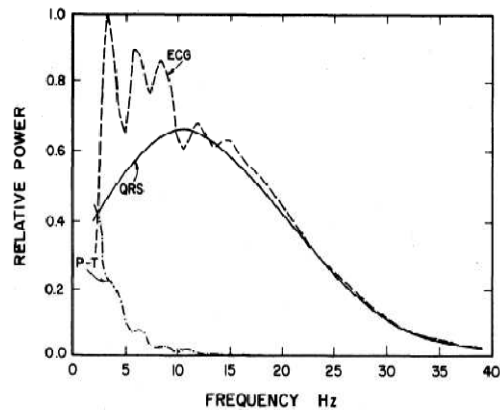


Figura 7. Espectro de potencia de la señal ECG, complejo QRS, ondas P y T promediadas sobre 150 latidos. [Referencia: Thakor (13)].

En el trabajo de *Thakor et al* (13) se aprecia que las principales componentes de frecuencia de la señal ECG se encuentran en el rango de 1 Hz a 35 Hz, como se observa en la *Figura 7* y la *Tabla 1*, en donde el complejo QRS se ubica entre los 5 Hz y los 15 Hz con un pico máximo alrededor de los 10 Hz.

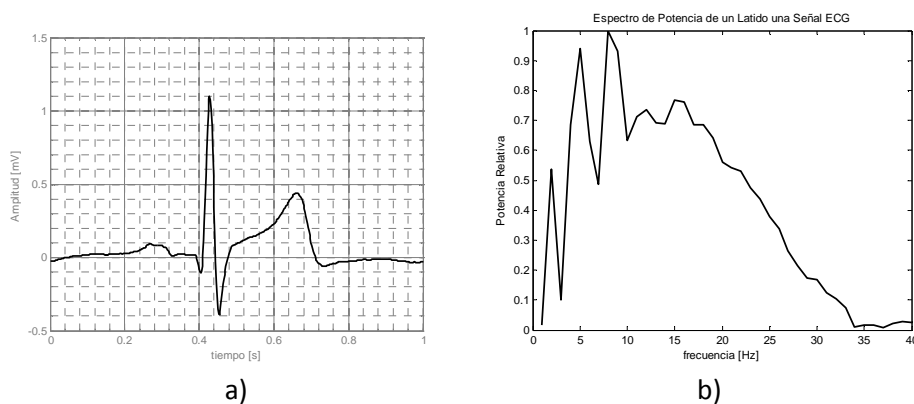


Figura 8. a) Periodo señal ECG en un paciente sano, b) Espectro de Potencia. [Referencia: autores].

Al comparar estos resultados con el espectro de potencia de señales ECG de pacientes sanos tomadas en el Departamento de Fisiología de la Facultad de Medicina de la Universidad Industrial de Santander y de pacientes del Servicio de Urgencias del Hospital Universitario de Santander, se encontró que las componentes frecuenciales del complejo QRS encontraban su pico máximo alrededor de los 15 Hz; como se observa en la *Figura 8*.

De la misma manera se ha encontrado que las interferencias presentes en una señal ECG poseen un comportamiento característico; desviación de Línea Base, señales electromiográficas, movimiento debido a la respiración, ruido electroquirúrgico, ruido blanco e interferencia debida a la línea de potencia son los principales aspectos a tener en cuenta.

Tabla 2. Componentes frecuenciales de las Interferencias en una señal ECG. [Referencia: (6)]

<i><b>Tipos de Interferencia</b></i>	<i><b>Rango de Frecuencias [Hz]</b></i>
Línea de Potencia	60
Desviación de Línea Base	0 – 0.8
Señales EMG (Ruido Blanco)	Toda la Banda
Movimiento por Respiración	0.15 – 0.3

## **2.4. Filtrado mediante Transformada *Wavelet***

El filtrado mediante la TW se realiza en dos etapas, siendo la primera la eliminación de la desviación de línea base y la segunda la reducción de las componentes de ruido.

La desviación o movimientos de la línea base, como su nombre lo indica, corresponden a desplazamientos de la línea de base en segmentos de la señal ECG relacionados con el ruido generado en la interface piel-electrodo o por movimientos del paciente, entre los que se cuenta la respiración; se consideran interferencias transitorias y su conjunto se ve representado en la señal como una componente de baja frecuencia.

Dentro de los siete tipos de ruido electrocardiográfico sintetizados por *Friesen et al* (14) requiere especial atención para su tratamiento la interferencia electromiográfica; que se modela como ruido blanco, con media cero y baja amplitud.

Existen múltiples técnicas para la eliminación del ruido, que se consideran exitosas en diferentes grados; muchas de ellas se consideran parcialmente exitosas ya que aunque su resultado es óptimo desde el punto de vista del error cuadrático medio, se pueden apreciar características indeseables en la señal filtrada como la pérdida de la suavidad de la curva, así como también rizado u ondulaciones en algunos casos.

El método propuesto por *Donoho* (15), para la eliminación de las componentes no deseadas de ruido, parte de la premisa no sólo de mejorar el error cuadrático medio de la señal filtrada respecto de la original, sino también de conservar al menos la misma suavidad.

Mientras la eliminación de la desviación de línea base requiere simplemente la supresión de la componente de aproximación de la descomposición *wavelet* de la señal en el nivel, cuyo ancho de banda está comprendido entre 0Hz y 1Hz; la eliminación de las componentes de ruido debidas a la interferencia electro-

miográfica requiere un tratamiento más delicado; estos se describen a continuación.

#### **2.4.1. Eliminación de la desviación de línea base**

Como se observa en la *Tabla 2* la desviación de línea base se encuentra en rango de frecuencia de 0Hz a 0.8Hz aproximadamente; dado que las componentes más significativas de la señal ECG ocupan un rango de frecuencias de 1Hz a 35Hz, es posible realizar un filtrado paso bajo que garantice la integridad de la señal genuina y elimine la interferencia debida al movimiento por respiración así como la desviación de línea base.

Dicho filtrado se realiza por medio de la TW al eliminar los coeficientes de aproximación de un nivel de descomposición lo suficientemente alto para ubicarse en este rango específico de frecuencias. Para una frecuencia de muestreo de 500 Hz y utilizando como prototipo la *wavelet Biortogonal 6.8*, cuya respuesta en frecuencia se muestra en la *Figura 2*, se tiene que es necesario llegar al octavo nivel de descomposición.

#### **2.4.2. Reducción de la interferencia EMG**

Atendiendo al modelo de ruido gaussiano, de baja amplitud y media cero (14), Donoho (15) menciona la existencia de métodos lineales y no lineales para la reducción de ruido; en el primero asume la presencia del ruido principalmente en las componentes de alta frecuencia, y en el segundo considera el ruido presente en todos los rangos de frecuencia a través de los diferentes niveles de descomposición.

El procedimiento seleccionado para su implementación en esta etapa se denomina filtrado por umbralización y se lleva a cabo en tres pasos; el primero consiste en realizar la descomposición *wavelet* de la señal, posteriormente a los coeficientes de la TW se les aplica un procedimiento de umbralización y finalmente se reconstruye la señal a partir de los coeficientes de la TW umbralizados (16).

El proceso de umbralización puede ser fuerte, que consiste simplemente en eliminar aquellos coeficientes cuya magnitud sea menor que un umbral seleccionado; ó suave, en el que adicionalmente a lo anterior se reduce la magnitud de todas las demás componentes en el valor del umbral. La *eliminación de ruido por umbralización suave (De-Noising by Soft-Thresholding)* también recibe el nombre de *eliminación de ruido por reducción o encogimiento (De-Noising by Shrinkage)*.

Sea  $D(W, \lambda)$  la notación que describe el proceso de eliminación de ruido por umbralización, donde  $W$  representa la TW de una señal y  $\lambda$  el valor del umbral seleccionado ( $\lambda > 0$ ); sus dos variantes se pueden resumir como se muestra a continuación:

$$D_{fuerte}(W, \lambda) = \begin{cases} w_i & |w_i| \geq \lambda \\ 0 & |w_i| < \lambda \end{cases} \quad (15)$$

$$D_{suave}(W, \lambda) = \begin{cases} w_i - \lambda & w_i \geq \lambda \\ 0 & |w_i| < \lambda \\ w_i + \lambda & w_i \leq -\lambda \end{cases} \quad (16)$$

La selección del umbral  $\lambda$  representa el factor determinante del resultado de la aplicación; Donoho y Johnstone (16) hacen referencia a que éste puede ser dependiente o independiente del nivel de descomposición. Olarte y Sierra (6) hacen mención de los umbrales de la siguiente forma:

- Umbral aplicando el principio de riesgo no sesgado de Stein (RiskShrink)
- Umbral Universal (VisuShrink)
- Umbral Minimax
- Umbral por combinación (heursure)

Para el desarrollo del presente trabajo se optó por la utilización del umbral universal, basados en (17) (7), (15) y (6). Donde el umbral universal se calcula mediante la expresión

$$\lambda = \sqrt{2 * \log(n)} \quad (17)$$

Donde  $n$  corresponde a la longitud de la señal. Adicionalmente se aplicó al umbral un factor de ponderación  $\hat{\sigma}$  que corresponde a un escalamiento de la desviación absoluta de la mediana ( $MAD$ ) de los coeficientes *wavelet* de detalle (15). De los tres tipos de ponderación mostrados en (6) se seleccionó la ponderación  $sln$ , que se calcula con base en la  $MAD$  del primer nivel de descomposición.

$$\hat{\sigma} = \frac{MAD}{0.6745} \quad (18)$$

La selección se hace teniendo en cuenta que los coeficientes de la TW correspondientes a ruido presentan la tendencia a disminuir en amplitud conforme se aumenta el nivel de descomposición, contrario a lo esperado para la señal ECG pura. Al utilizar múltiples factores de escala, en los que la  $MAD$  sea dependiente del nivel de descomposición se tiene una progresión de  $\hat{\sigma}$  y por tanto aumenta el riesgo de alterar los rasgos genuinos de la señal. Adicionalmente el análisis estadístico desarrollado por *Olarte* (6) muestra que la ponderación  $sln$  conlleva los mejores resultados respecto a las otras en términos del error cuadrático medio.

## 2.5. Detección de Complejos QRS

La detección de los complejos QRS es la tarea más importante en el análisis sistematizado de señales ECG (8) y por consiguiente existe gran variedad de métodos para llevarla a cabo. El método implementado durante el desarrollo de este proyecto se basa en el concepto de la primera derivada para la identificación de puntos máximos de una señal. En el presente numeral se tratan los aspectos de tipo teórico, mientras que las consideraciones de la implementación se encuentran en el numeral 2.6.

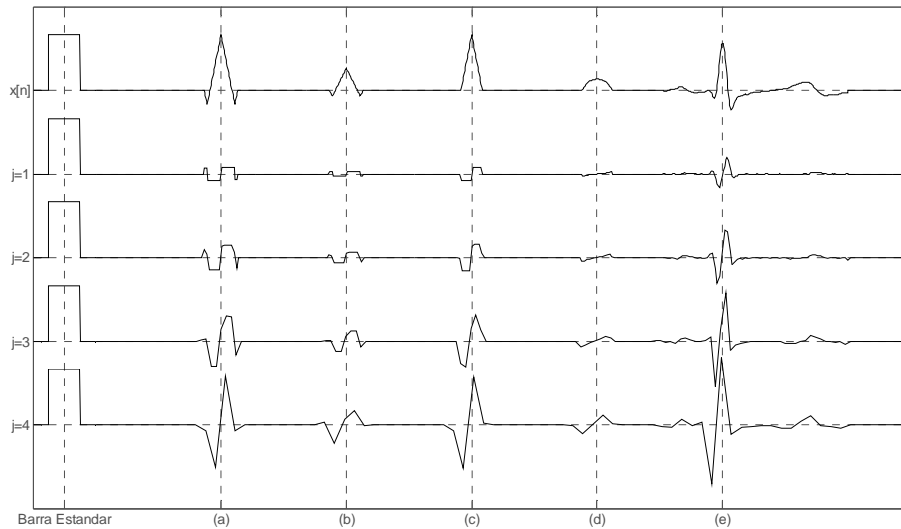
La *Wavelet Spline* cúbica utilizada para este fin, se puede observar en la *Figura 5* y *Figura 6*, y posee la característica de ser la primera derivada de una función suave.

La *wavelet* cuadrática *Spline* permite identificar ondas monofásicas, como las ondas (c) y (d) de la *Figura 9*, cada una de las cuales corresponde a un par máximo (positivo) – mínimo (negativo) de la TW diádica en las diferentes escalas. El margen creciente de la onda corresponde así a un mínimo negativo y análogamente el margen decreciente de la onda corresponde a un máximo positivo. De esta manera se tiene en consecuencia con el concepto de primera derivada que el cruce por cero representa un máximo o mínimo local de la señal, con un retardo de  $2^j - 1$  muestras (8).

Cada pareja conformada por un máximo (positivo) – mínimo (negativo) de la TWD que representa un máximo o mínimo local de la señal es llamada por *Li* (8) “línea de módulo máximo”.

La *Figura 9* muestra los cuatro primeros niveles de descomposición para una señal de prueba con formas de onda similares a las encontradas en una señal ECG y cuya

amplitud y duración corresponden a los límites de los patrones normales. La Barra Estándar corresponde a una señal cuadrada de amplitud 1 mV y duración de 100ms



*Figura 9.* Relación entre los puntos característicos de las ondas de una señal de prueba y su TWD en diferentes escalas. La barra estándar tiene una duración de 100 ms y una amplitud de 1 mV. El complejo (a) posee una amplitud y duración típica del complejo QRS en derivaciones frontales. El complejo (b) posee una amplitud correspondiente al voltaje mínimo normal de un complejo QRS. La onda (c) posee características de amplitud y duración máximas de una onda P normal. El complejo (e) corresponde a un periodo de una señal ECG de un paciente sano tomada en la derivación DII. [Referencia: autores].

semejante a la barra estandarizadora de un electrocardiógrafo, las ondas (a) y (b) semejan la forma del complejo QRS, la onda (c) es similar a la onda R y la onda (c) representa a la onda P. Finalmente se encuentra un periodo de señal ECG de un paciente sano tomada en el Departamento de Fisiología de la Facultad de Salud – UIS. La señal de prueba posee una frecuencia de muestreo de 500 Hz.

El algoritmo implementado para la detección de complejos QRS se basa en el desarrollado por Li y colaboradores en (8) específicamente en lo relacionado con la

detección del pico R; se parte en principio del requerimiento de la presencia de la onda R en el complejo QRS, como la onda que representa el elemento de mayor energía del complejo. Dado que este trabajo se enfoca principalmente al análisis de variabilidad de la frecuencia cardiaca, la detección del complejo QRS se limita a su ubicación en el tiempo más no a su delimitación.

La detección del complejo QRS se lleva a cabo en cuatro etapas, siendo la primera la selección de las escalas características, seguido de la determinación de las líneas de módulos máximos de las ondas R, la eliminación de las líneas de módulos máximos redundantes y finalmente la detección del pico de la onda R.

### **2.5.1. Selección de las escalas características**

Para la selección de las escalas características se tienen en cuenta la frecuencia de muestreo, el ancho de banda de los filtros equivalentes en las diferentes escalas y las características propias de la señal ECG.

La frecuencia de muestreo determina la cantidad de puntos disponibles para la representación *wavelet* de la señal en las diferentes escalas; debe mantenerse una resolución en tiempo suficiente para que los coeficientes de escala representen adecuadamente en todos los niveles, cada una de las ondas de interés. Complementariamente el ancho de banda de los filtros equivalentes debe garantizar que la resolución en frecuencia sea también la adecuada. Los aspectos que se acaban de mencionar deben ajustarse a las propiedades de la onda que se desea estudiar.

### 2.5.2. Determinación de las líneas de módulos máximos

La determinación de las líneas de módulos máximos de las ondas R parte de identificar de mayor a menor escala, los coeficientes *wavelet* que superen un umbral  $\epsilon_j$  (8). Se empieza seleccionando en la mayor de las escalas características ( $2^N$ ) el conjunto de los coeficientes *wavelet* cuya magnitud sea mayor que  $\epsilon_N$  y se registra su localización  $\{n_k^N | k=1...M\}$ . Después de esto se inicia un proceso iterativo que pretende identificar en cada una de las escalas  $2^j$   $\{j=N-1...1\}$ , la localización de los coeficientes *wavelet* que además de tener una magnitud superior al umbral correspondiente a la respectiva escala  $\epsilon_j$ , estén en la vecindad de  $n_k^{j+1}$ ; su conjunto corresponde a  $\{n_k^j | k=1...M\}$ .

No todos los coeficientes que satisfacen esta condición corresponden en realidad a líneas de módulos máximos, lo que se tiene hasta este punto solo un conjunto de máximos-mínimos locales de la TWD en las diferentes escalas; a partir de los cuales éstos se identifican posteriormente.

El procedimiento anterior se justifica en cuanto que a mayor a escala se dispone de menor número de puntos para la representación de la TWD (componentes de frecuencia inferiores), y por tanto se encuentra un menor número de máximos (mínimos) reduciendo el tiempo de cómputo; por otra parte interferencia debida al ruido de alta frecuencia es atenuada a medida que se aumenta la escala, mientras que la amplitud de la TWD de los puntos característicos de la señal ECG se incrementa, como puede observarse en la *Figura 9*.

Los máximos (mínimos) identificados que no corresponden a una línea de módulo máximo, se encuentran relacionados a algún tipo de interferencia que ha logrado traspasar la etapa de preprocesado.

Para la correcta identificación de las líneas de módulos máximos, se procede a identificar y eliminar los máximos (mínimos) aislados o redundantes. La existencia de un conjunto no unitario de máximos (ó mínimos) en un intervalo de tiempo alrededor de la duración de la onda R define la presencia de máximos (o mínimos) redundantes. Por otra parte la existencia de máximos (o mínimos) que no puedan formar una pareja con un mínimo (máximo) en una vecindad cercana a la duración de la onda R, define la presencia máximos (mínimos) aislados

### **2.5.3. Eliminación de líneas de módulos máximos redundantes**

Como se definió anteriormente, una onda R, individualmente considerada, se caracteriza por una línea de módulo máximo; no obstante, el análisis mediante la TWD de la señal ECG puede presentar para el complejo QRS más de una línea de módulo máximo ya que éste puede contener más de una onda. Por otra parte, las ondas P y T también tiene su representación en forma de líneas de módulos máximos cuya presencia, aunque esperada en escalas diferentes a las seleccionadas para la detección de ondas R, se pueden encontrar eventualmente.

Ya que todas estas ondas poseen amplitudes características, también la tendrá la línea de módulo máximo correspondiente a cada una de ellas. Y una vez más bajo la premisa que la onda R es la onda de mayor amplitud del complejo es posible eliminar de la preselección las líneas de módulos máximos debidas a las ondas P, Q,

S y T; así como a cualquier interferencia que haya podido simular el comportamiento de una onda monofásica como las de interés. La existencia de más de una línea de módulo máximo en un intervalo de tiempo similar a la duración mínima de un periodo de la señal ECG indica la presencia de líneas de módulos máximos redundantes que deben ser eliminados.

#### **2.5.4. Detección del pico R**

Una vez identificadas correctamente las líneas de módulos máximos correspondientes a las ondas R, se halla el cruce por cero que define cada una de ellas en la escala  $2^l$ , el cual corresponde a la localización temporal del pico de la onda R.

### **2.6. Implementación**

#### **2.6.1. Eliminación de la desviación de línea base**

Tomando como *wavelet* prototipo para la eliminación de la desviación de línea base a la *wavelet Biortogonal* 6.8 se calculó la frecuencia de corte de -3dB para el filtro de descomposición de aproximación  $H^j(w)$  en las diferentes escalas para una frecuencia de muestreo de 500 Hz y los valores encontrados se consignaron en la *Tabla 3*.

De estos valores se observa, de acuerdo con la *Tabla 2*, que para la adecuada eliminación de la desviación de línea base se requiere eliminar los coeficientes de escala del octavo nivel de descomposición de la TWD.

*Tabla 3.* Frecuencia de corte equivalente de los filtros pasa bajas  $H^j(w)$  *Wavelet Biortogonal 6.8* a diferentes escalas frecuencia de muestreo 500 Hz. [Referencia: autores].

Escala	Frecuencia de Corte de 3dB [Hz]
$2^1$	265
$2^2$	132
$2^3$	66
$2^4$	33
$2^5$	16.5
$2^6$	8.3
$2^7$	4.1
$2^8$	2
$2^9$	1

De estos valores se observa, de acuerdo con la *Tabla 2*, que para la adecuada eliminación de la desviación de línea base se requiere eliminar los coeficientes de escala del octavo nivel de descomposición de la TWD.

Se procede entonces a realizar la descomposición mediante la TWD hasta el octavo nivel; posteriormente se igualan a cero los coeficientes de escala de éste nivel y a continuación se utiliza el proceso de reconstrucción de la señal original a partir de los coeficientes de escala corregidos de último nivel de descomposición y los coeficientes *wavelet* intactos de los niveles restantes. El resultado de la implementación del algoritmo para la eliminación de la desviación de línea base se muestra en la *Figura 10*.

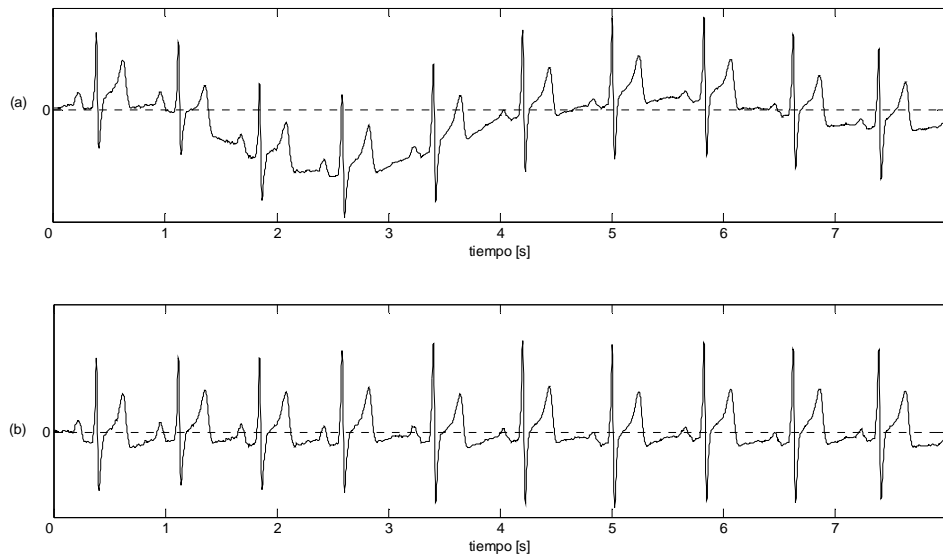


Figura 10. (a) Señal con desviación de la línea de base y (b) Señal con desviación de la línea de base eliminada. [Referencia: autores].

### 2.6.2. Eliminación de la Interferencia Electromiográfica

Para el tratamiento de la interferencia electromiográfica se analizó el comportamiento de dos *wavelets*, la *Daubechies 3* y la *Biortogonal 6.8*; cuyos filtros equivalentes  $Q^j(w)$  mostrados en la Figura 11, presentan frecuencia central y anchos de banda, similares en las diferentes escalas, como se aprecia en la Tabla 4; propuestas como *wavelets* prototipo por Cuesta et al (7).

Cuesta y colaboradores (7) proponen un método en el que se utilizan una *wavelet* distinta según el nivel de ruido encontrado en el primer nivel de descomposición y clasifican el nivel de ruido como bajo, medio o alto en función de la energía de los coeficientes *wavelet* de la escala  $2^1$ . En el presente trabajo no se tuvo en cuenta esta clasificación; sin embargo, se busco evaluar el comportamiento del algoritmo en los casos extremos correspondientes a un nivel de ruido bajo y a un nivel de ruido alto.

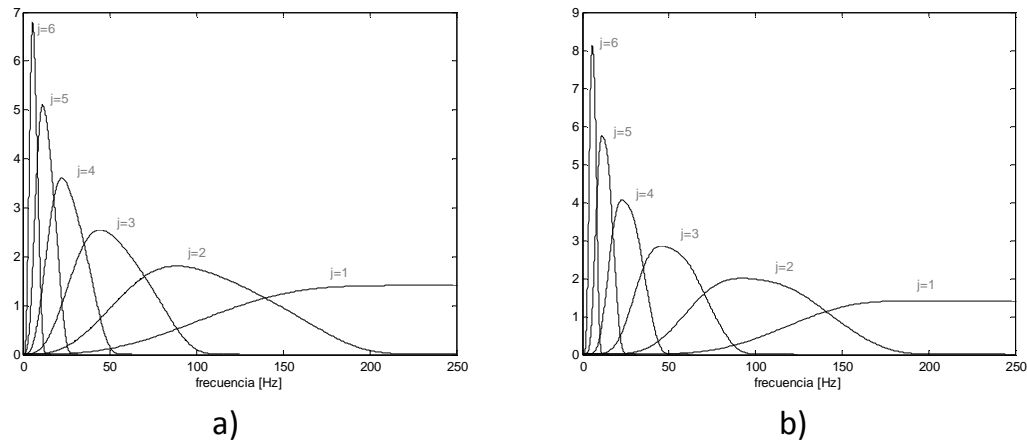


Figura 11. Amplitud de la respuesta en frecuencia de los filtros equivalentes  $Q^j(w)$  en diferentes escalas correspondientes a una frecuencia de muestreo de 500 Hz. a) *Wavelet Daubechies 3*. b) *Wavelet Biortogonal 6.8*. [Referencia: autores].

Utilizando un proceso de eliminación de ruido por reducción mediante la aplicación de un umbral universal y una ponderación  $s/n$ , se comparó el desempeño del algoritmo al implementar la TWD a partir de la *Wavelet Daubechies 3* hasta el cuarto nivel de descomposición, sugerida para un nivel de ruido bajo; y al implementarla a partir de la *Wavelet Biortogonal 6.8* hasta el sexto nivel de descomposición, sugerida para un nivel de ruido alto.

Tabla 4. Ancho de banda (BW) de 3 dB del filtro equivalente  $Q^j(w)$  en diferentes escalas para las *Wavelets Biortogonal 6.8* y *Daubechies 3*. [Referencia: autores].

Escala	<i>Wavelet Daubechies 3</i> BW de -3dB [Hz]	<i>Wavelet Biortogonal 6.8</i> BW de -3dB [Hz]
$2^1$	125 ~ 250	132 ~ 250
$2^2$	58.5 ~ 133	66 ~ 132
$2^3$	29.5 ~ 66	33 ~ 66
$2^4$	14.6 ~ 33	16.5 ~ 33
$2^5$	7.3 ~ 16.5	8.3 ~ 16.5
$2^6$	3.5 ~ 7.3	4.1 ~ 7.7

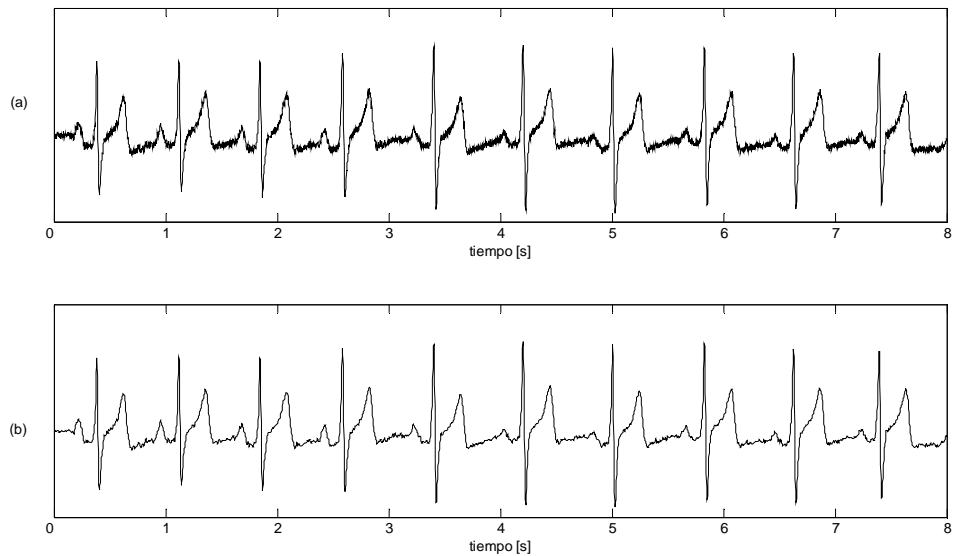
La *Tabla 5* presenta la comparación del error cuadrático medio al implementar el algoritmo de eliminación de la interferencia electromiográfica a partir de la *Wavelet Daubechies 3* y la *Wavelet Biortogonal 6.8*; sobre una muestra seleccionada de manera aleatoria.

*Tabla 5.* Error cuadrático medio sobre una muestra de señales filtradas mediante el algoritmo de eliminación de ruido por reducción. [Referencia: autores].

	Media $\times 10^{-6}$	Desviación estándar $\times 10^{-6}$
<i>Daubechies 3</i>	0.2804	0.1496
<i>Biortogonal 6.8</i>	0.0618	0.0335

Estos resultados son coherentes con los presentador por Olarte y Sierra (6) en cuanto al comportamiento de cada una de estas familias *wavelet*. Aunque la *wavelet Biortogonal 6.8* conlleva en la implementación un menor error, el número de coeficientes de sus filtros de descomposición y reconstrucción es tres veces el número de los propios de la *wavelet Daubechies 3*; por lo que está última presenta un mejor desempeño en cuanto al tiempo y los recursos computacionales consumidos.

Al considerar las anteriores razones se optó por basar la implementación del algoritmo de eliminación de la interferencia electromiográfica en la *wavelet Biortogonal 6.8*, ya que para efectos de este trabajo, el tiempo de cómputo no representa un factor crítico. En la *Figura 12* se puede apreciar su acción sobre una señal contaminada.



*Figura 12. (a) Señal contaminada de ruido y (b) Señal con eliminación de ruido por atenuación. [Referencia: autores].*

Durante el diseño de la aplicación se encontró que el utilizar un umbral dependiente de la longitud de la señal y un factor de ponderación proporcional a la desviación absoluta de la mediana, la selección del intervalo de tiempo a analizar resulta un elemento que requiere especial atención.

Dado que la ocurrencia de fenómenos aislados se extrapola a todo el intervalo de análisis a través del factor de ponderación, la selección de un intervalo de tiempo extenso reduce la eficacia del método al hacer susceptibles del error producto de un evento aislado a un mayor número de muestras.

Empíricamente se encontró que el aplicar la técnica de reducción de ruido mediante ventanas de tiempo de la señal se mejoraba el valor de error cuadrático medio. Tras experimentar con ventanas de diferente longitud se notó que el comportamiento mejoraba en cuanto ésta se hacía ligeramente superior a un periodo de la señal ECG. De esta manera se optó por fijar la longitud de la ventana

en 600 muestras que corresponde a 1.2 segundos para la frecuencia de muestreo a la que se está trabajando. Este valor corresponde aproximadamente al periodo máximo de una señal ECG normal aumentado en un 20%.

### 2.6.3. Detección de Complejos QRS

El proceso de detección del complejo QRS parte de la selección de las escalas características basada en las propiedades de la señal ECG y en las de los filtros equivalentes de la *wavelet* prototipo.

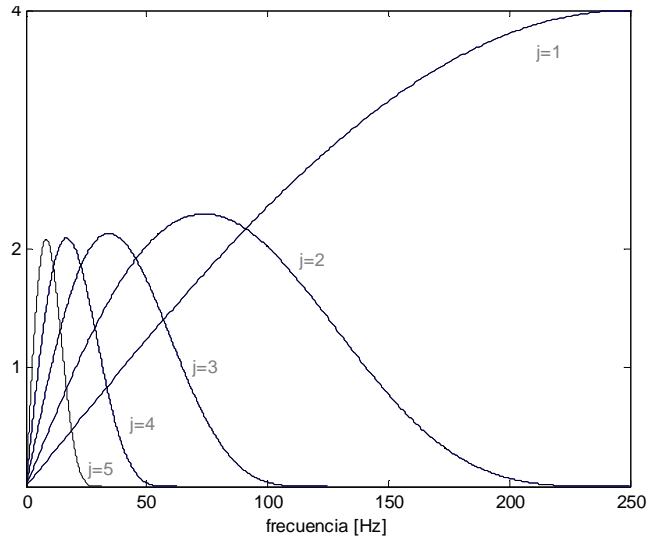
Los criterios médicos de electrocardiografía establecen entre sus estándares, normales y patológicos, rangos de valores tanto para la amplitud como para la duración de cada una de las ondas de la señal ECG. En adultos se encuentra que la duración de un complejo QRS normal se encuentra comprendida entre 60 ms y 110 ms, siendo la duración de la onda R menor a 70 ms y con una amplitud que varía entre 0.4 mV y 2.2 mV; valores medidos sobre las derivaciones del plano frontal.

Con una frecuencia de muestreo de 500 Hz se tiene que los puntos disponibles para la representación de un complejo QRS y una onda R normal, utilizando el algoritmo de descomposición con diezmado de Mallat, son los que se muestran en la siguiente tabla.

*Tabla 6.* Número de muestras disponibles para la representación de un complejo QRS y una onda R normales en diferentes escalas. [Referencia: autores].

Escala	Número de muestras complejo QRS	Número de muestras onda R
$2^1$	110	70
$2^2$	55	35
$2^3$	27	17
$2^4$	13	8
$2^5$	6	4

De la información contenida en la *Tabla 6* se concluye que para esta frecuencia de muestreo no es conveniente ir más allá del quinto nivel de descomposición puesto que no se dispondría de puntos suficientes para la representación adecuada de las líneas de módulos máximos comprometiendo por completo la efectividad del método.



*Figura 13.* Amplitud de la respuesta en frecuencia de los filtros equivalentes  $Q^j(\omega)$  a diferentes escalas para la *Wavelet Spline Cuadrática*, con frecuencia de muestreo de 500 Hz. [Referencia: autores].

Por otra parte la amplitud de la respuesta en frecuencia de los filtros  $Q^j(\omega)$  de la *wavelet Spline Cuadrática* para las escalas de  $2^1$  a  $2^5$  y frecuencia de muestreo de 500 Hz se muestra en la *Figura 13*, y su ancho de banda de 3 dB corresponde al consignado en la *Tabla 7*.

Comparando estos valores con la información de la *Tabla 1* y la *Figura 7* se encuentra que la escala  $2^5$  es la que mejor se ajusta a la banda de frecuencia del complejo QRS. Sin embargo, teniendo en cuenta que la proporción de las componentes de baja y alta frecuencia del complejo QRS puede variar (8) y de acuerdo a lo observado en la *Figura 8(b)* en la que se aprecia la mayor parte de la

energía del complejo QRS comprendida en un rango de frecuencia de 10Hz a 25 Hz; se concluye que es la escala  $2^4$  la que posee las características óptimas para la detección de los complejos QRS.

Tabla 7. Ancho de banda de 3 dB del filtro equivalente  $Q^j(w)$  en diferentes escalas para la Wavelet Spline Cuadrática. [Referencia: autores]

Escala	Ancho de banda de 3dB [Hz]
$2^1$	125 ~ 250
$2^2$	36 ~ 117
$2^3$	16.7 ~ 55
$2^4$	8.2 ~ 27
$2^5$	4 ~ 13.5

Una vez seleccionado el conjunto de escalas características  $\{2^1, 2^2, 2^3, 2^4\}$  se procede al cálculo de los coeficientes de la TWD en cada una de ellas y simultáneamente se obtienen los respectivos umbrales para la identificación de las líneas de módulos máximos.

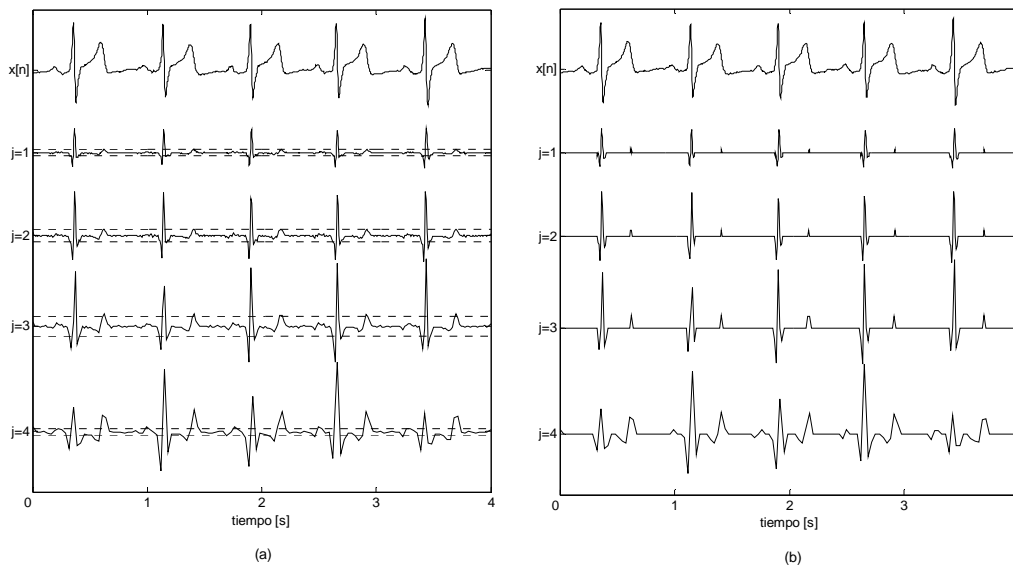
Martínez y colaboradores (2) sugieren la selección de un umbral proporcional al valor RMS de los coeficientes *wavelet* en cada uno de los niveles de descomposición; los umbrales utilizados en su trabajo corresponden a:

$$\begin{aligned} \varepsilon_{QRS}^j &= RMS(W_{2^j} x[n]) \quad j = 1, 2, 3 \\ \varepsilon_{QRS}^4 &= 0.5 * RMS(W_{2^4} x[n]) \end{aligned} \quad (19)$$

Resultados empíricos sobre la aplicación desarrollada en este trabajo mostraron que disminuía el número de complejos no detectados al reducir el valor del umbral del cuarto nivel; por lo que los umbrales se fijaron entonces como:

$$\begin{aligned}\mathcal{E}_{QRS}^j &= RMS(W_{2^j} x[n]) \quad j = 1, 2, 3 \\ \mathcal{E}_{QRS}^4 &= 0.25 * RMS(W_{2^4} x[n])\end{aligned}\quad (20)$$

La descomposición Wavelet de una señal ECG de prueba y los umbrales correspondientes a las escalas  $2^1$  a  $2^4$  se muestran en la *Figura 14*, junto con el resultado de este proceso de umbralización.



*Figura 14.* Descomposición *wavelet* de una señal ECG (a) Umbrales para la detección de las líneas de módulos máximos, (b) máximos – mínimos locales de la TWD. [Referencia: autores]

Después de registrar la localización de los máximos y mínimos locales de la TWD en las escalas características se observa que no todos ellos corresponden a líneas de módulos máximos. Se procede entonces a la eliminación de los máximos y mínimos locales aislados y redundantes en la escala  $2^4$ , restringiendo a uno el número de máximos o mínimos presentes en un intervalo de 120 ms; y eliminando aquellos que no pueden formar una línea de módulo máximo en un intervalo de igual longitud, el cual es ligeramente superior a la duración máxima de un complejo QRS normal.

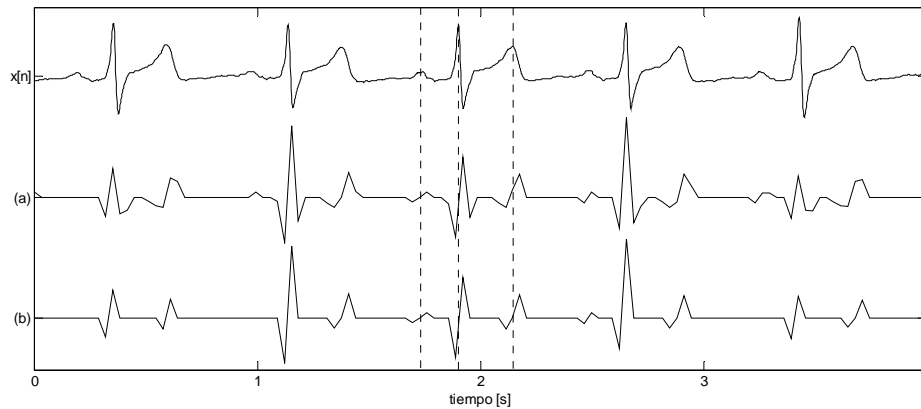


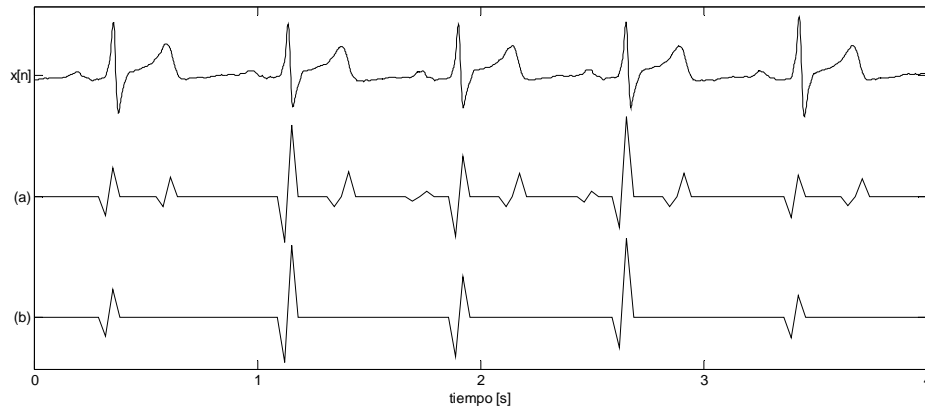
Figura 15.  $W_{2^4}x[n]$  (a) Máximos y mínimos locales (b) Eliminación los máximos y mínimos locales aislados y redundantes. [Referencia: autores]

Como se puede apreciar en la Figura 15, no todas las líneas de módulos máximos que se pueden formar una vez eliminado el aislamiento y la redundancia en los máximos y mínimos locales de  $W_{2^4}x[n]$  corresponde a una línea de módulo máximo de la onda R; algunos pueden corresponder a las ondas P o T dependiendo de la relación de amplitud que exista entre ellas y la onda R.

Por esto es necesario eliminar ahora las líneas de módulos máximos redundantes, se restringe entonces a uno el número de líneas de módulos máximos presentes en un intervalo de tiempo  $\tau$  similar al periodo de la señal ECG. Se fija el valor de  $\tau$  en 300 ms, que corresponde al periodo mínimo de una señal ECG, y posteriormente se modifica este valor de manera proporcional al valor del periodo medio de la señal que se analiza.

Para mejor el desempeño de la aplicación ante la presencia de extrasístoles o taquicardias no sostenidas, se optó por fijar el valor de  $\tau$  en la mitad del valor medio de la distancia entre los dos últimos complejos detectados.

Después de realizado este procedimiento se han detectado correctamente las líneas de módulos máximos correspondientes a los complejos QRS en la escala  $2^4$ , como se aprecia en la *Figura 16*.



*Figura 16.*  $W_{2^4}x[n]$  (a) Líneas de módulos máximos, (b) Líneas de módulos máximos ondas R. [Referencia: autores]

El paso siguiente una vez detectadas las líneas de módulos máximos de las ondas R en la mayor de las escalas características, consiste en identificarlas en cada una de las demás escalas para lo cual se inicia el proceso iterativo descrito con anterioridad.

La localización del pico R en el tiempo se realiza a partir de las líneas de módulos máximos en el primer nivel de descomposición, calculando el cruce por cero de cada una de ellas.

En la *Figura 17* se puede observar la identificación de las líneas de módulos máximos en cada uno de los niveles de descomposición y la correcta localización de los complejos QRS de la señal ECG de prueba.

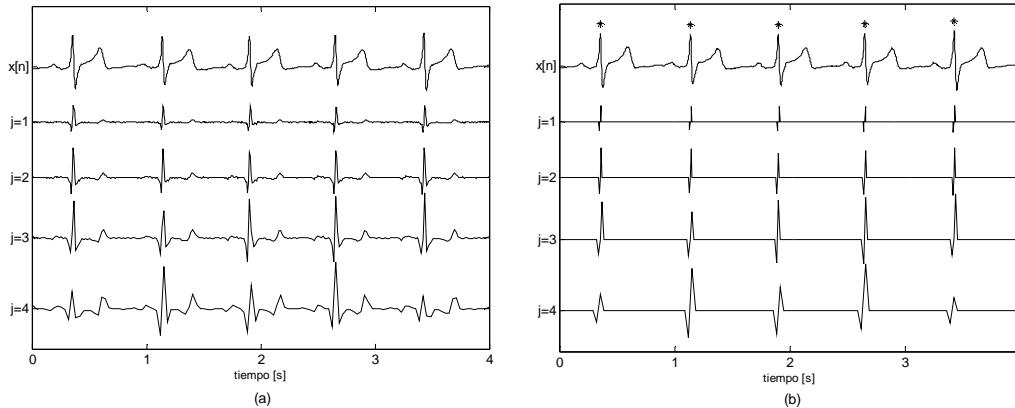


Figura 17. (a)  $W_{2^4}x[n]$ , (b) Líneas de módulos máximos y detección de ondas R. [Referencia: autores]

## 2.7. Resultados

Para evaluar el desempeño de la herramienta en cuanto a la detección de complejos QRS se utilizaron los conceptos de porcentaje de error, valor predictivo positivo y sensibilidad; calculados sobre una muestra de tres señales seleccionadas de manera aleatoria dentro del total de registros recopilados de cada una de las cuatro patologías consideradas, para un tamaño total de la muestra de doce señales. Cada una de las señales tiene una duración de 50 segundos y fue medida sobre la derivación DII

La evaluación de desempeño se realiza con la colaboración de un experto quien se encarga de determinar el número de complejos detectados de manera correcta por la herramienta (verdaderos positivos – VP), el número de complejos detectados que no corresponde a un complejo QRS real (falsos positivos – FP) y el número de complejos reales no detectados por la herramienta (falsos negativos – FN). Estos datos junto con el valor porcentaje de error correspondiente son mostrados en la *Tabla 8*.

Tabla 8. Porcentaje de error en la detección de complejos QRS. [Referencia: autores].

Señal	VP	FP	FN	% Error
X1	80	0	0	0,00
X2	93	0	3	3,13
X3	53	2	1	5,56
X4	65	1	0	1,54
X5	73	0	0	0,00
X6	64	0	0	0,00
X7	50	0	1	1,96
X8	76	1	0	1,32
X9	65	1	1	3,03
X10	87	0	0	0,00
X11	54	0	2	3,57
X12	59	0	0	0,00
<b>TOTAL</b>	<b>819</b>	<b>5</b>	<b>8</b>	<b>1,57</b>

El porcentaje de error corresponde al porcentaje del total de complejos reales detectados de manera incorrecta y se calcula mediante la siguiente expresión:

$$\% \text{ Error} = \frac{FP + FN}{VP + FN} * 100 \quad (21)$$

La sensibilidad corresponde al porcentaje de complejos reales detectados de manera correcta y se calcula a partir de:

$$\% \text{ Sensibilidad} = \frac{VP}{VP + FN} * 100 \quad (22)$$

El valor predictivo positivo hace referencia al porcentaje de complejos detectados correctamente sobre la base del total de complejos detectados por la herramienta; su expresión matemática corresponde a:

$$\%V_{pp} = \frac{VP}{VP + FP} * 100 \quad (23)$$

El algoritmo de detección de complejos QRS mediante la TW aplicado sobre una muestra de doce señales identifico falsamente 5 latidos (0.60%) y dejó de detectar 8 latidos (0.97%) para un total de fallas de 13 (1.57%). Presenta una sensibilidad del 99.03% y un valor predictivo positivo de 99.39%.

La señal X2 presenta una interferencia debida a la línea de potencia que no pudo ser atenuada durante el preprocesado, esta interferencia se debe a una planta generadora alterna que se encontraba funcionando en el momento de la toma del registro ante una falla en el suministro eléctrico en el sector; la señal X3 es más ruidosa que las demás; la señal X8 presenta complejos QRS es muy bajo voltaje, de amplitud comparable con las ondas P y T.

No obstante los buenos resultados obtenidos al evaluar el desempeño de la herramienta sobre las señales de prueba, se encuentra necesario revisar el procedimiento; puesto que al ampliar el tamaño de la muestra la efectividad se ve reducida. Este comportamiento es atribuible al elevado nivel de ruido presente en los registros, los movimientos de artefacto, la alta variabilidad de los intervalos  $R - R'$  y los cambios en el espectro de potencia del complejo QRS (8).

Se procede a revisar la selección de tres aspectos fundamentales: las escalas características, el umbral para la identificación de los máximos y mínimos locales de la TWD y el intervalo de inclusión para la eliminación de las líneas de módulos máximos redundantes.

Al analizar a través de la descomposición *wavelet* en múltiples escalas, las características de los trazos ECG que representaban mayor dificultad para la

identificación de los complejos QRS; se observa que la relación de amplitud entre las líneas de módulo máximo y los demás coeficientes de detalle en la escala  $2^3$ , es mayor a la existente en la escala  $2^4$ .

Acorde con estos hallazgos, se opta por redefinir el conjunto de escalas características como  $\{2^1, 2^2, 2^3\}$  y se procede asimismo, a determinar los umbrales correspondientes. Al mantener los umbrales propuestos por Martínez y colaboradores (2) se observa que mejora el comportamiento del porcentaje de error y del valor predictivo positivo; sin embargo, es posible mejorar adicionalmente la sensibilidad al reducir el umbral en el tercer nivel de descomposición. El valor de los nuevos umbrales está dado por:

$$\begin{aligned}\varepsilon_{QRS}^j &= RMS(W_{2^j}x[n]) \quad j = 1,2 \\ \varepsilon_{QRS}^3 &= 0.5 * RMS(W_{2^3}x[n])\end{aligned}\tag{24}$$

La reducción del número de escalas características implica además una disminución en el tiempo de procesamiento empleado por la herramienta.

Posteriormente, al evaluar el impacto de la alta variabilidad de los intervalos  $R - R'$  sobre la detección de los complejos QRS; se aprecia que este efecto puede ser contrarrestado por medio del factor de proporcionalidad que determina la longitud de la ventana de inclusión de líneas de módulos máximos. El valor seleccionado para tal efecto, correspondiente al 50% del valor medio de los dos últimos intervalos  $R - R'$  detectados, presenta un comportamiento altamente satisfactorio en la mayoría de los registros; sin embargo, en presencia de arritmias cardíacas o eventos ectópicos o paroxísticos, resulta conveniente ajustar este valor al 25%. El tipo de control que se realiza sobre la longitud de la ventana de inclusión, permite que la herramienta se ajuste a los cambios en la frecuencia cardíaca instantánea;

pero si la selección del factor de proporcionalidad no es adecuada, una falla en la detección podría inducir múltiples fallas adicionales.

La evaluación de los cambios efectuados se realiza sobre una muestra de 119 señales ECG correspondientes a sujetos diferentes; la duración de los registros es de 5 minutos y la derivación seleccionada corresponde a DI, DII o precordial. Los resultados en términos del porcentaje de error se muestran agrupados por patologías en las *tablas 9, 10, 11 y 12*; y en referencia al valor predictivo positivo y sensibilidad se presentan en forma de general en la *Tabla 13*.

*Tabla 9.* Porcentaje de error en la detección de complejos QRS – Arritmia Cardíaca. [Referencia: autores].

Señal	VP	FP	FN	% Error
10001	238	0	0	0,00%
10005	350	1	1	0,57%
10016	518	1	0	0,19%
10019	301	0	1	0,33%
10033	396	0	1	0,25%
10036	299	0	0	0,00%
10041	444	5	0	1,13%
10042	258	0	0	0,00%
10043	320	0	0	0,00%
10045	355	0	0	0,00%
10049	472	0	0	0,00%
10050	336	2	2	1,18%
10053	400	0	0	0,00%
10057	391	0	1	0,26%
10059	459	0	0	0,00%

10067	425	0	0	0,00%
10074	338	0	3	0,88%
10076	402	0	3	0,74%
10078	347	0	0	0,00%
10086	342	0	1	0,29%
10087	243	1	0	0,41%
10092	399	0	0	0,00%
10094	245	0	0	0,00%
10091	310	0	0	0,00%
10111	433	1	1	0,46%
10111	254	0	0	0,00%
10111	228	0	1	0,44%
10111	346	0	2	0,57%
10121	458	0	2	0,43%
<b>TOTAL</b>	<b>9475</b>	<b>11</b>	<b>25</b>	<b>0,38%</b>

Tabla 10. Porcentaje de error en la detección de complejos QRS – Diabetes Mellitus.  
[Referencia: autores].

Señal	VP	FP	FN	% Error
10004	447	0	0	0,00%
10007	316	2	2	1,26%
10011	349	0	1	0,29%
10023	366	1	1	0,54%
10035	322	0	1	0,31%
10039	457	0	1	0,22%
10040	334	1	0	0,30%

---

10046	429	0	1	0,23%
10047	232	0	0	0,00%
10048	516	1	2	0,58%
10055	340	0	0	0,00%
10058	346	0	1	0,29%
10060	436	0	0	0,00%
10062	298	0	0	0,00%
10063	419	0	0	0,00%
10066	451	0	0	0,00%
10070	465	1	1	0,43%
10071	421	0	1	0,24%
10073	441	0	2	0,45%
10075	379	0	1	0,26%
10077	447	1	0	0,22%
10080	404	0	1	0,25%
10088	529	0	0	0,00%
10089	355	0	0	0,00%
10090	352	0	0	0,00%
10093	429	0	0	0,00%
10098	422	0	0	0,00%
10103	365	0	1	0,27%
10104	401	0	0	0,00%
10107	371	0	1	0,27%
10108	422	0	2	0,47%
10109	361	0	2	0,55%
10116	497	1	1	0,40%
10117	312	0	0	0,00%
<b>TOTAL</b>	<b>13431</b>	<b>8</b>	<b>23</b>	<b>0,23%</b>

---

Tabla 11. Porcentaje de error en la detección de complejos QRS – Enfermedad Cerebro-Vascular. [Referencia: autores].

Señal	VP	FP	FN	% Error
10003	425	0	1	0,23%
10008	339	0	9	2,59%
10012	330	0	0	0,00%
10013	314	0	0	0,00%
10014	438	0	0	0,00%
10015	452	0	0	0,00%
10017	420	0	9	2,10%
10021	366	0	0	0,00%
10026	374	2	1	0,80%
10028	468	0	0	0,00%
10029	773	0	1	0,13%
10031	308	0	7	2,22%
10034	381	0	0	0,00%
10038	721	0	0	0,00%
10044	467	0	1	0,21%
10052	281	0	0	0,00%
10054	468	0	1	0,21%
10061	355	0	0	0,00%
10064	490	0	1	0,20%
10069	322	0	0	0,00%
10072	499	0	0	0,00%
10079	442	1	0	0,23%
10081	564	0	0	0,00%
10082	347	0	0	0,00%
10083	493	0	4	0,80%

10084	410	0	0	0,00%
10091	314	0	0	0,00%
10095	288	0	0	0,00%
10099	348	0	0	0,00%
10100	272	0	0	0,00%
10106	398	0	0	0,00%
10110	300	0	0	0,00%
10111	593	1	0	0,17%
<b>TOTAL</b>	<b>13760</b>	<b>4</b>	<b>35</b>	<b>0,28%</b>

Tabla 12. Porcentaje de error en la detección de complejos QRS – Infarto Agudo de Miocardio. [Referencia: autores].

Señal	VP	FP	FN	% Error
10001	238	0	0	0,00%
10005	350	1	1	0,57%
10016	518	1	0	0,19%
10019	301	0	1	0,33%
10033	396	0	1	0,25%
10036	299	0	0	0,00%
10041	444	5	0	1,13%
10042	258	0	0	0,00%
10043	320	0	0	0,00%
10045	355	0	0	0,00%
10049	472	0	0	0,00%
10050	336	2	2	1,18%
10053	400	0	0	0,00%

10057	391	0	1	0,26%
10059	459	0	0	0,00%
10067	425	0	0	0,00%
10074	338	0	3	0,88%
10076	402	0	3	0,74%
10078	347	0	0	0,00%
10086	342	0	1	0,29%
10087	243	1	0	0,41%
10092	399	0	0	0,00%
10094	245	0	0	0,00%
10097	310	0	0	0,00%
10112	433	1	1	0,46%
10113	254	0	0	0,00%
10118	228	0	1	0,44%
10119	346	0	2	0,57%
10120	458	0	2	0,43%
<b>TOTAL</b>	<b>10307</b>	<b>11</b>	<b>19</b>	<b>0,29%</b>

El algoritmo de detección de complejos QRS mediante la TW aplicado sobre una muestra de 119 señales de 5 minutos de duración identificó falsamente 34 latidos (0.07%) y dejó de detectar 8 latidos (0.97%) para un total de fallas de 102 (0.22%). Presenta una sensibilidad del 99.78% y un valor predictivo positivo de 99.78%.

Tabla 13. Evaluación general de desempeño. [Referencia: autores].

	Arritmia Cardiaca	Diabetes Mellitus	Enfermedad Cerebro- Vascular	Infarto Agudo del Miocardio	TOTALES
<b>Numero de Señales</b>	23	34	33	29	119
<b>VP</b>	9475	13431	13760	10307	46973
<b>FP</b>	11	8	4	11	34
<b>FN</b>	25	23	35	19	102
<b>Error</b>	0.38%	0.23%	0.28%	0.29%	0,29%
<b>Vpp</b>	99.88%	99.94%	99.97%	99.89%	99,93%
<b>Sensibilidad</b>	99.74%	99.83%	99.75%	99.82%	99,78%

## CAPITULO 3

---

### *VARIABILIDAD DE LA FRECUENCIA CARDIACA*

En los últimos 20 años ha sido reconocida la estrecha relación existente entre el Sistema Nervioso Autónomo y la mortalidad por eventos cardiovasculares, de allí la importancia de desarrollar indicadores cuantitativos de la actividad autonómica, entre los cuales la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (VFC) es uno de los más confiables y utilizados.

Unido a esto, se considera la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca como un predictor independiente de mortalidad tras haber sufrido un Infarto Agudo de Miocardio, y como una herramienta que permite estratificar riesgo (18).

#### **3.1. Medición de la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca**

La VFC puede ser medida haciendo uso de una variedad de métodos, básicamente existen los métodos en el dominio del tiempo y en el dominio de la frecuencia. Los *métodos en el dominio del tiempo* se subdividen a su vez en estadísticos y geométricos, mientras que los del *dominio de la frecuencia* se clasifican según la duración del registro a analizar (periodos cortos, 2 a 5 minutos y periodos largos, 24 horas).

La Sociedad Europea de Cardiología y la Sociedad Norteamericana de Ritmo y Electrofisiología (18) establecen como estándar en estudios clínicos y fisiológicos el uso de registros de corta duración de 5 minutos procesados por métodos en el dominio de la frecuencia y registros de 24 horas analizados con métodos en el dominio del tiempo.

### 3.1.1. Métodos en el Dominio del Tiempo

Los métodos en el dominio del tiempo permiten calcular las variaciones de la frecuencia cardíaca en cualquier punto en el tiempo (frecuencia cardíaca instantánea) y en los intervalos entre complejos QRS sucesivos derivados de ritmo sinusal, llamados también intervalos NN (Normal to Normal).

#### 3.1.1.1. Métodos Estadísticos

Dependiendo de la variable de entrada utilizada pueden provenir o de las mediciones directas de los intervalos RR o la frecuencia cardíaca instantánea (SDNN y SDANN), o de la diferencia entre intervalos RR (RMSSD); y aunque existen una gran variedad de métodos, sin embargo, los más importantes y empleados en el análisis de la VFC son descritos a continuación. Adicionalmente, los indicadores pueden ser calculados sobre la señal electrocardiográfica completa o sobre pequeños segmentos de ella.

- *SDNN (Standard Deviation of the NN intervals - ms)*

Corresponde a la raíz cuadrada de la varianza sobre el intervalo seleccionado, así:

$$SDNN = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N [RR(i) - \overline{RR}]^2}{N}} \quad (25)$$

Donde N es el número de intervalos utilizados en el cálculo, y  $\overline{RR}$  el promedio de ellos.

Es importante tener en cuenta que la varianza total de la VFC aumenta con la longitud de los segmentos analizados, por lo cual, aunque es posible calcular esta variable sobre cortos periodos o sobre registros completos o de 24 horas, es incorrecto comparar SDNN medidos sobre segmentos de diferente duración.

- *SDANN (Standard Deviation of the Average NN intervals - ms)*

La desviación estándar de los promedios de intervalos RR en todos los segmentos cortos (generalmente de 5 minutos) del registro completo, evalúa los cambios en la frecuencia cardiaca relacionados con periodos mayores al considerado. Como sigue:

$$SDANN = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N [ARR_i - \overline{ARR}]^2}{N}} \quad (26)$$

Donde

$$\overline{ARR} = \frac{ARR_1 + ARR_2 + \dots + ARR_N}{N} \quad (27)$$

Y  $ARR_N$  es el promedio de los intervalos RR del segmento N y por tanto  $\overline{ARR}$  es el promedio de los promedios de los intervalos RR en los segmentos de 5 minutos, es decir, corresponde a la medida del intervalo promedio del registro ECG total.

- *RMSSD (Square Root of the Mean Squared Differences of Successive NN intervals - ms)*

Es la raíz cuadrada del promedio de la suma de las diferencias al cuadrado entre intervalos RR adyacentes.

$$RMSSD = \sqrt{\frac{\sum_{i=2}^N DSRR_i^2}{N-1}} \quad (28)$$

Donde

$$DSRR_i = |RR(i) - RR(i-1)| \quad (29)$$

Es la diferencia entre intervalos RR sucesivos y  $N$  es el número total de intervalos.

### 3.1.1.2. Métodos Geométricos

Es necesario convertir en patrones geométricos los intervalos RR normales para calcular índices como Índice Triangular de la VFC, TINN (Interpolación triangular del histograma de los intervalos RR), Índice Diferencial e Índice Logarítmico. Este tipo de métodos es conveniente aplicarlo a señales de más de 20 minutos, preferiblemente 24 horas, debido a que requieren de una gran cantidad de intervalos RR para la construcción del patrón geométrico.

### 3.1.2. Métodos en el Dominio de la Frecuencia

Para el estudio de la VFC se han utilizado una gran variedad de métodos, entre los cuales el análisis de la Densidad Espectral de Potencia (PSD) es tal vez el más empleado, pues da a conocer cómo varía la potencia en función de la frecuencia. La PSD es calculada a partir del tacograma, el cual muestra la duración de los intervalos RR versus el número del latido al que corresponde cada uno, mediante algoritmos matemáticos clasificados en métodos paramétricos y no paramétricos. La *Transformada Rápida de Fourier (FFT)* se encuentra entre los métodos no paramétricos, en tanto que en el caso de los paramétricos el modelo *Auto Regresivo (AR)* es el más común y tal vez sencillo, sin embargo, algoritmos como *ARMA*, *ARMAX*, *BJ* y *Yule Walker* son también empleados.

### Componentes Espectrales

Los registros de corta duración (2 a 5 minutos) poseen básicamente tres componentes espectrales: muy bajas frecuencias (VLF), bajas frecuencias (LF) y altas frecuencias (HF). Mientras la distribución de potencia y la frecuencia central de las componentes LF y HF se relacionan con la modulación del sistema nervioso autónomo, la explicación fisiológica de VLF no está claramente definida.

Generalmente la componente no armónica, que se ve influenciada por los algoritmos para la eliminación de la desviación de línea base, se considera la constituyente más grande de la VLF (18).

*Tabla 14.* Mediciones de la VFC en el dominio de la frecuencia para el análisis de registros de corta duración (5 minutos). [Referencia: autores].

<i>Variable</i>	<i>Unidades</i>	<i>Descripción</i>	<i>Rango de Frecuencias [Hz]</i>
Potencia Total 5 minutos	ms <sup>2</sup>	Varianza de los intervalos RR	≈ ≤ 0.4
VLF	ms <sup>2</sup>	Potencia en el rango VLF	≤ 0.04
LF	ms <sup>2</sup>	Potencia en el rango LF	0.04-0.15
LF norm	nu	Potencia LF en unidades normalizadas $\frac{LF}{Potencia\ total-VLF} \times 100$	
HF	ms <sup>2</sup>	Potencia en el rango HF	0.15-0.4
HF norm	nu	Potencia HF en unidades normalizadas $\frac{HF}{Potencia\ total-VLF} \times 100$	
LF/HF		Relación $\frac{LF [ms^2]}{HF [ms^2]}$	

Las mediciones de las componentes de potencia VLF, LF y HF normalmente son dadas en valores absolutos de potencia (milisegundos al cuadrado - ms<sup>2</sup>), aunque también LF y HF pueden ser calculadas en unidades normalizadas (nu), lo cual representa el valor relativo de la respectiva componente respecto a la potencia total sin tener en cuenta a VLF (19). Sin embargo a la hora de analizar e interpretar las mediciones es necesario contar tanto con unidades normalizadas como absolutas. En la *Tabla 14* se listan las mediciones con el rango de frecuencias correspondiente y la unidad en que se expresa normalmente cada componente.

### **3.2. Correlación Fisiológica y Componentes de la VFC**

Aunque el corazón funciona de forma autónoma, la frecuencia cardiaca y el ritmo dependen en gran medida del Sistema Nervioso Autónomo, y esto se manifiesta en las variaciones de los intervalos RR que se presentan durante condiciones de reposo, que evidencian el suave control latido a latido que ofrecen los mecanismos moduladores. Las actividades vagal y del sistema nervioso simpático eferente, es decir, asociado al control periférico, dirigidas al nodo sinusal, se caracterizan por descargas sincrónicas con cada ciclo cardiaco que pueden ser moduladas por osciladores centrales, como los centros vasomotor y de la respiración, y periféricos, como la oscilación en la presión arterial y en los movimientos asociados a la respiración. Estos osciladores crean fluctuaciones rítmicas en la descarga neural eferente representadas por oscilaciones de corta y larga duración en el periodo cardiaco.

A partir del análisis de estas oscilaciones es posible sacar conclusiones acerca del estado y función de los osciladores centrales, la actividad eferente del sistema nervioso simpático y vagal, los factores humorales y el nodo sinusal.

El análisis espectral de la VFC ha mejorado la comprensión de los efectos moduladores de la actividad neural en el nodo sinusal. La componente HF está constituida principalmente por la actividad vagal eferente, mientras que la interpretación de LF es mucho más discutida, pues es considerada por unos como un marcador de modulación simpática y por otros como un parámetro que incluye tanto influencias simpáticas como vagales (19). Esta diferencia de opiniones se debe a la disminución en la potencia absoluta de la componente LF que se presenta en ciertas condiciones asociadas a excitación simpática. En este punto es importante resaltar que durante la activación simpática la taquicardia resultante va

de la mano generalmente con una notable reducción en la potencia total, mientras que en la activación vagal se presenta el efecto contrario.

### **3.2.1. Factores que afectan la VFC**

En diversas situaciones la potencia calculada en unidades normalizadas de las componentes LF y HF puede aumentar. LF se incrementa en pacientes sanos durante el test tilt a 90°, en posición de pie, stress mental, y ejercicio moderado. Además durante moderada hipotensión, actividad física y oclusión o taponamiento de una arteria coronaria o de la parte común de la arteria carótida, esto se ha observado en estudios realizados en perros conscientes (20). Por el contrario, la potencia de HF aumenta en condiciones de respiración controlada, estimulación en frío de la cara y estímulos rotacionales.

De igual forma la VFC varía bajo ciertas condiciones: con la temperatura y la altitud, en presencia de enfermedades cardiovasculares, ante el consumo de cafeína y alcohol, y de acuerdo a los ritmos circadianos. Además de ser afectada por el ambiente familiar y de tener componentes hereditarios (21), disminuye ante estrés físico y mental, con la edad y en caso de aumento de la frecuencia cardiaca, y se incrementa en estado de relajación (19).

Adicionalmente se ha observado que las altas frecuencias (HF) poseen una potencia mayor en mujeres que en hombres, y que el fumar causa una disminución crónica pero transitoria en el control vagal.

### **3.3. Uso Clínico de la VFC**

La Variabilidad de la Frecuencia Cardiaca posee el potencial para determinar el papel que juegan las variaciones del Sistema Nervioso Autónomo en individuos sanos y en pacientes con diversas afecciones cardiovasculares y no

cardiovasculares. Sin embargo, la aplicación de la VFC ha sido ampliamente aceptada únicamente en dos escenarios clínicos, como predictor de riesgo después de un Infarto Agudo de Miocardio (IAM) y como un indicador que facilita la detección temprana de Neuropatía Diabética (18).

### **3.3.1. Evaluación de Riesgo después de IAM**

La disminución en la VFC de pacientes que han sufrido un Infarto Agudo de Miocardio (IAM) es un robusto indicador que permite predecir mortalidad y complicaciones arrítmicas (como muerte cardíaca súbita y taquicardia ventricular), siendo además independiente de otros factores de riesgo reconocidos.

La reducción de la variabilidad se puede manifestar como un decremento en la actividad vagal dirigida al corazón, lo que da lugar al predominio de los mecanismos simpáticos y a que la actividad eléctrica cardíaca se vuelva inestable. En pacientes que sobreviven a un IAM se observa una reducción tanto en la potencia total como en la de las componentes espectrales de la PSD. En el caso de VFC demasiado deprimidas la mayor parte de la potencia se concentra en el rango de muy bajas frecuencias (VLF) por debajo de los 0.03 Hz, y la fracción restante, asociada a la respiración, se localiza en altas frecuencias.

Si bien la VFC puede ser calculada y analizada en registros tanto de corta como de larga duración, en señales correspondientes a periodos cortos (2 a 5 minutos) proporciona información pronóstica, mientras que en registros de 24 horas es un poderoso predictor de riesgo. Esto se debe a que el valor predictivo de la disminución de la VFC es mayor conforme aumenta la longitud de los registros analizados.

### **3.3.2. Evaluación de Neuropatía Diabética**

La neuropatía diabética es una complicación de la Diabetes Mellitus que se caracteriza por una degeneración temprana y generalizada de las fibras nerviosas del sistema simpático y parasimpático; y su detección temprana es vital debido a que una vez empiezan a presentarse los síntomas de esta enfermedad, hay un 50% de posibilidades de que el paciente muera en los siguientes 5 años.

En la detección de neuropatía diabética la VFC ha sido muy útil, tanto en el dominio del tiempo con registros largos como en el de la frecuencia con señales de corta duración. En el análisis del espectro de la VFC son signos de neuropatía diabética: la reducción de la potencia en todas las bandas de frecuencia, dificultad en el aumento de la potencia de la componente LF al ponerse de pie, potencia total anormalmente disminuida con radio LF/HF que no cambia y movimiento de la frecuencia central de LF a la izquierda.

### **3.4. Implementación**

El punto de partida para el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardiaca (VFC) es la localización de los latidos, que se realiza por medio de la detección de los complejos QRS y la cual a su vez, se representa por la localización de las ondas R.

La frecuencia cardiaca está determinada por la actividad eléctrica de los ventrículos, por esta razón su medición se realiza con base en la distancia entre dos ondas R consecutivas ya que estas representan el periodo de la señal ECG.

El método empleado durante el desarrollo del presente trabajo se basa en un análisis espectral de los datos recopilados a partir de la identificación de los complejos QRS. Dado que las señales adquiridas son de corta duración (5 minutos), no se realiza la medición de la VFC por métodos en el dominio del tiempo puesto

que, al ser los cálculos dependientes de la longitud de la señal, sus estándares están establecidos para mediciones sobre señales de 24 horas.

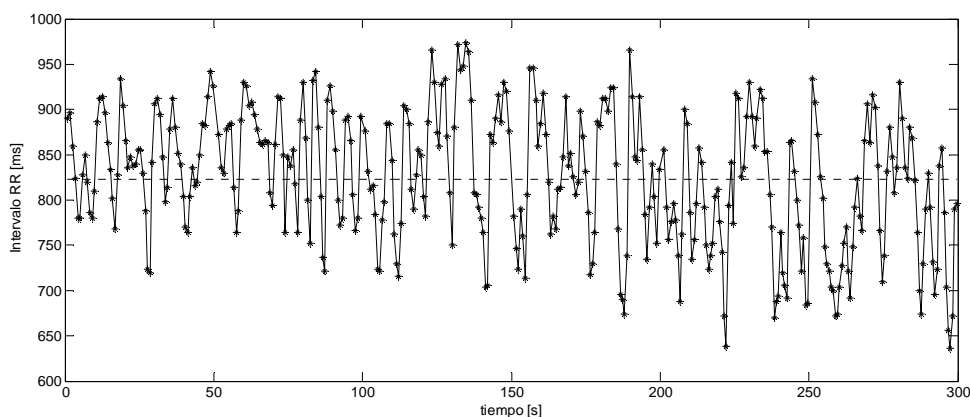


Figura 18. Serie de eventos discretos (SED) 5 minutos. [Referencia: autores].

Una vez conocida la localización de los complejos QRS se procede a calcular los intervalos RR, cuyo inverso representa la frecuencia instantánea de la señal ECG. Para llevar a cabo la medición de la VFC mediante un método no paramétrico, es decir, basado en la transformada rápida de Fourier (FFT); se construye una serie de eventos discretos (SED), a partir de los intervalos RR y de la localización de los latidos, relacionando el instante de la ocurrencia de cada latido ( $R_i$ ) con el intervalo RR definido por el mismo y su precedente ( $R_i - R_{i-1}$ ), como se observa en la Figura 18.

La selección del método no paramétrico se debe a la sencillez del algoritmo y a la velocidad de procesamiento que es superior a la de los métodos paramétricos. La señal SED es equivalente al tacograma utilizado en los métodos paramétricos; se diferencian en cuanto el tacograma relaciona los intervalos RR con el número del latido que representa mientras ésta lo hace con el instante en que ocurre. Por esta razón SED corresponde a una señal muestreada irregularmente en el tiempo.

Para poder realizar un análisis espectral de SED se requiere realizar una interpolación sobre la misma y posteriormente realizar un sub-muestreo a una frecuencia que garantice la integridad de la información que se desea analizar. Este procedimiento ha sido recomendado por la Sociedad Europea de Cardiología (ESC) y por la Sociedad Norte Americana de Ritmo y Electrofisiología (NASPE) como uno de los estándares de medición de la VFC (18).

La interpolación se realiza para llevar SED a la misma frecuencia de muestreo de la señal ECG original, 500 Hz; el método utilizado corresponde a una interpolación cúbica mediante *splines*, el cual es sugerido en (22). Ya que la frecuencia de la señal cardiaca varía en pacientes sanos entre 1 Hz y 1.67 Hz y llega en pacientes con taquicardia ventricular a alcanzar los 2.5 Hz, se selecciona una frecuencia de remuestreo de 5 Hz a fin de garantizar el criterio de Nyquist. Llevando a cabo una interpolación sobre una frecuencia suficientemente alta y posteriormente realizando un sub-muestreo a una frecuencia lo más cercana posible a la frecuencia de la señal cardiaca, se busca garantizar la máxima integridad de la señal original reduciendo los efectos que sobre su espectro implica la ejecución de este procedimiento. La *Figura 19*, permite comparar la SED original con su versión interpolada y su versión remuestreada.

Carvalho y colaboradores (22) sugieren utilizar una frecuencia de remuestreo de 2 ó 4 Hz; sin embargo se ha considerado que estas frecuencias no son suficientes para el análisis de arritmias, las cuales constituyen una de las patologías objeto de este estudio. Por otra parte, aunque las arritmias ventriculares pueden alcanzar frecuencias hasta de 200 latidos por minuto; se considera que un paciente con una fibrilación ventricular de más de 150 latidos por minuto o con un flutter ventricular, se encuentra en una condición muy delicada puesto que el riesgo de entrar en paro

cardiaco es elevado; y por tanto no se considera posible tomar registros electrocardiográficos de este tipo de pacientes para efectos del presente estudio.

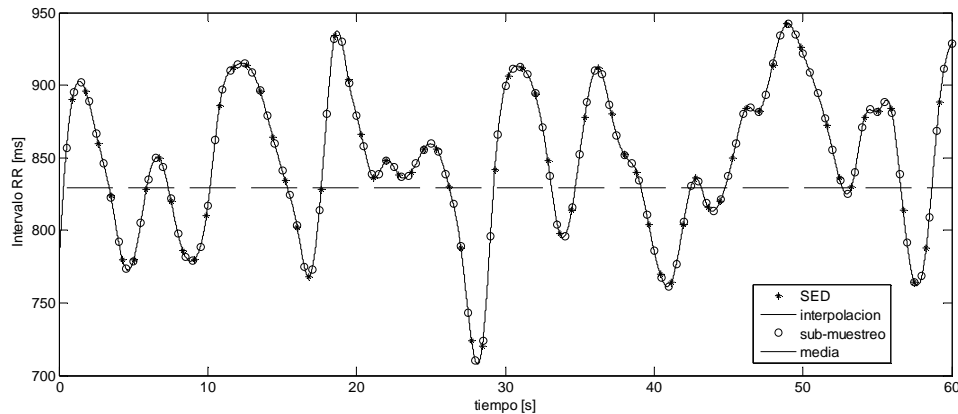


Figura 19. Serie de eventos discretos (SED) interpolada y sub-muestreada. Detalle de 1 minuto. [Referencia: autores].

Una vez se ha interpolado SED y ha sido posteriormente remuestreada se calcula su valor medio, cuyo inverso representa la frecuencia cardiaca media del registro; y se le resta para proceder al cálculo del espectro de potencia a través de la FFT mediante la utilización de una ventana Hanning, Figura 20.

La utilización de una ventana Hanning de cinco minutos tiene como objetivo atenuar los componentes de alta frecuencia producto de la duración finita de la señal. Aunque las directrices de la ESC y la NASPE sugieren el uso de ventanas Hamming, Hanning o triangular, predomina el uso de ventanas Hanning (23), (22).

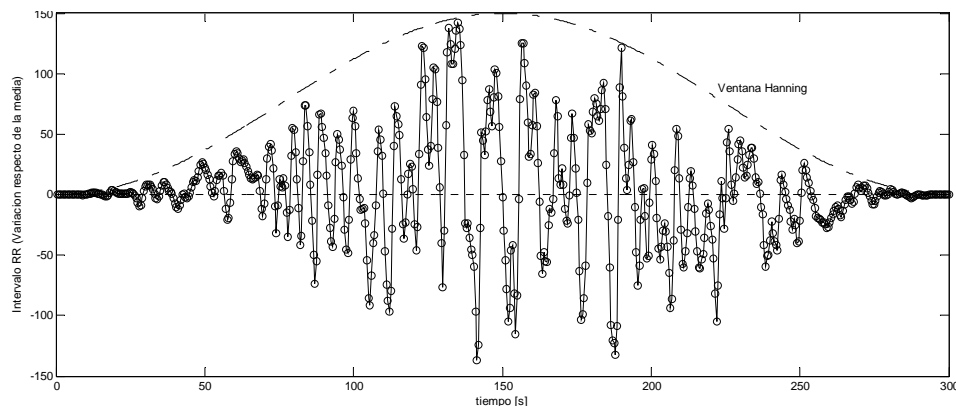
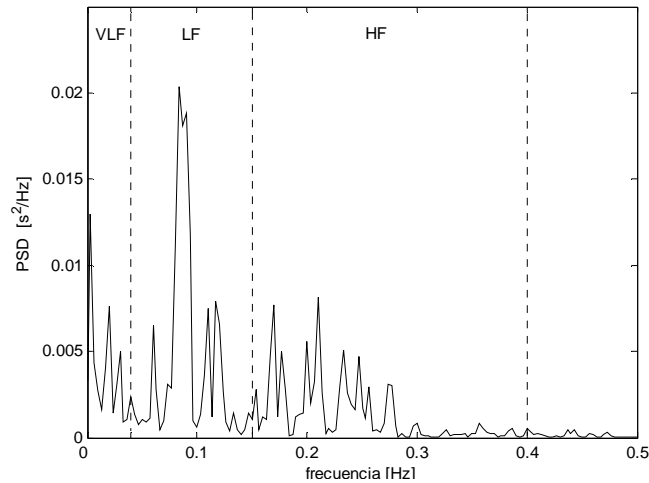


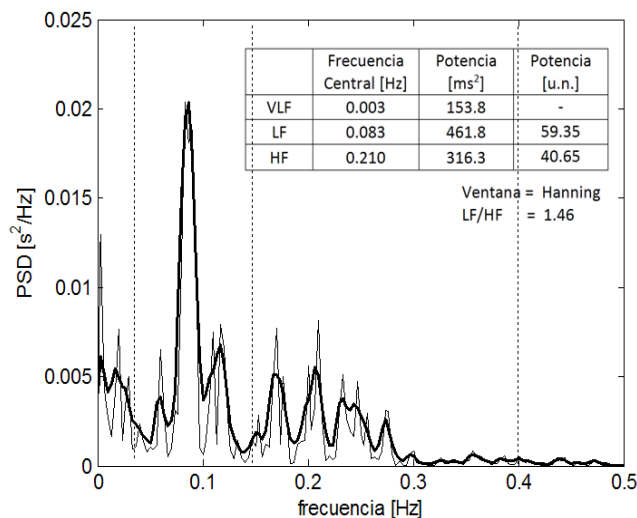
Figura 20. Ventana Hanning aplicada a la Serie de eventos discretos (SED) interpolada y sub-muestreada. [Referencia: autores].

Después de esto, la densidad espectral de potencia de cada una de las componentes se calcula como la integral del espectro de potencia de la VFC en los límites correspondientes (ver *Tabla 14*), definidos en un ejemplo de un espectro de potencia ilustrado en la *Figura 21*.



*Figura 21.* Espectro de Potencia de la VFC. [Referencia: autores].

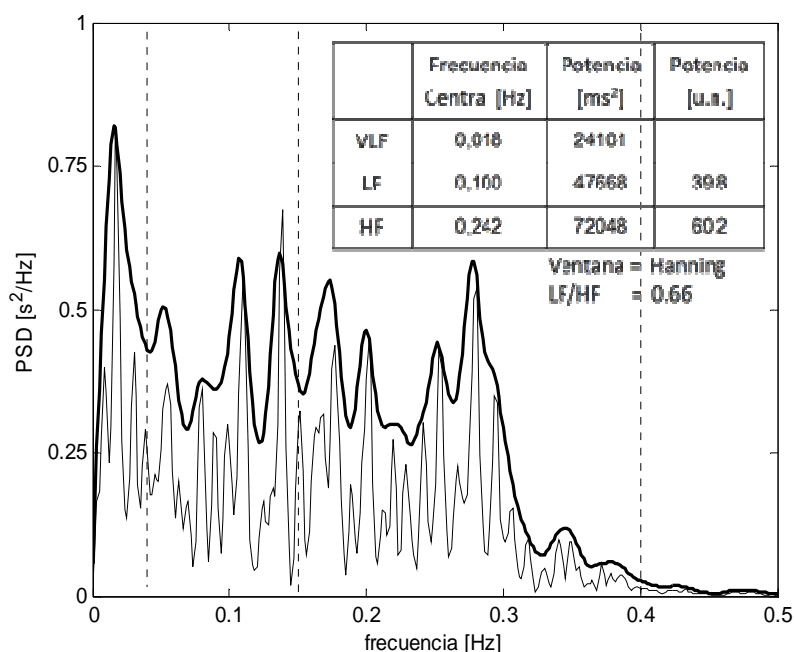
Finalmente los resultados son presentados como se muestra en la *Figura 22*. Es necesario especificar el tipo de ventana utilizada junto con los valores de la frecuencia central y la PSD de cada una de las componentes. Adicionalmente para efectos de visualización se añade una versión del espectro de potencia de la VFC suavizada mediante técnicas de promediado.



*Figura 22.* VFC. [Referencia: autores].

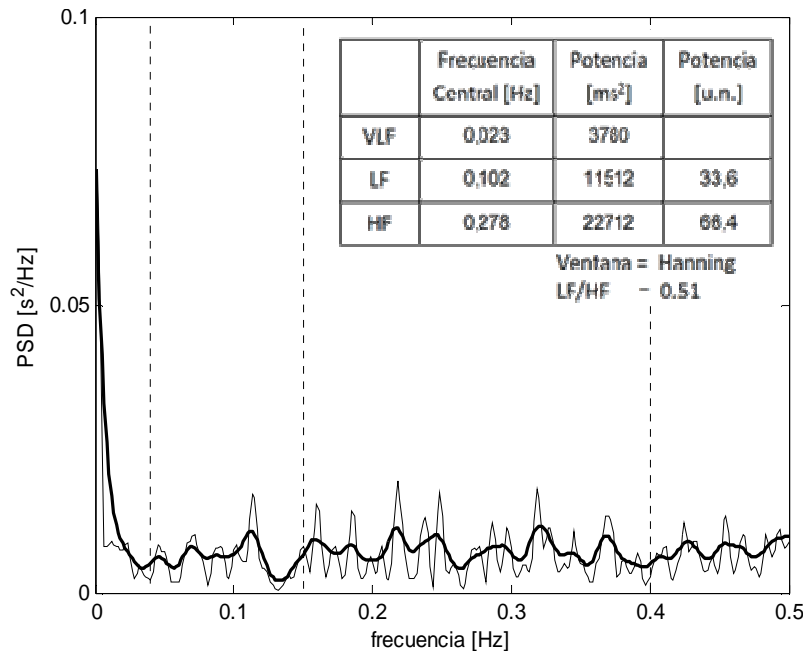
### 3.5. Resultados

Se calcularon los indicadores de la VFC para 111 señales ECG de 5 minutos de duración, cada una de las cuales presentaba un error inferior al 1% en la detección de los complejos QRS. Estos indicadores, así como las graficas de la Densidad Espectral de Potencia fueron agrupados por patologías, con el fin de calcular a partir de ellos algunos datos estadísticos: media, desviación estándar y mediana. Sin embargo, en el caso de las arritmias cardiacas, se dividen los resultados de acuerdo a la frecuencia cardiaca que presentan las señales, debido a que la PSD muestra un comportamiento notablemente diferente en tres casos: En presencia de *Bradycardias*, es decir frecuencias cardiacas menores a 60 lat/min, *Taquicardias*, frecuencias mayores a 100 lat/min y de *Otras* arritmias, donde se agrupan las frecuencias restantes. Estos resultados se presentan en la *Tabla 15* y en la *Tabla 16*.



*Figura 23.* Variabilidad de la Frecuencia Cardiaca promedio, calculada sobre una muestra de 5 pacientes con diagnóstico de Arritmia Cardiaca - Bradicardia. [Referencia: autores].

En la *Figura 23* se muestra la Densidad Espectral de Potencia (PSD) promedio de los pacientes con diagnóstico de Arritmia Cardíaca - Bradicardia, para una detección de complejos QRS con error del 0.34%, valor predictivo positivo de 99.92% y sensibilidad de 99.75%. Mientras que la *Figura 24* presenta la PSD para pacientes con diagnóstico de Arritmia Cardíaca – Taquicardia, con error en la detección de 0.08%, valor predictivo positivo de 100% y sensibilidad de 99.92%.



*Figura 24.* Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca promedio, calculada sobre una muestra de 7 pacientes con diagnóstico de Arritmia Cardíaca - Taquicardia. [Referencia: autores].

En la *Figura 25* se puede observar la PSD promedio de los pacientes con diagnóstico de Arritmia Cardíaca - Otros, para una detección de complejos QRS con error del 0.19%, valor predictivo positivo de 99.87% y sensibilidad de 99.94%.

La *Figura 26* presenta la PSD promedio de los pacientes con diagnóstico de Diabetes Mellitus, con error en la detección de 0.21%, con un valor predictivo positivo de 99.95% y sensibilidad de 99.84%. En tanto que la *Figura 27* muestra la PSD promedio de los pacientes con diagnóstico de Enfermedad Cerebro-Vascular,

para una detección de los complejos QRS que presenta un porcentaje de error de 0.11%, con un valor predictivo positivo de 99.97% y sensibilidad de 99.92%.

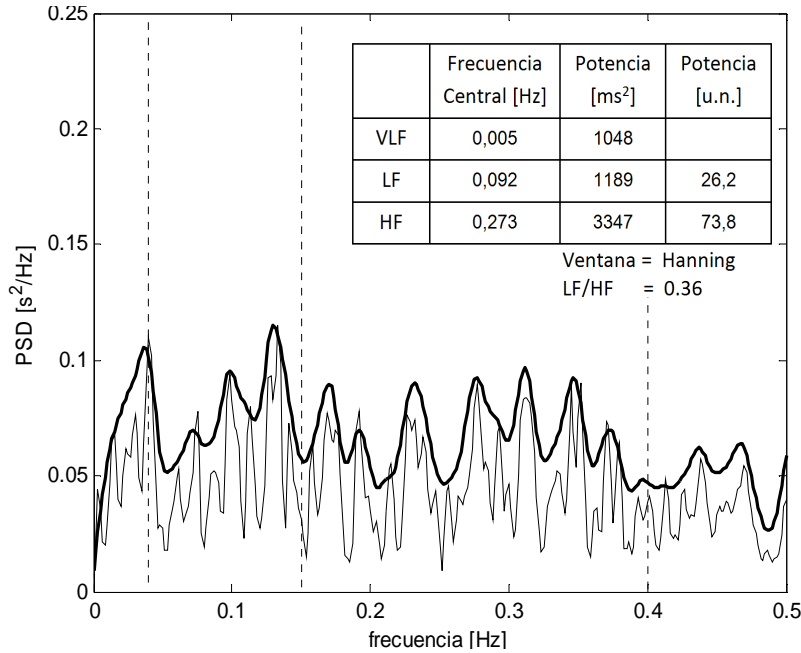


Figura 25. Variabilidad de la Frecuencia Cardiaca promedio, calculada sobre una muestra de 8 pacientes con diagnóstico de Arritmia Cardiaca - Otros. [Referencia: autores].

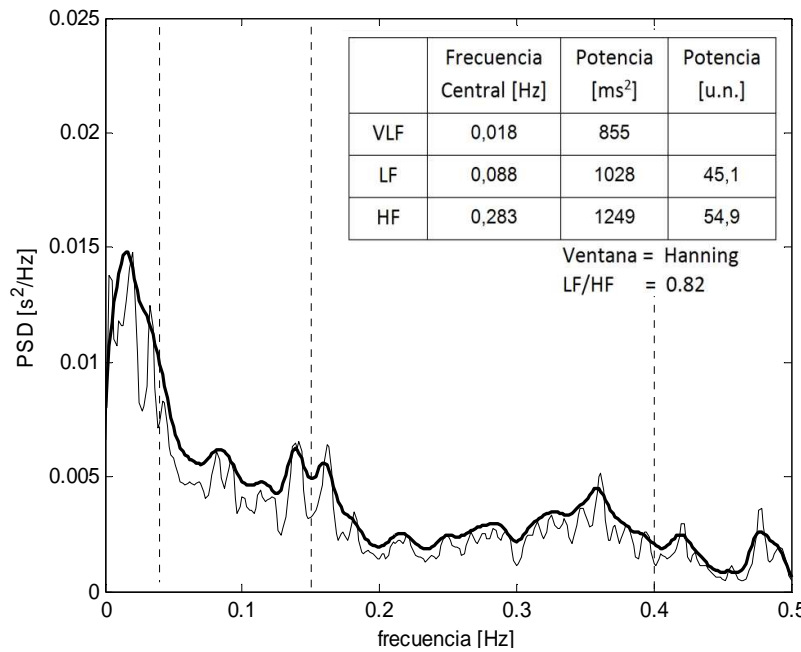
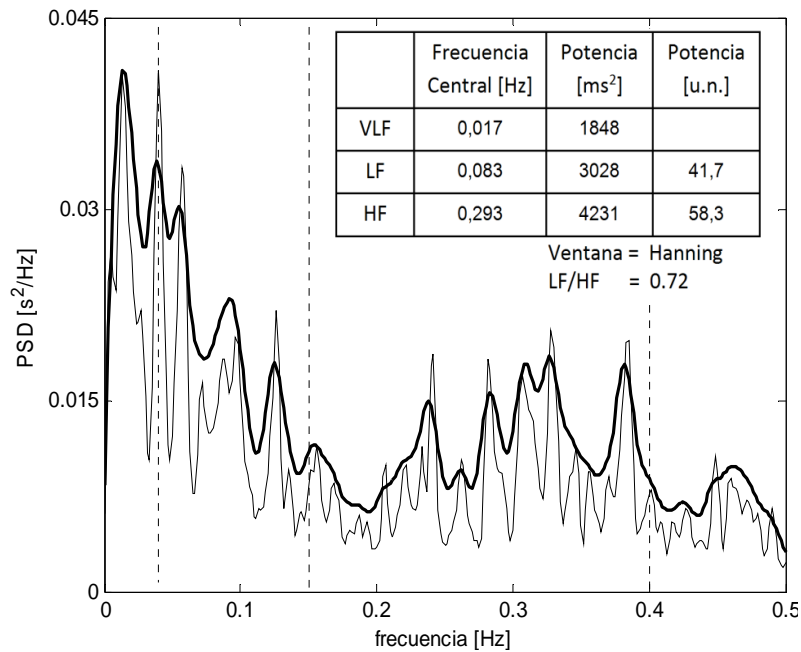
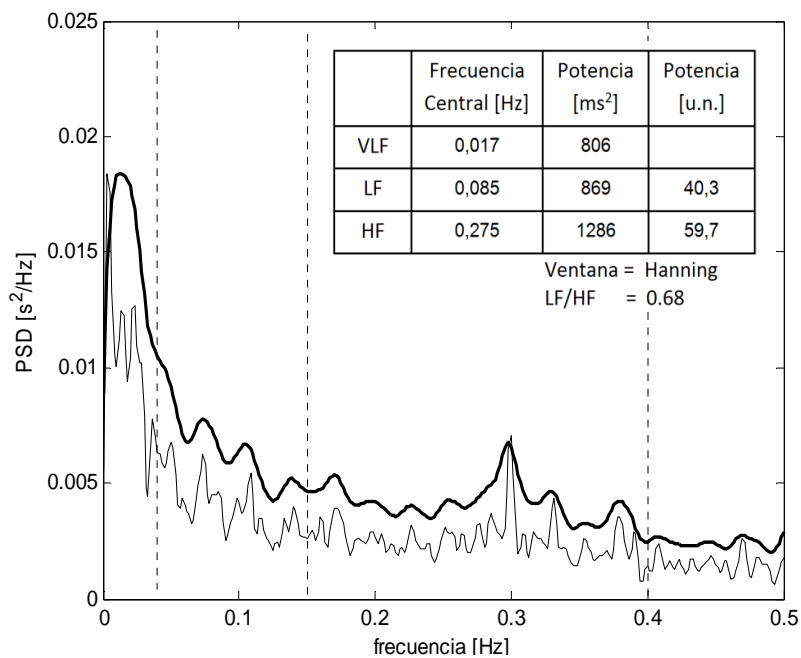


Figura 26. Variabilidad de la Frecuencia Cardiaca promedio, calculada sobre una muestra de 33 pacientes con diagnóstico de Diabetes Mellitus. [Referencia: autores].

Y finalmente en la *Figura 28* se presenta la PSD promedio de pacientes con diagnóstico de Infarto Agudo de Miocardio, con error en la detección del 0.22%, valor predictivo positivo de 99.96% y sensibilidad de 99.82%.



*Figura 27.* Variabilidad de la Frecuencia Cardiaca promedio, calculada sobre una muestra de 30 pacientes con diagnóstico de Enfermedad Cerebro-Vascular. [Referencia: autores].



*Figura 28.* Variabilidad de la Frecuencia Cardiaca promedio, calculada sobre una muestra de 28 pacientes con diagnóstico de Infarto Agudo del Miocardio. [Referencia: autores].

Variable	Unidad	ARRITMIA CARDIACA					
		BRADICARDIA fc < 60 lat/min		TAQUICARDIA fc > 100 lat/min		OTRAS 60 < fc < 100 lat/min	
		Media ± DST	Mediana	Media ± DST	Mediana	Media ± DST	Mediana
Potencia total	ms <sup>2</sup>	145489 ± 106972	171465	5329 ± 7497	1715	38338 ± 35407	32724
VLF	ms <sup>2</sup>	24101 ± 3388	24658	1036 ± 1762	260	3780 ± 4002	3236
LF	ms <sup>2</sup>	48475 ± 38649	72117	1221 ± 2090	206	11624 ± 10676	9062
HF	ms <sup>2</sup>	71015 ± 68415	69446	3057 ± 5172	1224	22621 ± 20604	19061
LF	un	51.24 ± 16.55	51.92	35.13 ± 19.72	28.00	32.83 ± 4.92	32.92
HF	un	48.76 ± 16.55	48.08	64.87 ± 19.72	72.00	67.17 ± 4.92	67.08
LF/HF		1.31 ± 1.00	1.08	0.71 ± 0.68	0.39	0.50 ± 0.11	0.49

Tabla 15. Estadísticas de la VFC en Arritmia Cardíaca medidas sobre 20 registros.  
[Referencia: autores]

Tabla 16. Estadísticas de la VFC medidas sobre 99 registros. [Referencia: autores]

Variable	Unidad	PATOLOGIAS					
		DIABETES MELLITUS		ENFERMEDAD CEREBROVASCULAR		INFARTO AGUDO DE MIOCARDIO	
		Media ± DST	Mediana	Media ± DST	Mediana	Media ± DST	Mediana
Potencia total	ms <sup>2</sup>	3161 ± 5608	437	9217 ± 25526	3123	2987 ± 3460	1907
VLF	ms <sup>2</sup>	855 ± 1415	263	1842 ± 4070	784	805 ± 814	579
LF	ms <sup>2</sup>	1038 ± 2249	79	3007 ± 8686	687	878 ± 1347	268
HF	ms <sup>2</sup>	1238 ± 2704	82	4232 ± 12535	692	1277 ± 1651	745
LF	un	48.98 ± 24.09	47.80	41.21 ± 21.49	38.85	42.74 ± 20.46	45.45
HF	un	51.02 ± 24.09	52.20	58.79 ± 21.49	61.15	57.26 ± 20.46	54.56
LF/HF		2.00 ± 3.20	0.92	1.10 ± 1.24	0.64	1.05 ± 1.00	0.83

# CAPITULO 4

---

## *IMPLEMENTACIÓN DE BASE DE DATOS*

### **4.1. Marco teórico de Base de Datos**

Una colección de datos no redundantes, interrelacionados y organizados, recibe el nombre de base de datos. El acceso y manipulación de esta información es posible a través de un Sistema de Gestión de Bases de Datos (SGBD) o DBMS (Database Management System).

#### **4.1.1. Sistema de Gestión de Bases de Datos**

Un SGBD es un conjunto de programas de aplicación encargados principalmente de definir las estructuras para almacenar los datos y del manejo de ellos, haciendo uso de lenguajes propios, llamados *lenguajes de bases de datos*. Dentro de las funciones de un SGBD o DBMS está (24):

- **Definición de los datos:** El SGBD acepta la estructura de la base de datos, que está dada por un *modelo de datos*, la definición y las restricciones de los datos a almacenar; todo esto en versión fuente, y debe convertirlo en versión objeto. Para cumplir con esta función utiliza su *Lenguaje de Definición de Datos (LDD)*.
- **Manipulación de los datos:** El SGDB permite añadir datos, actualizar los existentes, borrar, extraer y modificar la información que el usuario desee. Para esto cuenta con el *Lenguaje de Manipulación de Datos (LMD)*.

- **Seguridad e Integridad de los datos:** El SGBD se encarga de controlar el acceso de los usuarios a la información, de tal forma que solo los que están autorizados puedan acceder a la base de datos. De igual forma debe rechazar los intentos de violación de las medidas de seguridad e integridad que el administrador de la base de datos ha impuesto.
- **Recuperación y concurrencia de los datos:** Debido a que la información de la base de datos puede ser accesible a gran cantidad de usuarios al mismo tiempo, quienes pueden actualizarla y modificarla, el SGBD debe garantizar la coherencia de los datos después de las diversas manipulaciones.
- **Diccionario de Datos:** El SGBD debe permitir a los usuarios el acceso al diccionario de datos, que es un archivo que contiene *metadatos*, es decir, datos acerca de los datos (25); tales como nombre, tipo, tamaño, relaciones entre ellos, usuarios autorizados, restricciones y estadísticas de actualización, entre otros.
- **Desempeño:** El SGBD debe realizar todas estas funciones de forma eficiente.

Diferentes SGBD se especializaron en la utilización de modelos de datos específicos, de tal forma que los que emplean el modelo de datos relacional son conocidos como Sistemas de Gestión de Bases de Datos relacionales, SGBDR o RDBMS.

#### 4.1.1.1. Lenguajes de Bases de Datos

Un sistema de bases de datos proporciona un tipo de lenguaje para definir el esquema de la base de datos, y otro para expresar consultas y actualizaciones.

*El Lenguaje de definición de datos (LDD)* expresa un conjunto de definiciones mediante las que se especifica el esquema de la base de datos, es decir el diseño

completo de ésta; definiendo los datos con precisión, la estructura de almacenamiento y los métodos de acceso. Las instrucciones de este lenguaje se compilan dando lugar a un conjunto de tablas que se almacenan en el diccionario de datos.

*El lenguaje de manipulación de datos (LMD)* es el lenguaje encargado de facilitar a los usuarios el acceso y manipulación de los datos. La manipulación de los datos incluye la extracción de la información almacenada, la inserción de nueva información, la supresión de registros y la actualización o modificación de los datos existentes en la base de datos. Hay dos tipos de LMD (25):

- LMD Procedimentales: Requieren que el usuario especifique *qué* datos necesita y *cómo* obtenerlos.
- LMD Procedimentales: Requieren que el usuario especifique *qué* datos necesita, sin declarar *cómo* obtenerlos.

Además hay una parte del LMD encargada de generar consultas, entendiéndose por consulta una instrucción de solicitud para recuperar información, llamada *lenguaje de consultas*.

Actualmente, el lenguaje comercial de bases de datos de mayor influencia es SQL (Structured Query Language), SQL se ha establecido como el lenguaje estándar de bases de datos relacionales, con componentes como: LDD, LMD, LMD incorporado, LDD modificado con instrucciones para la definición de vistas, la especificación de derechos de acceso a relaciones y vistas, el manejo de la integridad de los datos y el control de transacciones (23).

### 4.1.2. Modelo de Datos

Un modelo de datos es un esquema conceptual que especifica qué datos se almacenan en la base de datos y qué relaciones existen entre estos. Los *modelos de datos*, también llamados modelos lógicos, se han clasificado en dos grandes grupos de acuerdo al tratamiento que le dan a los datos: modelos lógicos basados en objetos y modelos lógicos basados en registros. Dentro de cada grupo existe un modelo representativo, entre los basados en objetos, es el modelo entidad-relación; y para los basados en registros es el modelo relacional, el cual es el de más amplia difusión y aplicabilidad hoy en día.

#### 4.1.2.1. Modelo Entidad-Relación (E-R)

El modelo de datos entidad-relación E-R está basado en una percepción del mundo real que consta de un conjunto de objetos básicos llamados *entidades* y de *relaciones* entre estos objetos (25). Este modelo está formado por conceptos como atributo, dominio, clave primaria y correspondencia de cardinalidades, que permiten representar gráficamente entes reales, facilitando el diseño de la base de datos.

Una *entidad* es un objeto, cosa o concepto sobre el que se recoge información, que es además distinguible de los demás objetos y que tiene vida propia en el sistema que se está modelando. Por ejemplo, un cliente, un producto o un préstamo. También pueden existir *conjuntos de entidades* los cuales agrupan aquellas que comparten las mismas propiedades o atributos.

Una *relación* es una asociación entre dos o más entidades, un vínculo existente entre los objetos del mundo real que las entidades representan, y a menudo simbolizan acciones entre ellas. Al igual que sucede con las entidades, las

relaciones se pueden agrupar cuando son del mismo tipo, constituyendo un *conjunto de relaciones*.

Cada conjunto de entidades o relaciones posee características o propiedades que lo definen denominadas *atributos*, los cuales poseen un valor particular para cada entidad o relación. De igual forma un atributo puede adoptar un valor que pertenece a un conjunto de valores permitidos, llamado *dominio*. Por ejemplo, los atributos de un conjunto de entidades cliente o paciente podrían ser nombre, cédula, teléfono y dirección, el dominio de los atributos nombre y dirección sería una cadena de caracteres (*varchar*) y el dominio de los atributos teléfono y cédula es los enteros (*int*).

Un conjunto de uno a más atributos conforma una *clave primaria* cuando permite distinguir una *entidad* dentro de un *conjunto de entidades* y una *relación* dentro de un *conjunto de relaciones*. Se denomina *clave primaria* a aquella mínima clave escogida por el diseñador de la base de datos como elemento principal para identificar de manera única las *entidades* dentro de un *conjunto de entidades* (25).

El número de entidades a las que otra entidad puede estar asociada a través de un conjunto de relaciones, es llamado *correspondencia de cardinalidades*. De esta forma podemos hablar de relaciones uno a uno (1:1), uno a varios (1:N), varios a uno (N:1) ó varios a varios (N:M).

#### **4.1.2.2. Modelo Relacional**

Una base de datos relacional está formada por un conjunto de tablas, que tienen un nombre único; de manera que tanto los datos como las relaciones entre los datos están representados en tablas.

En este modelo una tabla corresponde a una *relación*, por lo cual éste es el término que se emplea para designarlas; cada columna hace referencia a un *atributo*, cada atributo posee un conjunto de valores permitidos o *dominio*, al igual que en el modelo E-R, y una fila representa una relación entre un conjunto de valores, que para efectos de este modelo se denomina *tupla*. En la *Tabla 17* podemos observar un ejemplo, la relación *paciente*, que contiene tres cabeceras de columnas o atributos: *PNo*, que es el número del paciente, *Género* y *Edad*, y 4 tuplas o filas. La tupla (10020, M, 78) en la relación *paciente* indica que el paciente número 20 es un hombre de 78 años.

*Tabla 17.* Relación paciente. [Referencia: autores].

<b>PNo</b>	<b>Genero</b>	<b>Edad</b>
10020	M	78
10053	F	58
10075	F	62
10115	M	77

La información de una base de datos relacional puede ser recuperada o almacenada mediante consultas que ofrecen una amplia flexibilidad y poder para administrar la información. Como se había mencionado anteriormente, el lenguaje estándar para construir las consultas a bases de datos relacionales es *SQL*, *Structured Query Language* o *Lenguaje Estructurado de Consultas*, un lenguaje implementado por los principales motores o sistemas de gestión de bases de datos relacionales (SGBDR).

#### **4.1.3. Diseño de una base de datos**

El diseño de una base de datos se lleva a cabo en tres niveles básicamente.

#### **4.1.3.1. Diseño Conceptual**

En este nivel de diseño se describe la realidad, a través de las características del problema, se identifican los actores del sistema o usuarios de la base de datos, se determinan los datos que son necesarios para ellos, y en base a los conceptos de un modelo de datos, comúnmente el modelo Entidad-Relación, se plasman los requisitos de usuario en un *esquema conceptual* o diseño preliminar de la base de datos.

Esta etapa se caracteriza por presentar una vista abstracta y general del universo real, por lo tanto, en este nivel no son significativos los datos sino las características del problema descrito.

#### **4.1.3.2. Diseño Lógico**

Tras haber plasmado una cantidad de información en un esquema conceptual es necesario filtrar esta información de tal forma que se adapte a las limitaciones que imponen el hardware y software a emplear. En el nivel de diseño lógico además se traslada el modelo entidad-relación al modelo de implementación de los sistemas de gestión de bases de datos.

Como se mencionó anteriormente, el modelo relacional se ha establecido como el principal modelo en numerosas aplicaciones y es el que más se utiliza actualmente. En bases de datos relacionales, en esta etapa se construyen las relaciones o tablas del modelo a partir del esquema conceptual, con sus atributos, claves principales y dominios.

### **Transformación de Diagramas E-R en relaciones**

El diagrama E-R se puede convertir en tablas, es decir, pasar al modelo relacional, por medio de unos principios básicos (26):

- Toda entidad se convierte en una relación, y todos sus atributos se transforman en columnas de la relación.
- Toda relación N:M pasa a ser una relación que adopta las claves primarias de las entidades que asocia.
- Toda relación 1:N con atributos se transforma en una relación como si fuese una de tipo N:M; en caso de no tener atributos desaparece la relación pero la entidad con cardinalidad 1 adopta la clave primaria de la que tiene N. Las relaciones 1:1 son un particularización de este caso por lo cual se procede del mismo modo.
- En toda relación con atributos estos pasan a ser columnas de la relación en caso de que ésta exista.

#### **4.1.3.3. Diseño Físico**

En el nivel de diseño físico, se elige el sistema de gestión de bases de datos que se adapte de mejor forma a la aplicación a desarrollar, y se definen la forma de organización de los archivos y las estructuras de almacenamiento a nivel interno.

### **4.2. Desarrollo de la base de datos**

La implementación de la base de datos se desarrolla en los tres niveles de abstracción definidos previamente, dando lugar al modelo conceptual, el modelo lógico y el modelo físico.

#### 4.2.1. Modelo Conceptual

El sistema a modelar es el almacenamiento de señales electrocardiográficas y de información clínica de los pacientes. La siguiente lista describe los principales requisitos del desarrollo.

- Las señales capturadas pertenecen a una muestra de pacientes adultos que consultan el Servicio de Urgencias del Hospital Universitario de Santander con diagnóstico de:
  - Diabetes Mellitus
  - Arritmia Cardíaca
  - Infarto agudo de Miocardio
  - Enfermedad Cerebro-vascular
- La unidad de adquisición de datos empleada almacena digitalmente las señales ECG en formato *txt*.
- Los datos del paciente, personales y clínicos, registrados se muestran en el formato de recolección en el *Anexo A*.
- Cada paciente se identifica mediante su cedula de ciudadanía, es asociado con una sola señal ECG y clasificado en solo uno de los diagnósticos posibles.
- Respecto a los antecedentes listados, un paciente puede presentar cero o más, y varios pacientes pueden compartir el mismo antecedente.
- Un paciente puede o no, tener exámenes registrados, con su respectivo valor, y un examen determinado puede ser realizado a más de un paciente.

La Declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial (*Anexo B*) establece que se debe respetar la intimidad de las personas que participan en un estudio o investigación, por ende, sus datos personales son confidenciales. Teniendo en cuenta esto, se decide no registrar en la base de datos la siguiente información:

nombre, cédula de ciudadanía, fecha de nacimiento, dirección y teléfono. Esta información estará solamente al alcance de personal médico interesado en realizar futuras investigaciones o seguimiento a los pacientes. Por lo tanto, cada paciente se identifica con un número de 5 dígitos, llamado PNo; previendo además el aumento a futuro de la capacidad de la base de datos.

Adicionalmente, las patologías, los antecedentes y los exámenes se asocian a números de 3 dígitos denominados DNo, TNo y XNo, respectivamente, como se muestra en las *tablas 18, 19 y 20*.

*Tabla 18. Grupo de Diagnósticos.  
[Referencia: autores].*

<b>DNo</b>	<b>Diagnóstico</b>
201	Arritmia Cardíaca
202	Diabetes Mellitus
203	Enfermedad Cerebro-vascular
204	Infarto Agudo de Miocardio

*Tabla 19. Grupo de Antecedentes.  
[Referencia: autores].*

<b>TNo</b>	<b>Antecedente</b>
301	Alcoholismo
302	Cafeinismo
303	Hipertensión
304	Sedentarismo
305	Sobrepeso
306	Tabaquismo

*Tabla 20. Grupo de Exámenes.  
[Referencia: autores].*

<b>XNo</b>	<b>Examen</b>
401	Colesterol LDL
402	Colesterol HDL
403	Colesterol Total
404	Creatinquinasa fracción MB (CK MB)
405	Creatinquinasa Total (CK Total)
406	Fracción de Eyección (FE)
407	Glicemia
408	LDH
409	SGOT
410	Triglicéridos
411	Troponina T

Se emplea el modelo de datos entidad-relación E-R, para traducir los requisitos de datos al *esquema de diseño conceptual*, por lo tanto, en el esquema se definen los conjuntos de entidades, los conjuntos de relaciones, los atributos de cada conjunto, y la correspondencia de cardinalidades entre entidades. Antes de pasar a la fase final, que es la construcción del diagrama E-R, como representación completa del modelo conceptual.

#### **4.2.1.1. Designación de los Conjuntos de Entidades y de Relaciones**

A partir de las especificaciones del sistema listadas antes se comienzan a identificar los conjuntos de entidades y sus atributos, los conjuntos de relaciones y correspondencia de cardinalidades.

- El conjunto de entidades *paciente*, con los atributos *PNo*, *edad*, *sexo*, *ciudad* y *departamento*.
- El conjunto de entidades *historia\_clinica* con los atributos *fecha\_in\_HUS*, *hora\_in\_HUS*, *fecha\_toma\_EKG*, *hora\_toma\_EKG*, *motivo\_consulta*, *diagnóstico\_completo*, *tensión\_arterial\_in*, *frecuencia\_cardiaca\_in*, *peso*, *talla*, *perímetro\_cintura*, *perímetro\_cadera* y *otros\_antecedentes*.
- El conjunto de entidades *grupo\_de\_diagnosticos* con los atributos *DNo* y *diagnóstico*, que asocia un número (antes mencionado) a cada patología.
- El conjunto de entidades *grupo\_de\_antecedentes* con los atributos *TNo* y *antecedente*, que asocia un número (antes mencionado) a cada antecedente.
- El conjunto de entidades *grupo\_de\_examenes* con los atributos *XNo* y *examen*, que asocia un número (antes mencionado) a cada examen.

- El conjunto de relaciones uno a uno entre paciente e historia\_clínica, *paciente-historia\_clinica*.
- El conjunto de relaciones varios a uno desde *paciente* a *grupo\_de\_diagnósticos*, *diagnóstico*, con el atributo de relación *tiempo\_evolución*, que asocia cada paciente con uno de los cuatro posibles diagnósticos.
- El conjunto de relaciones varios a varios entre *paciente* y *grupo\_de\_antecedentes*, *antecedentes*, con el atributo de relación *tiempo\_evolución*,
- El conjunto de relaciones varios a varios entre *paciente* y *grupo\_de\_examenes*, *exámenes*, con el atributo de relación *valor\_examen*.
- El conjunto de relaciones varios a varios entre *paciente* y *grupo\_de\_diagnósticos*, *ECG*, con el atributo de relación *señal*, que asocia a cada paciente con un diagnóstico y con una señal ECG.

#### 4.2.1.2. Diagrama E-R

En la *Figura 29* se muestra la representación completa de un modelo conceptual para el registro de señales ECG e información clínica de pacientes, expresada en términos de los conceptos E-R.

#### 4.2.2. Modelo Lógico

En el proceso de diseño lógico se utiliza como entrada el modelo de datos E-R construido en la etapa anterior y se hace una transformación al modelo a emplear en la implementación de la base de datos, en este caso el relacional. En esa conversión ocurre lo siguiente:

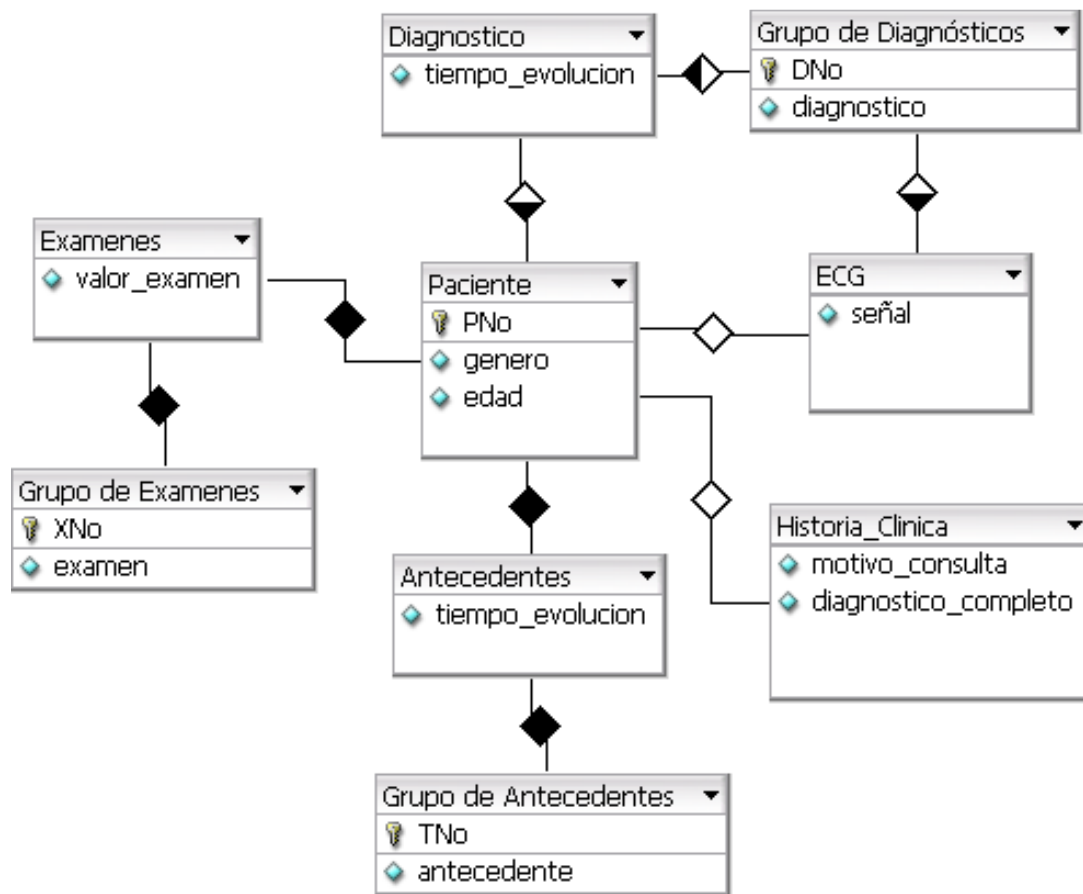


Figura 29. Diagrama Entidad – Relación. [Referencia: autores].

- Los conjuntos de entidades *paciente*, *grupo de antecedentes*, *grupo de exámenes* y *grupo de diagnósticos* se convierten en relaciones, y sus atributos en columnas de la relación.
- El conjunto de entidades *historia clínica* se convierte en una relación y adopta la clave primaria del conjunto de entidades *paciente*, debido a que la relación 1:1 *paciente-historia clínica* que no posee atributos desaparece.
- Las relaciones *antecedentes*, *diagnóstico*, *exámenes* y *ECG* se convierten en relaciones acogiendo las claves primarias de las entidades que asocian.

A continuación se muestran las tablas que componen el modelo relacional, sus características tales como atributos, claves primarias y dominios; junto con una breve descripción de cada uno de los atributos.

Tabla 21. Relación Paciente. [Referencia: autores].

RELACIÓN PACIENTE			
ATRIBUTOS			
Nombre del atributo	Tipo de Datos	Clave Primaria	Descripción
PNo	SMALLINT(5)	✓	Número del paciente
edad	TINYINT(2)		Edad a la fecha de toma del examen
genero	ENUM('F', 'M')		Sexo del paciente
ciudad	VARCHAR(20)		Ciudad de residencia
departamento	VARCHAR(12)		Departamento de residencia

Tabla 22. Relación ECG. [Referencia: autores].

RELACIÓN ECG			
ATRIBUTOS			
Nombre del atributo	Tipo de Datos	Clave Primaria	Descripción
PNo	SMALLINT(5)	✓	Número del paciente
DNo	SMALLINT(3)	✓	Número del diagnóstico (ver tabla 18)
señal			Señal ECG en formato txt

Tabla 23. Relación Historia Clínica. [Referencia: autores].

<b>RELACIÓN HISTORIA_CLÍNICA</b>			
ATRIBUTOS			
<b>Nombre del atributo</b>	<b>Tipo de Datos</b>	<b>Clave Primaria</b>	<b>Descripción</b>
PNo	SMALLINT(5)	✓	Número del paciente
fecha_in_HUS	DATE		Fecha de ingreso del paciente al HUS
hora_in_HUS	TIME		Hora de ingreso del paciente al HUS
fecha_toma_ECG	DATE		Fecha de toma de la señal ECG
hora_toma_ECG	TIME		Hora de toma de la señal ECG
motivo_consulta	TEXT		Sintomatología y razón por la cual acude al HUS
diagnostico_completo	TEXT		Ultimo diagnostico registrado en la historia clínica del paciente
tension_arterial_in	VARCHAR(7)		Tensión arterial al ingreso
frecuencia_cardiaca_in	TINYINT(3)		Frecuencia cardiaca al ingreso
peso	TINYINT(3)		Peso
talla	FLOAT(3,2)		Talla registrada en la cédula de ciudadanía
perimetro_cintura	TINYINT(3)		Perímetro de cintura medido al realizar el examen
perimetro_cadera	TINYINT(3)		Perímetro de cadera medido al realizar el examen
otros_antecedentes	TEXT		Otros antecedentes que no están dentro de los listados

Tabla 24. Relación Grupo de Diagnósticos. [Referencia: autores].

RELACIÓN GRUPO DE DIAGNÓSTICOS			
ATRIBUTOS			
Nombre del atributo	Tipo de Datos	Clave Primaria	Descripción
DNo	SMALLINT(3)	✓	Número del diagnóstico (ver tabla 18)
diagnostico	VARCHAR(30)		Diagnostico principal: IAM, ECV, DM o Arritmia Cardiaca

Tabla 25. Relación Grupo de Antecedentes. [Referencia: autores].

RELACIÓN GRUPO DE ANTECEDENTES			
ATRIBUTOS			
Nombre del atributo	Tipo de Datos	Clave Primaria	Descripción
TNo	SMALLINT(3)	✓	Número del antecedente (ver tabla 19)
antecedente	VARCHAR(15)		Listado de antecedentes

Tabla 26. Relación Grupo de Exámenes. [Referencia: autores].

RELACIÓN GRUPO DE EXÁMENES			
ATRIBUTOS			
Nombre del atributo	Tipo de Datos	Clave Primaria	Descripción
XNo	SMALLINT(3)	✓	Número del examen (ver tabla 20)
examen	VARCHAR(30)		Listado de exámenes

Tabla 27. Relación Diagnóstico. [Referencia: autores].

<b>RELACIÓN DIAGNÓSTICO</b>			
ATRIBUTOS			
Nombre del atributo	Tipo de Datos	Clave Primaria	Descripción
PNo	SMALLINT(5)	✓	Número del paciente
DNo	SMALLINT(3)	✓	Número del diagnóstico (ver tabla 18)
tiempo_evolucion	VARCHAR(20)		Tiempo de evolución de la enfermedad

Tabla 28. Relación Antecedente. [Referencia: autores].

<b>RELACIÓN ANTECEDENTES</b>			
ATRIBUTOS			
Nombre del atributo	Tipo de Datos	Clave Primaria	Descripción
PNo	SMALLINT(5)	✓	Número del paciente
TNo	SMALLINT(3)	✓	Número del antecedente (ver tabla 19)
tiempo_evolucion	VARCHAR(30)		Tiempo de evolución de la antecedente

Tabla 29. Relación Exámenes. [Referencia: autores].

<b>RELACION: EXÁMENES</b>			
ATRIBUTOS			
Nombre del atributo	Tipo de Datos	Clave Primaria	Descripción
PNo	SMALLINT(5)	✓	Número del paciente
XNo	SMALLINT(3)	✓	Número del examen (ver tabla 20)
valor_examen	TEXT		Valor de cada examen

### 4.2.3. Modelo Físico

La base de datos fue implementada en el SGBDR *Open Source MySQL*, el software para el manejo de bases de datos relacionales más difundido. Que sea *Open Source* significa que es de carácter gratuito, y cualquiera puede usarlo y modificarlo. El software *MySQL* es descargable desde internet y usa la licencia GPL (*General Public License*), para definir lo que se puede y no se puede hacer con el software en diferentes situaciones (27).

La *Figura 30* muestra la implementación del diseño físico en *MySQL*, como se observa para la implementación en *MySQL* es necesario primero crear las tablas con las características y campos mostrados en las tablas 21 a la 29; para posteriormente insertar los datos en cada una de ellas.

Para la inserción de registros y la administración de la bases de datos se emplea el *lenguaje PHP* a través de la herramienta *PHPmyadmin*. *PHP* requiere ser instalado en el servidor *Apache*, y esto se hace con ayuda del programa *Wamp5*. *Wamp5* es *Open source* e instala y configura automáticamente el servidor *Apache*, *MySQL* y *PHP*.

#### 4.2.3.1. Lenguajes de programación utilizados

La base de datos fue implementada haciendo uso de los lenguajes de programación:

- SQL
- PHP

```

c:\wamp\mysql\bin\mysql.exe
Enter password:
Welcome to the MySQL monitor.  Commands end with ; or \g.
Your MySQL connection id is 35 to server version: 4.1.10a-nt

Type 'help;' or '\h' for help. Type '\c' to clear the buffer.

mysql> use electro
Database changed
mysql> show tables;
+-----+
| Tables_in_electro |
+-----+
| antecedentes      |
| diagnostico       |
| examenes          |
| grupo_de_antecedentes |
| grupo_de_diagnostico |
| grupo_de_examenes |
| historia_clinica  |
| paciente          |
+-----+
8 rows in set (0.02 sec)

mysql> describe historia_clinica;
+-----+-----+-----+-----+-----+-----+
| Field | Type | Null | Key | Default | Extra |
+-----+-----+-----+-----+-----+-----+
| PNo   | smallint(5) | YES | PRI | NULL | auto_increment |
| FECHA_IN_HUS | date | YES |  | NULL |  |
| HORA_IN_HUS | time | YES |  | NULL |  |
| FECHA_TOMA_EKG | date | YES |  | NULL |  |
| HORA_TOMA_EKG | time | YES |  | NULL |  |
| MOTIVO_CONSULTA | text | YES |  | NULL |  |
| DIAGNOSTICO_COMPLETO | text | YES |  | NULL |  |
| TENSION_ARTERIAL_IN | varchar(7) | YES |  | NULL |  |
| FRECUENCIA_CARDIACA_IN | tinyint(3) | YES |  | NULL |  |
| PESO | tinyint(3) | YES |  | NULL |  |
| TALLA | float(3,2) | YES |  | NULL |  |
| PERIMETRO_CINTURA | tinyint(3) | YES |  | NULL |  |
| PERIMETRO_CADERA | tinyint(3) | YES |  | NULL |  |
| OTROS_ANTECEDENTES | text | YES |  | NULL |  |
+-----+-----+-----+-----+-----+-----+
14 rows in set (0.00 sec)

mysql> describe diagnostico;
+-----+-----+-----+-----+-----+-----+
| Field | Type | Null | Key | Default | Extra |
+-----+-----+-----+-----+-----+-----+
| PNo   | smallint(5) |  |  |  |  |
| DNo   | smallint(3) |  | PRI | 0 | auto_increment |
| TIEMPO_EVOLUCION | varchar(20) | YES |  | NULL |  |
+-----+-----+-----+-----+-----+-----+
3 rows in set (0.00 sec)

```

Figura 30. Implementación del diseño físico en MySQL. [Referencia: autores].

#### 4.2.3.2. Software y Herramientas empleadas

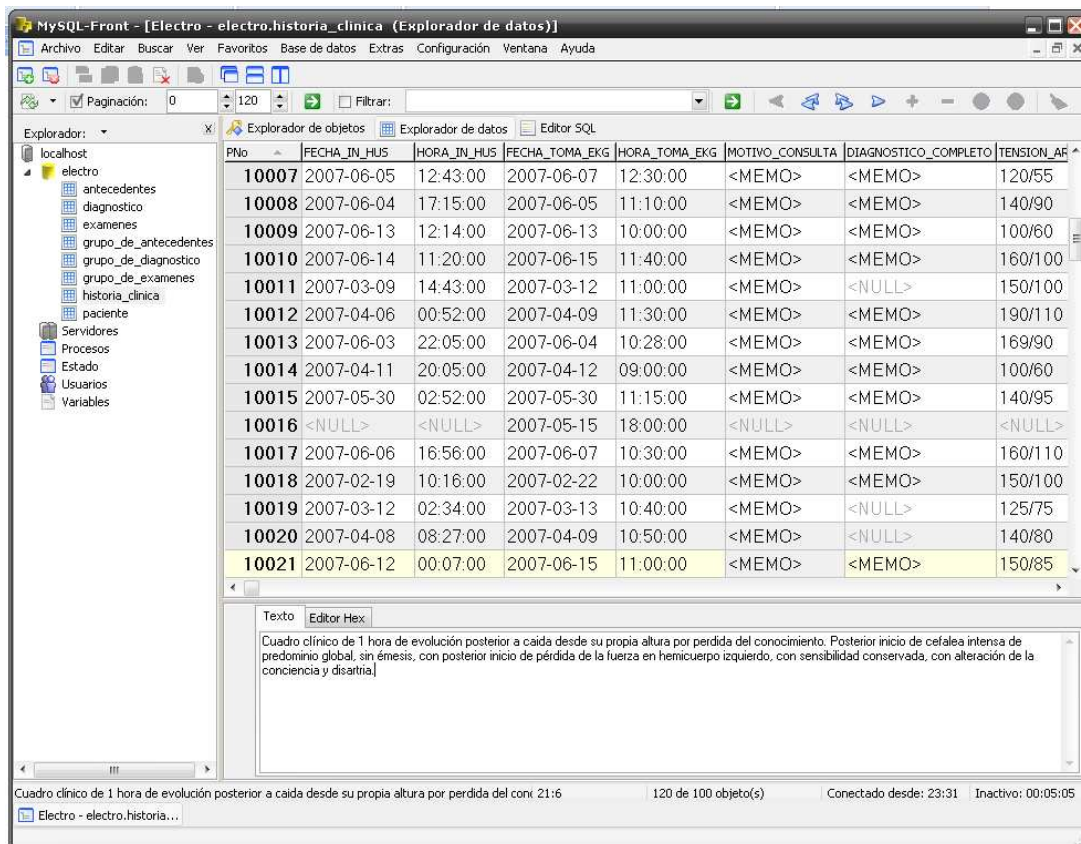
El software y las herramientas mediante las cuales se diseña, crea y modifica la base de datos se anuncian a continuación:

- Diseñador de base de datos *DB Designer 4*
- Motor de base de datos *MySQL 4.1.1*
- *Wamp 5*
- *PHPmyadmin*
- Servidor *Apache*
- *MySQL Front 3.2*



Figura 31. Servidor Wamp. [Referencia: autores].

A través de *MySQL Front* es posible acceder a los datos almacenados, visualizarlos organizados por tablas como se observa en la *Figura 32*, añadir nuevos datos y modificar los existentes. Estas tablas corresponden a las mostradas, *Tabla 21*, *Tabla 23*, *Tabla 24*, *Tabla 25*, *Tabla 26*, *Tabla 27*, *Tabla 28* y *Tabla 29*.



MySQL-Front - [Electro - electro.historia\_clinica (Explorador de datos)]

Archivo Editar Buscar Ver Favoritos Base de datos Extras Configuración Ventana Ayuda

Explorador de objetos Explorador de datos Editor SQL

PNo	FECHA_IN_HUS	HORA_IN_HUS	FECHA_TOMA_EKG	HORA_TOMA_EKG	MOTIVO_CONSULTA	DIAGNOSTICO_COMPLETO	TENSION_AR
10007	2007-06-05	12:43:00	2007-06-07	12:30:00	<MEMO>	<MEMO>	120/55
10008	2007-06-04	17:15:00	2007-06-05	11:10:00	<MEMO>	<MEMO>	140/90
10009	2007-06-13	12:14:00	2007-06-13	10:00:00	<MEMO>	<MEMO>	100/60
10010	2007-06-14	11:20:00	2007-06-15	11:40:00	<MEMO>	<MEMO>	160/100
10011	2007-03-09	14:43:00	2007-03-12	11:00:00	<MEMO>	<NULL>	150/100
10012	2007-04-06	00:52:00	2007-04-09	11:30:00	<MEMO>	<MEMO>	190/110
10013	2007-06-03	22:05:00	2007-06-04	10:28:00	<MEMO>	<MEMO>	169/90
10014	2007-04-11	20:05:00	2007-04-12	09:00:00	<MEMO>	<MEMO>	100/60
10015	2007-05-30	02:52:00	2007-05-30	11:15:00	<MEMO>	<MEMO>	140/95
10016	<NULL>	<NULL>	2007-05-15	18:00:00	<NULL>	<NULL>	<NULL>
10017	2007-06-06	16:56:00	2007-06-07	10:30:00	<MEMO>	<MEMO>	160/110
10018	2007-02-19	10:16:00	2007-02-22	10:00:00	<MEMO>	<MEMO>	150/100
10019	2007-03-12	02:34:00	2007-03-13	10:40:00	<MEMO>	<NULL>	125/75
10020	2007-04-08	08:27:00	2007-04-09	10:50:00	<MEMO>	<NULL>	140/80
10021	2007-06-12	00:07:00	2007-06-15	11:00:00	<MEMO>	<MEMO>	150/85

Texto Editor Hex

Cuadro clínico de 1 hora de evolución posterior a caída desde su propia altura por pérdida del conocimiento. Posterior inicio de cefalea intensa de predominio global, sin émesis, con posterior inicio de pérdida de la fuerza en hemicuerpo izquierdo, con sensibilidad conservada, con alteración de la conciencia y disartria.

Cuadro clínico de 1 hora de evolución posterior a caída desde su propia altura por pérdida del con: 21:6 120 de 100 objeto(s) Conectado desde: 23:31 Inactivo: 00:05:05

Electro - electro.historia...

Figura 32. Vista de la base de datos en *MySQL Front*. [Referencia: autores].

## *CONCLUSIONES*

---

Durante el desarrollo del presente trabajo se capturaron 225 registros electrocardiográficos de 12 derivaciones y 5 minutos de duración, de pacientes que consultaron el Servicio de Urgencias del Hospital Universitario de Santander durante los meses de enero a agosto de 2007 y que presentaban diagnóstico de Arritmia Cardíaca, Diabetes Mellitus, Enfermedad Cerebro-Vascular o Infarto Agudo de Miocardio. Las derivaciones del plano frontal se adquirieron de forma simultánea a cada derivación precordial, quienes a su vez, fueron registradas alternadamente durante intervalos de 50 segundos.

Se recopilaron datos personales e información clínica de los pacientes como motivo de consulta, diagnóstico, antecedentes, tiempos de evolución, examen físico y exámenes de laboratorio; según el formato correspondiente al *Anexo A*. Se diseñó e implementó una base de datos en la plataforma *MySQL* para el almacenamiento de esta información, a partir del modelo relacional de datos. El diseño requirió la creación de diferentes tablas a fin de agrupar de manera eficiente esta información.

En atención a las recomendaciones de la Declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial (*Anexo B*), se decidió no incluir en la base de datos la información personal de los pacientes; quienes fueron identificados mediante un número de 5 dígitos, previendo el aumento a futuro de la capacidad de la base de datos.

Simultáneamente se realizó la implementación de un algoritmo para la detección de los complejos QRS de las señales ECG basado en la transformada *Wavelet*

diádica. Este algoritmo tiene la capacidad de localizar la onda de mayor amplitud del complejo QRS, por lo que se ajusta a cualquiera de sus morfologías; presentando un desempeño adecuado tanto en complejos con tendencia predominantemente positiva como en aquellos con tendencia predominantemente negativa o isobifásica.

Se encontró que la herramienta desarrollada posee alta confiabilidad en la exactitud de las medidas, con un porcentaje de error del 0,29%. La evaluación efectuada con la colaboración de un experto arrojó una sensibilidad del 99,78% y un valor predictivo positivo del 99.93 % en la detección de los complejos QRS.

Con base en el algoritmo implementado se calculó la duración de los intervalos R-R', determinada por la distancia entre complejos QRS adyacentes. Dado que los registros ECG presentan continuidad local en intervalos de 50 segundos, mas no poseen continuidad global sobre sus 5 minutos de duración, se excluyeron del cálculo los intervalos R-R' dados por la distancia entre el último complejo de cada derivación y el primer complejo de la derivación siguiente.

De tal forma que a partir de las distancias R-R' calculadas, se midió la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca de las señales recopiladas por métodos en el dominio de la frecuencia; generando para cada una de ellas la gráfica de la Densidad Espectral de Potencia (PSD) y presentándola junto con los indicadores de potencia total, potencia de las componentes de muy baja frecuencia (VLF), baja frecuencia (LF) y alta frecuencia (HF); y la relación LF/HF. El cálculo de la PDS se realizó a partir de la construcción de una Serie de Eventos Discretos (SED) con base en la información de la localización de los complejos QRS y la duración de los intervalos R-R', su interpolación cúbica mediante *splines* a una frecuencia de muestreo de 500 Hz y su

posterior remuestreo a una frecuencia de 5Hz; mediante la transformada rápida de Fourier. La utilización de este método no paramétrico requirió el uso de una ventana Hanning de 5 minutos de duración.

Adicionalmente, se creó una base de datos de registros locales, que contiene 225 electrocardiogramas y que gracias a que posee 12 derivaciones, provee un completo conocimiento del comportamiento eléctrico del corazón. Cada registro tiene una duración de 5 minutos, longitud estándar para la adquisición de señales obtenidas sobre periodos cortos; y frecuencia de muestreo de 500 Hz. La base de datos está dividida en 4 categorías, cada una de ellas posee el siguiente número de elementos: (1) Arritmia Cardíaca con 23 señales ECG, (2) Diabetes Mellitus con 34, (3) Enfermedad Cerebro-Vascular con 33 e (4) Infarto Agudo de Miocardio con 29.

La base de datos cuenta con los trazos originales guardados en formato de texto y en formato .ACQ, que es el formato por defecto de la unidad de adquisición de datos. Adicionalmente se cuenta con los trazos preprocesados y los indicadores de la VFC almacenados en formato .mat, que es el empleado en los archivos de Matlab; junto con el gráfico de la densidad espectral potencia de la VFC.

Se incluyó una etapa de preprocesamiento previa al análisis de las señales, con el objeto de atenuar los altos niveles de ruido, interferencia electromiográfica y desviación de la línea de base; puesto que afectaban significativamente la detección de los complejos QRS. Se utilizó un procedimiento basado de igual forma en la utilización de la Transformada *Wavelet* comparando el desempeño de dos *wavelets* ampliamente referenciadas en la literatura.

El cálculo del error cuadrático medio arrojó para la *Wavelet Daubechies 3* una media de  $0.2864 \cdot 10^{-6}$  y una desviación estándar de  $0.1496 \cdot 10^{-6}$  mientras que para

la *Wavelet Biortogonal 6.8* se obtuvo una media de  $0.0618 \cdot 10^{-6}$  y una desviación estándar de  $0.0335 \cdot 10^{-6}$ . Teniendo en cuenta el comportamiento del error cuadrático medio y la conservación de la suavidad de la señal, se seleccionó la *Wavelet Biortogonal 6.8* para ser utilizada tanto en la eliminación de la desviación de la línea de base como en la reducción de la interferencia electromiográfica; al considerar adicionalmente que los recursos computacionales que ésta demanda no representan un elemento crítico en desarrollo del presente proyecto.

Se encontró que existían componentes de ruido que no fueron suficientemente atenuadas, ni durante el filtrado digital incorporado en la unidad de adquisición de datos, ni a través de la etapa de preprocesado. Se concluyó que este ruido presentaba características diferentes a las de las interferencias típicas observadas en señales ECG (*Tabla 2*) y se realizaron diferentes pruebas para establecer su origen. Se halló un deterioro importante del cable SS29L, caracterizado por una fractura asociada al puerto CH1. Se informó de la situación al Grupo de Electrocardiografía UIS, responsable del equipo.

Otro aspecto que afecta significativamente la detección de los complejos QRS es la alta variabilidad de los intervalos R-R', cuyo impacto puede ser contrarrestado mediante el uso de una ventana de inclusión de las líneas de módulos máximos, de longitud proporcional al valor medio de los dos últimos intervalos R-R' detectados. Se sugiere la utilización de los factores de proporcionalidad 0.5 y 0.25 en relación inversa a la variabilidad de la frecuencia cardíaca instantánea.

Las fallas presentadas en la detección de los complejos QRS se traducen en mediciones erróneas de la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca, por cuanto

complejos QRS no detectados o detectados falsamente alteran su distribución espectral de potencia.

Se presentan datos estadísticos acerca de los indicadores de Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca calculados, agrupados por patología; donde se resalta el comportamiento promedio de su Densidad Espectral de Potencia para la población de estudio.

## *RECOMENDACIONES*

---

Se sugiere continuar con el proceso de captura de señales ECG, con el fin de ampliar la base de datos iniciada en el presente trabajo; para tal fin es necesario tener en cuenta la configuración de la unidad de adquisición de datos descrita en el numeral 4 del capítulo 1. Así como los criterios para la selección de los participantes y el procedimiento para la recolección de datos y toma de registros; también enunciados en el capítulo 1.

Se propone ampliar la población de referencia de la base de datos y desarrollar criterios de selección de los participantes más específicos, de manera que puedan ser incluidos adicionalmente como parte de un estudio epidemiológico.

Por otra parte, se recomienda adelantar los trabajos que permitan integrar las consultas sobre los datos clínicos y el manejo gráfico de la información electrocardiográfica sobre una misma herramienta, a la vez que se facilita el acceso remoto a la base de datos.

Adicionalmente se sugiere realizar un estudio de las características propias de las señales ECG, agrupadas por patologías; e incluir en la base de datos las mediciones realizadas con tal propósito. Asimismo, se espera la validación de los datos estadísticos referentes a la VFC presentados en este trabajo.

Con el ánimo de enriquecer la base de datos se propone realizar anotaciones sobre los trazos ECG, indicando la presencia de eventos patológicos. Para esto se requiere

la colaboración de profesionales o estudiantes de la Facultad de Salud de la Universidad industrial de Santander.

Asimismo se recomienda que los estudiantes que continúen a cargo de estos proyectos, empiecen haciendo parte de un programa de entrenamiento en Electrocardiografía y mantengan una vinculación activa con este grupo de investigación.

Finalmente se solicita continuar brindando apoyo a este tipo de iniciativas, a través de un interés proactivo y de la asignación de los recursos necesarios para mantener y mejorar la calidad de los trabajos.

# ANEXO A

## FORMATO DE RECOLECCIÓN DE DATOS

GRUPO DE ELECTROCARDIOGRAFÍA UIS  
ESCUELA DE INGENIERIAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES

No. \_\_\_\_\_

NOMBRE: \_\_\_\_\_ C.C. \_\_\_\_\_

FECHA DE NACIMIENTO: \_\_\_\_\_ (DD/MM/AA) EDAD: \_\_\_\_\_ GÉNERO: \_\_\_\_\_

DIRECCIÓN: \_\_\_\_\_ TEL: \_\_\_\_\_

CIUDAD: \_\_\_\_\_ DEPARTAMENTO: \_\_\_\_\_

FECHA DE INGRESO HUS: \_\_\_\_\_ (DD/MM/AA) HORA: \_\_\_\_\_

FECHA DE TOMA: \_\_\_\_\_ (DD/MM/AA) HORA: \_\_\_\_\_

MOTIVO DE CONSULTA: \_\_\_\_\_

DIAGNÓSTICO: IAM  DM  EVC  ARRITMIA

TIEMPO DE EVOLUCIÓN: \_\_\_\_\_

### ANTECEDENTES

TABAQUISMO ( ) TIEMPO DE EVOLUCIÓN: \_\_\_\_\_

SEDENTARISMO ( ) TIEMPO DE EVOLUCIÓN: \_\_\_\_\_

ALCOHOLISMO ( ) TIEMPO DE EVOLUCIÓN: \_\_\_\_\_

CAFEINISMO ( ) TIEMPO DE EVOLUCIÓN: \_\_\_\_\_

HTA ( ) TIEMPO DE EVOLUCIÓN: \_\_\_\_\_

TA INGRESO: \_\_\_\_\_ FC INGRESO: \_\_\_\_\_ PESO: \_\_\_\_\_ TALLA: \_\_\_\_\_

PERIMETRO DE CINTURA: \_\_\_\_\_ PERIMETRO DE CADERA: \_\_\_\_\_

CK TOTAL: \_\_\_\_\_ CK MB: \_\_\_\_\_ SGOT: \_\_\_\_\_ LDH: \_\_\_\_\_ TROPININA T: \_\_\_\_\_

COLESTEROL TOTAL: \_\_\_\_\_ COLESTEROL HDL: \_\_\_\_\_ COLESTEROL LDL: \_\_\_\_\_

TRIGLICERIDOS: \_\_\_\_\_ GLICEMIA: \_\_\_\_\_ ECOCARDIOGRAMA FE% \_\_\_\_\_

## *ANEXO B*

### *DECLARACIÓN DE HELSINKI DE LA ASOCIACIÓN MÉDICA MUNDIAL*

#### Recomendaciones para guiar a los médicos en la investigación biomédica en personas

Adoptada por la 18 Asamblea Médica Mundial, Helsinki, Finlandia, junio de 1964 y enmendada por la 29 Asamblea Médica Mundial, Tokio, Japón, octubre de 1975, la 35 Asamblea Médica Mundial, Venecia, Italia, octubre de 1983 y la 41 Asamblea Médica Mundial, Hong Kong, septiembre de 1989.

#### Introducción

---

Es misión del médico salvaguardar la salud de las personas. Su conocimiento y conciencia están dedicados al cumplimiento de esta misión.

La Declaración de Ginebra de la Asociación Médica Mundial vincula al médico a la aseveración: «La salud de mi paciente será mi empeño principal», y el Código internacional de Ética Médica declara que «cuando un médico proporcione una asistencia médica que pudiera tener un efecto de debilitamiento del estado físico y mental del paciente el médico deberá actuar únicamente en interés del paciente».

La finalidad de la investigación biomédica que implica a personas debe ser la de mejorar los procedimientos diagnósticos, terapéuticos y profilácticos y el conocimiento de la etiología y patogénesis de la enfermedad.

En la práctica médica actual, la mayoría de los procedimientos diagnósticos,

terapéuticos o profilácticos implican riesgos. Esto rige especialmente en la investigación biomédica.

El progreso médico se basa en la investigación que, en última instancia, debe apoyarse en parte en la experimentación realizada en personas.

En el campo de la investigación biomédica, debe efectuarse una diferenciación fundamental entre la investigación médica en la cual el objetivo es esencialmente diagnóstico o terapéutico para los pacientes y la investigación médica cuyo objetivo esencial es puramente científico y que carece de utilidad diagnóstica o terapéutica directa para la persona que participa en la investigación.

Deben adoptarse precauciones especiales en la realización de investigaciones que puedan afectar al medio ambiente, y debe respetarse el bienestar de los animales utilizados en la investigación.

Puesto que es esencial que los resultados

de las pruebas de laboratorio se apliquen a seres humanos para obtener nuevos conocimientos científicos y ayudar a la humanidad enferma, la Asociación Médica Mundial ha preparado las siguientes recomendaciones como guía para todo médico que realice investigaciones biomédicas en personas. Esta guía debería revisarse en el futuro. Debe destacarse que las normas tal como se describen constituyen únicamente una guía para los médicos de todo el mundo. Los médicos no quedan exonerados de las responsabilidades penales, civiles y éticas que recogen las leyes de sus propios países.

## I. Principios básicos

---

1. La investigación biomédica que implica a personas debe concordar con los principios científicos aceptados universalmente y debe basarse en una experimentación animal y de laboratorio suficiente y en un conocimiento minucioso de la literatura científica.

2. El diseño y la realización de cualquier procedimiento experimental que implique a personas debe formularse claramente en un protocolo experimental que debe presentarse a la consideración, comentario y guía de un comité nombrado especialmente, independientemente del investigador y del promotor, siempre que este comité independiente actúe conforme a las leyes y ordenamientos del país en el que se realice el estudio experimental.

3. La investigación biomédica que implica a seres humanos debe ser realizada únicamente por personas

científicamente calificadas y bajo la supervisión de un facultativo clínicamente competente. La responsabilidad con respecto a las personas debe recaer siempre en el facultativo médicamente calificado y nunca en las personas que participan en la investigación, por mucho que éstas hayan otorgado su consentimiento.

4. La investigación biomédica que implica a personas no puede llevarse a cabo lícitamente a menos que la importancia del objetivo guarde proporción con el riesgo inherente para las personas.

5. Todo proyecto de investigación biomédica que implique a personas debe basarse en una evaluación minuciosa de los riesgos y beneficios previsibles tanto para las personas como para terceros. La salvaguardia de los intereses de las personas deberá prevalecer siempre sobre los intereses de la ciencia y la sociedad.

6. Debe respetarse siempre el derecho de las personas a salvaguardar su integridad. Deben adoptarse todas las precauciones necesarias para respetar la intimidad de las personas y reducir al mínimo el impacto del estudio sobre su integridad física y mental y su personalidad.

7. Los médicos deben abstenerse de comprometerse en la realización de proyectos de investigación que impliquen a personas a menos que crean fehacientemente que los riesgos involucrados son previsibles. Los médicos deben suspender toda investigación en la que se compruebe que los riesgos superan a los posibles beneficios.

8. En la publicación de los resultados de su investigación, el médico está obligado a preservar la exactitud de los resultados obtenidos. Los informes sobre experimentos que no estén en consonancia con los principios expuestos en esta Declaración no deben ser aceptados para su publicación.

9. En toda investigación en personas, cada posible participante debe ser informado suficientemente de los objetivos, métodos, beneficios y posibles riesgos previstos y las molestias que el estudio podría acarrear. Las personas deben ser informadas de que son libres de no participar en el estudio y de revocar en todo momento su consentimiento a la participación. Seguidamente, el médico debe obtener el consentimiento informado otorgado libremente por las personas, preferiblemente por escrito.

10. En el momento de obtener el consentimiento informado para participar en el proyecto de investigación, el médico debe obrar con especial cautela si las personas mantienen con él una relación de dependencia o si existe la posibilidad de que consientan bajo coacción. En este caso, el consentimiento informado debe ser obtenido por un médico no comprometido en la investigación y completamente independiente con respecto a esta relación oficial.

11. En el caso de incompetencia legal, el consentimiento informado debe ser otorgado por el tutor legal en conformidad con la legislación nacional. Si una incapacidad física o mental imposibilita obtener el consentimiento

informado, o si la persona es menor de edad, en conformidad con la legislación nacional la autorización del pariente responsable sustituye a la de la persona. Siempre y cuando el niño menor de edad pueda de hecho otorgar un consentimiento, debe obtenerse el consentimiento del menor además del consentimiento de su tutor legal.

12. El protocolo experimental debe incluir siempre una declaración de las consideraciones éticas implicadas y debe indicar que se cumplen los principios enunciados en la presente Declaración.

## II. Investigación médica combinada con asistencia profesional (Investigación clínica)

---

1. En el tratamiento de una persona enferma, el médico debe tener la libertad de utilizar un nuevo procedimiento diagnóstico o terapéutico, si a juicio del mismo ofrece una esperanza de salvar la vida, restablecer la salud o aliviar el sufrimiento.

2. Los posibles beneficios, riesgos y molestias de un nuevo procedimiento deben sopesarse frente a las ventajas de los mejores procedimientos diagnósticos y terapéuticos disponibles.

3. En cualquier estudio clínico, todo paciente, inclusive los de un eventual grupo de control, debe tener la seguridad de que se le aplica el mejor procedimiento diagnóstico y terapéutico confirmado.

4. La negativa del paciente a participar en un estudio jamás debe perturbar la relación con su médico.

5. Si el médico considera esencial no obtener el consentimiento informado, las razones concretas de esta decisión deben consignarse en el protocolo experimental para conocimiento del comité independiente (v. *Principios básicos*, punto 2).

6. El médico podrá combinar investigación médica con asistencia profesional, con la finalidad de adquirir nuevos conocimientos médicos, únicamente en la medida en que la investigación médica esté justificada por su posible utilidad diagnóstica o terapéutica para el paciente.

III. Investigación biomédica no terapéutica que implique a personas (Investigación biomédica no clínica)

---

1. En la aplicación puramente científica de la investigación médica realizada en personas, es deber del médico seguir siendo el protector de la vida y la salud de la persona participante en la investigación biomédica.

2. Las personas participantes deben ser voluntarios, o bien personas sanas o pacientes cuya enfermedad no esté relacionada con el protocolo experimental.

3. El investigador o el equipo investigador debe suspender la investigación si estimasen que su continuación podría ser dañina para las personas.

4. En investigaciones en el hombre, el interés de la ciencia y la sociedad jamás debe prevalecer sobre consideraciones relacionadas con el bienestar de las personas.

# ANEXO C

---

## MANUAL DE USO DE PROMETEO

### C.1. Requerimientos

- 6 GB libres en disco duro.
- 256 MB de memoria RAM, se recomienda 512 MB o más.
- Unidad de DVD-ROM.

### C.2. Instalación

Insertar el DVD de instalación en la unidad y copiar la carpeta Base de Datos PROMETEO en el PC (la ubicación es elegida por el usuario). A continuación se debe copiar la dirección de la carpeta en la cual desea almacenar los archivos que descargará de la herramienta PROMETEO, tales como gráficas, registros e indicadores de VFC, en el archivo direccion\_MisDocumentos.txt ubicado en la carpeta PROMETEO y guardar.

Finalmente, haciendo doble clic en el archivo PROMETEO.exe que se encuentra en la carpeta PROMETEO, puede acceder a la página principal de la herramienta PROMETEO (ver *Figura C.1*).

### C.3. Manejo del software

En la página principal es posible elegir una de las cuatro patologías en que se divide la base de datos electrocardiográfica PROMETEO: Arritmia Cardíaca, Diabetes Mellitus, Enfermedad Cerebro Vascular e Infarto Agudo de Miocardio; obteniendo además información de la herramienta (*Figura C.2*).

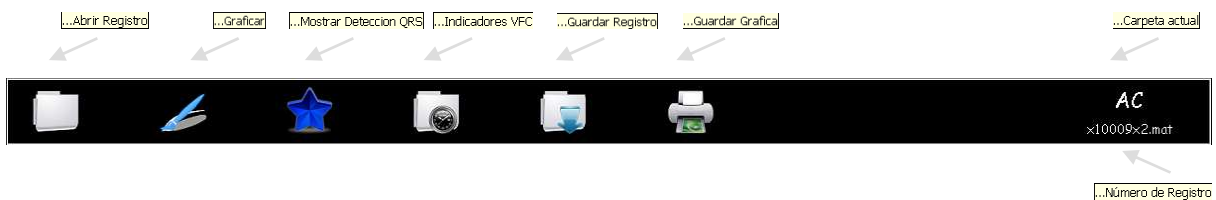


*Figura C.1. Página Principal*



*Figura C.2. Opción Información*

Una vez elegida la patología de interés, aparece la ventana de visualización que contiene la barra de herramientas a través de la cual se tiene acceso a todas las aplicaciones de PROMETEO. Este barra de herramientas, mostrada en la *Figura C.3*, contiene las opciones *Abrir Registro*, *Graficar*, *Mostrar Detección QRS*, *Indicadores VFC*, *Guardar Registro* y *Guardar Gráfica*. En el lado derecho de la barra se observa el nombre de la carpeta actual, representado por una sigla: *AC* para Arritmia Cardíaca, *DM* para Diabetes Mellitus, *ECV* para Enfermedad Cerebro Vascular e *IAM* para Infarto Agudo de Miocardio; junto con el número del registro que se está utilizando. A continuación se describen cada una de las opciones contenidas en el menú, en el orden en que se encuentran organizados los botones, pero dejando en último lugar la opción *Indicadores VFC*.



*Figura C.3.* Barra de Herramientas

### **C.3.1. Abrir Registro**

Al hacer clic sobre el botón *Abrir Registro* aparece un cuadro de diálogo donde se encuentran las carpetas que contienen las señales electrocardiográficas pertenecientes a la patología elegida por el usuario; se procede entonces a escoger alguna de las carpetas haciendo clic sobre ella y a su vez uno de los registros que ésta contiene. Cada carpeta agrupa las señales ECG de un paciente, y su número corresponde al *número de identificación* del paciente.

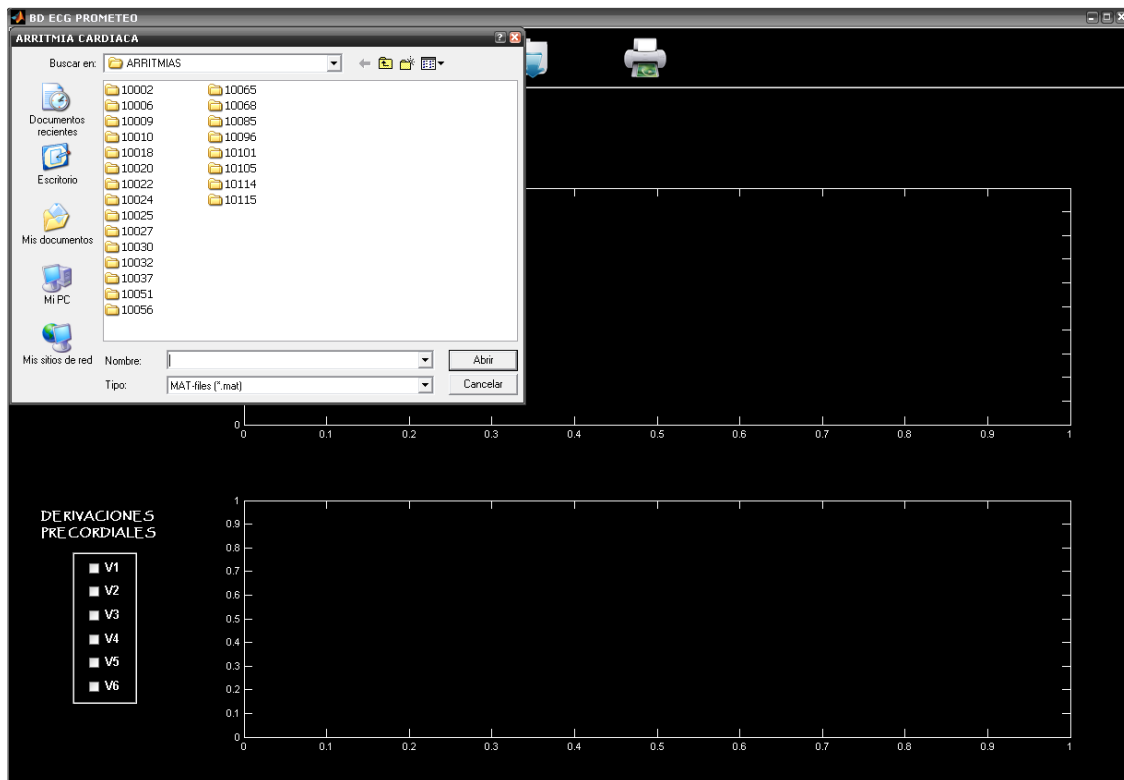


Figura C.4. Cuadro de diálogo Abrir Registro

### C.3.2. Graficar

Al elegir la opción graficar, es posible visualizar simultáneamente una derivación frontal y una precordial de la señal ECG, de las doce derivaciones registradas, escogiendo la longitud del segmento a observar, al configurar su ancho (ver Figura C.5). Este puede ser pequeño que corresponde a 5 segundos, mediano que son 10 segundos, o grande, es decir, de 15 segundos de longitud. A su vez, se puede establecer el tiempo de inicio de la derivación en segundos, teniendo en cuenta que cada derivación tiene una duración de 50 segundos. Sin embargo, si el usuario por error introduce un valor para el tiempo de inicio mayor a 50 segundos o que no coincida con la longitud escogida para la visualización, por defecto la herramienta mostrará los últimos 5, 10 o 15 segundos de la derivación de acuerdo al ancho

elegido. Adicionalmente, la frecuencia cardiaca se puede observar bajo la barra del menú al lado derecho.

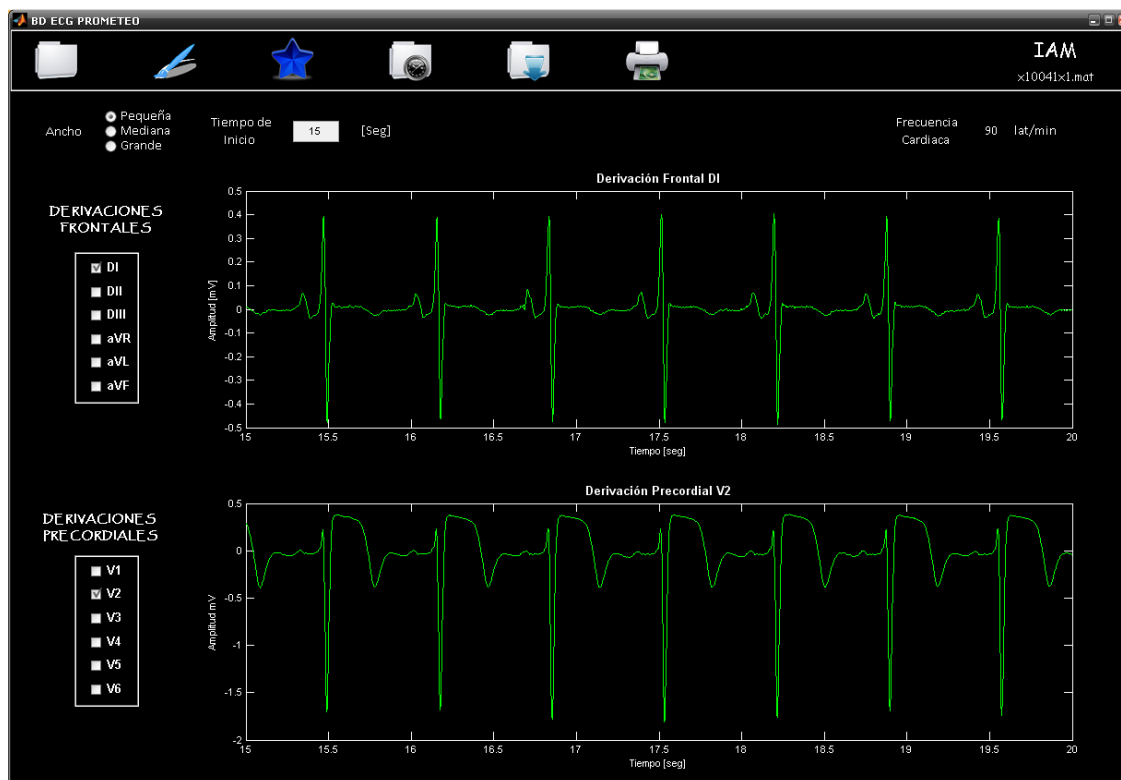


Figura C.5. Visualización de las doce derivaciones

### C.3.3. Detección de Complejos QRS

Una vez graficado el trazo electrocardiográfico de interés, es posible visualizar la ubicación de los complejos QRS mediante una marca \* desplegada al activar el tercer botón del menú de opciones. La marca se muestra en la parte superior del trazo ECG y su color rojo permite su fácil identificación. Las marcas se localizan en el tiempo correspondiente al pico de la onda de mayor amplitud del complejo QRS, tal como se aprecia en la *Figura C.6*.

Adicionalmente, esta opción permite conocer el porcentaje de error en la detección de los complejos, este valor aparece sobre la región superior de la ventana, debajo de la barra de opciones, junto a la frecuencia cardiaca. El error que aquí se muestra ha sido determinado por los diseñadores al revisar la detección automática de los complejos QRS y verificar tanto el número de detecciones que no corresponden a complejos reales, como el número de complejos reales no detectados.

Cada vez que se varían los parámetros de la gráfica es necesario solicitar a la herramienta que muestre la localización de los complejos, así como también al seleccionar una señal diferente.

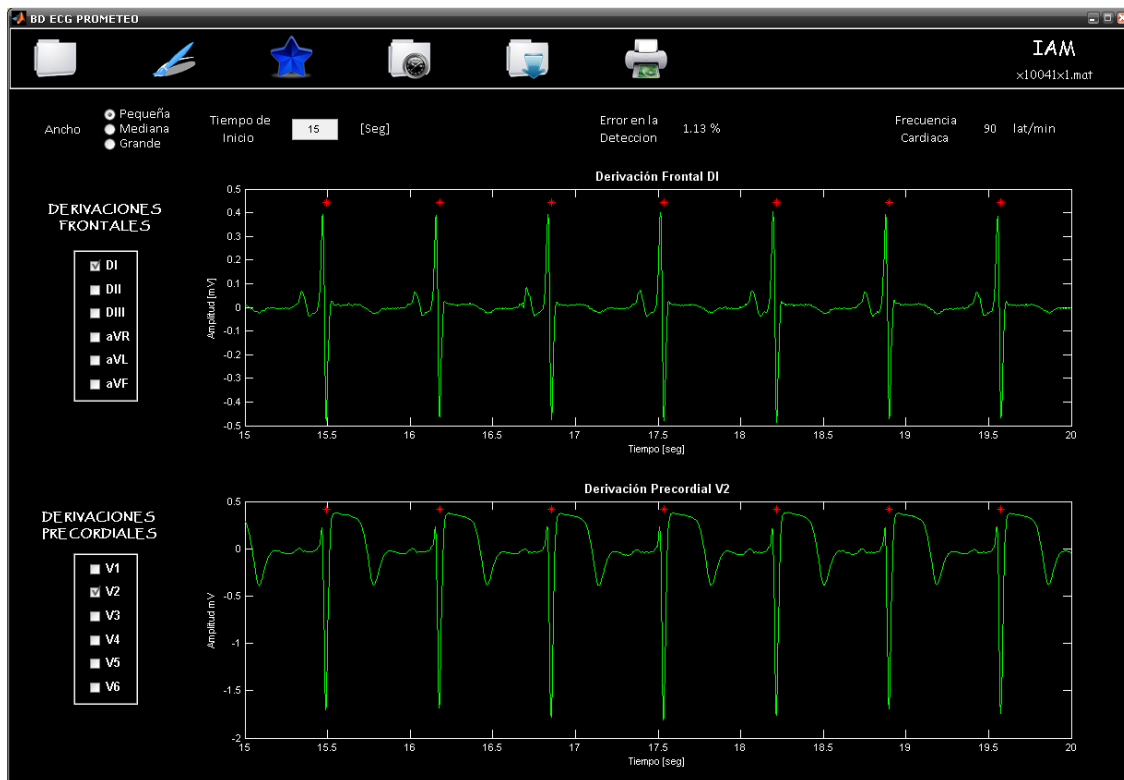


Figura C.6. Detección de Complejos QRS

### C.3.4. Guardar Registro

La herramienta permite al usuario guardar una copia del registro seleccionado, tanto en formato de texto (.txt), como en formato de MATLAB (.mat). Para ello despliega un cuadro de dialogo “Guardar como”, de la manera como se aprecia en *la Figura C.7*; que permite seleccionar el nombre de archivo, formato y ubicación de la copia. La herramienta se ubica por defecto en la carpeta cuya dirección fue fijada en el momento de la instalación, en el archivo de texto “*direccion\_MisDocumentos.txt*”.

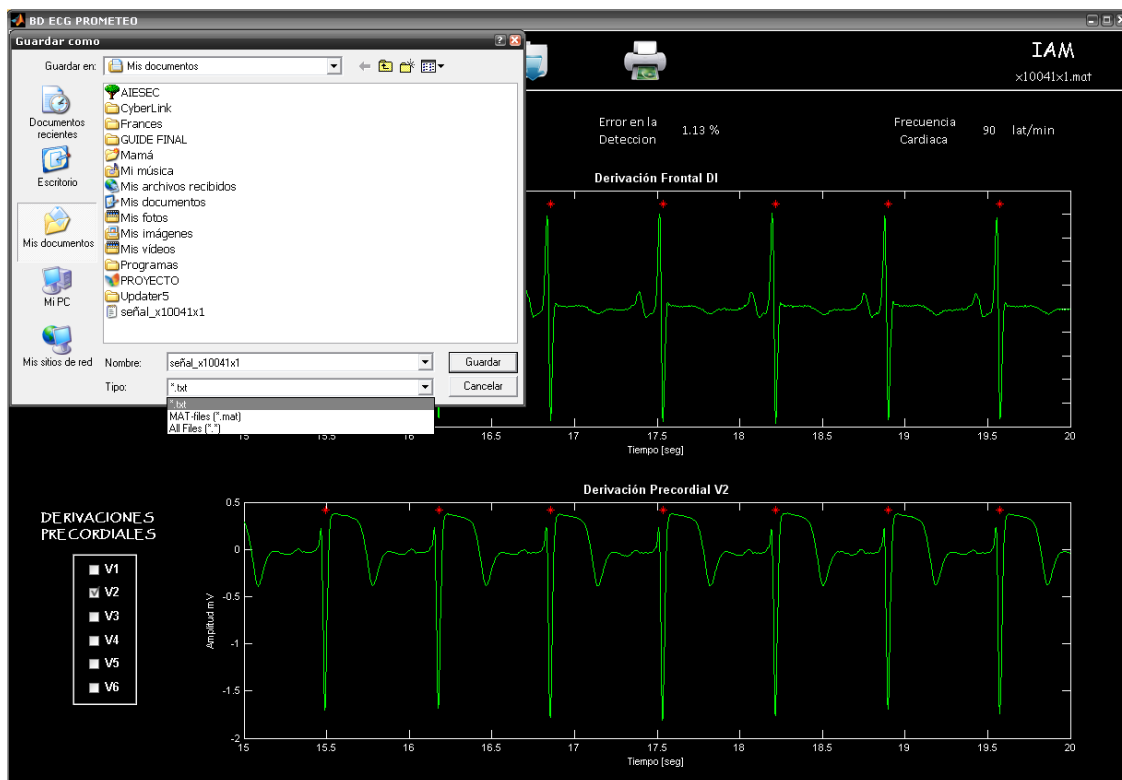


Figura C.7. Cuadro de diálogo “Guardar como” – Ventana Principal

Los registros almacenados corresponden a una matriz de 150.000 filas y 7 columnas, donde las filas representan las muestras en el tiempo de la señal ECG y las columnas corresponden a las diferentes derivaciones según se muestra en la *Tabla C.1*.

Tabla C.1. Relación Columna – Derivación en archivos de registro

Fila	Derivación
1	DI
2	DII
3	Precordial
4	DIII
5	aVR
6	aVL
7	aVF

### C.3.5. Guardar Grafica

Si el usuario lo desea, puede guardar una copia de la gráfica que se está mostrando, mediante el uso del sexto botón del menú de opciones. De manera similar a la opción de *Guardar Registro*, esta opción despliega un cuadro de diálogo “*Guardar gráfica como*” que permite seleccionar, además del nombre de la gráfica y la ubicación deseada; el tipo de formato, como se observa en la *Figura C.8*.

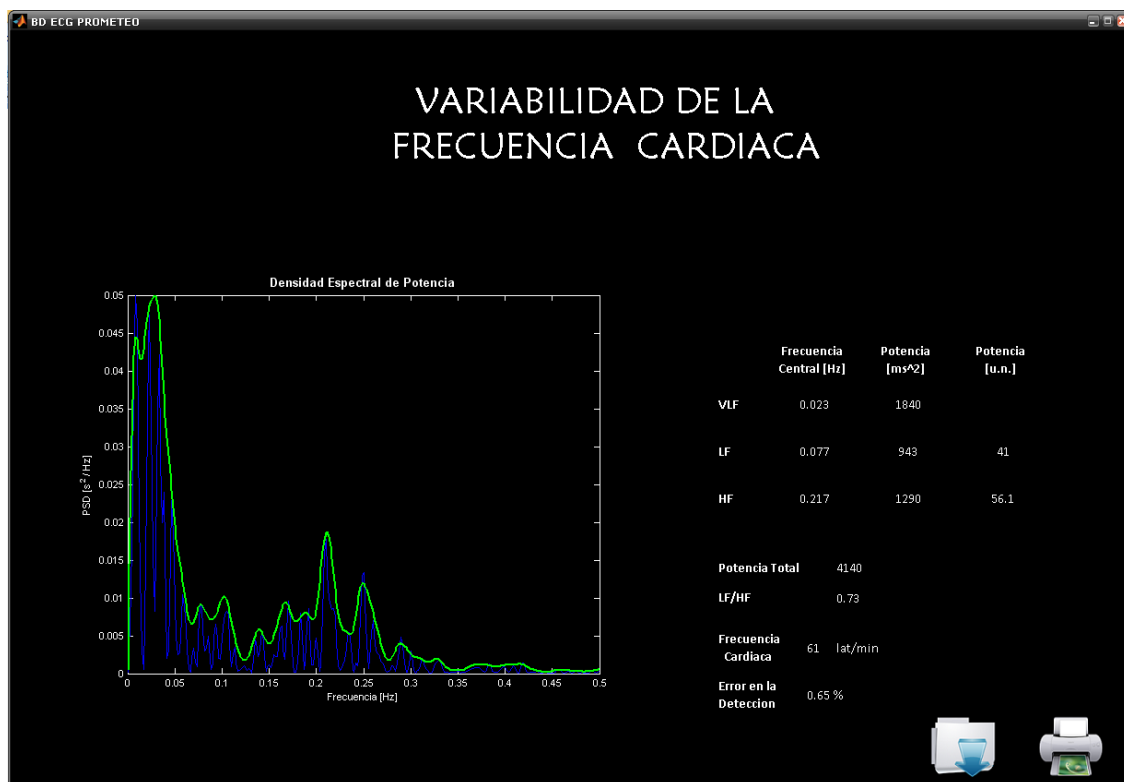


Figura C.8. Cuadro de diálogo “Guardar grafica como” – Ventana Principal

La herramienta permite almacenar la gráfica en un formato de imagen (.jpg) convencional, para sea abierto en múltiples aplicaciones; o en formato de figura de MATLAB (.fig), que permite su manipulación a través de dicho software.

### C.3.6. Indicadores VFC

La opción Indicadores VFC conduce a una nueva ventana que contiene la información de la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (VFC) del registro seleccionado. Tal información comprende la gráfica de la Densidad Espectral de Potencia (PSD) de la VFC y sus respectivos indicadores, así como también el porcentaje de error en la detección de complejos QRS involucrado y la frecuencia cardíaca asociada al registro (ver *Figura C.9*).



*Figura C.9.* Indicadores VFC

La gráfica de la PSD muestra dos curvas, una de ellas (color azul) corresponde a los valores encontrados mediante el uso de un método no paramétrico basado en la *Transformada Rápida de Fourier (FFT)*; mientras la otra (resaltada en color verde) es una versión de esta misma, suavizada por medio de técnicas de promediado.



Figura C.10. Menú de opciones – Ventana Indicadores VFC

La ventana de Indicadores VFC cuenta con dos botones que permiten al usuario guardar una copia de los indicadores de VFC (Figura C.10), en formato de texto (.txt) o en formato .mat de MATLAB (Figura C.11); o una copia de la gráfica de PSD, en formato de imagen (.jpeg), o en formato de figura (.fig) de MATLAB (Figura C.12). Estos botones realizan las mismas funciones descritas en los numerales C.3.4 y C.3.5.

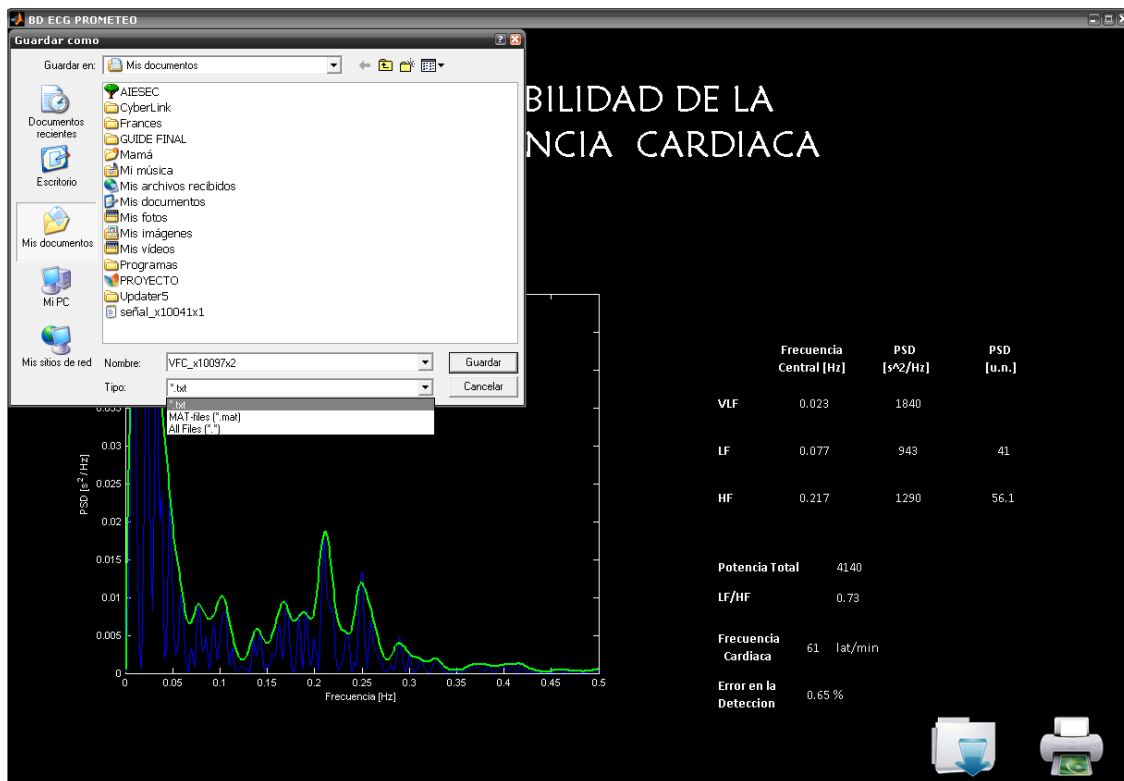


Figura C.11. Cuadro de diálogo “Guardar como” – Ventana Indicadores VFC

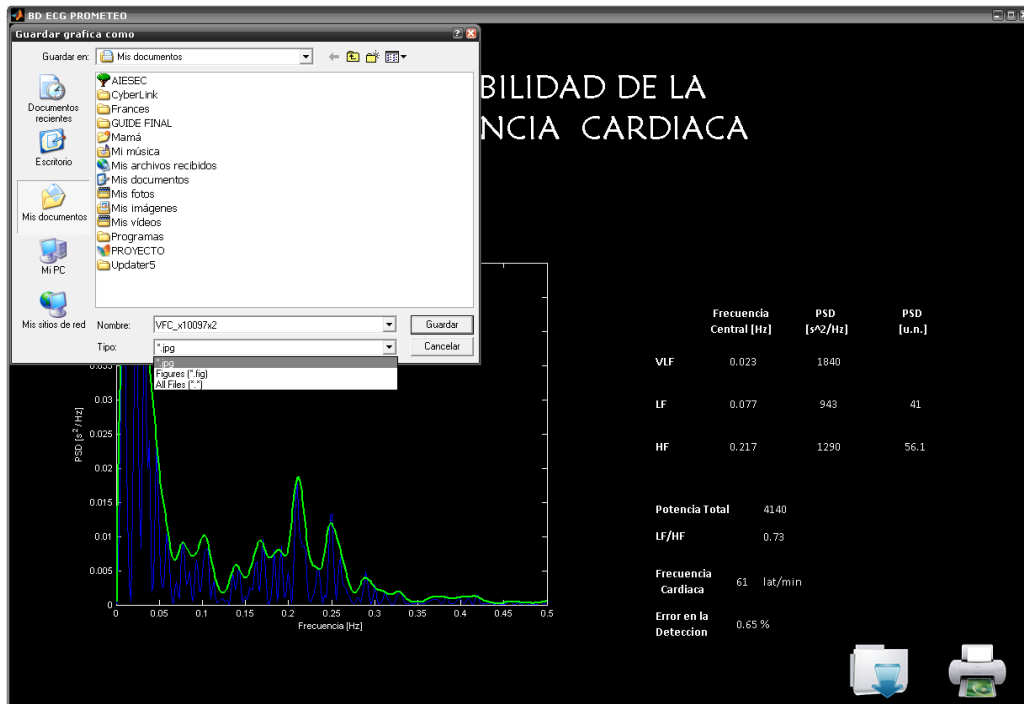


Figura C.12. Cuadro de diálogo “Guardar grafica como” – Ventana Indicadores VFC

Al ejecutar la opción Guardar Indicadores VFC, la información es almacenada en forma de un vector columna de nueve elementos, cuyas filas presentan la relación que se describe en la *Tabla C.2*.

*Tabla C.2.* Indicadores de la VFC en el dominio de la frecuencia almacenados en formato .txt (u.n. corresponde a unidades normalizadas).

<i>Fila</i>	<i>Variable</i>	<i>Unidades</i>
1	Potencia Total	ms <sup>2</sup>
2	VLF	ms <sup>2</sup>
3	LF	ms <sup>2</sup>
4	HF	ms <sup>2</sup>
5	LF/HF	
6	LF norm	u.n.
7	HF norm	u.n.
8	Frecuencia central VLF	Hz
9	Frecuencia central LF	Hz
10	Frecuencia central HF	Hz
11	Frecuencia Cardíaca	lat/min

## *ANEXO D*

---

### *MANUAL DE USO DE PROCECG*

#### **D.1. Instalación**

Buscar la carpeta *PROCECG* en la carpeta *Base de Datos PROMETEO* y a continuación copiar la dirección de la carpeta en la cual se encuentran almacenados por defecto los archivos correspondientes a las señales que se desean procesar, en el archivo *direccion\_BD.txt* ubicado en dicha carpeta y guardar. En la misma carpeta ubicar y copiar en el archivo *direccion\_MisDocumentos.txt*, la dirección de la carpeta en la que se desean almacenar por defecto los archivos correspondientes a las señales ya procesadas; guardando los cambios realizados al documento.

#### **D.2. Manejo del software**

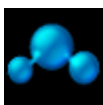
En la ventana de comandos de MATLAB seleccione la carpeta *PROCECG* como directorio actual (*Current Directory*) y digite el comando *PROCECG*; el cual abrirá la ventana principal de la herramienta.

En la página principal es posible elegir uno de tres módulos: Filtrado, Detección de Complejos QRS e Indicadores VFC; obteniendo además información de la herramienta (*Figura D.1*).



Figura D.1. Página Principal PROCECG

Cada uno de los símbolos del margen derecho de la ventana corresponde a uno de los módulos, según se relaciona a continuación:



Módulo de Filtrado



Módulo de Detección de Complejos QRS



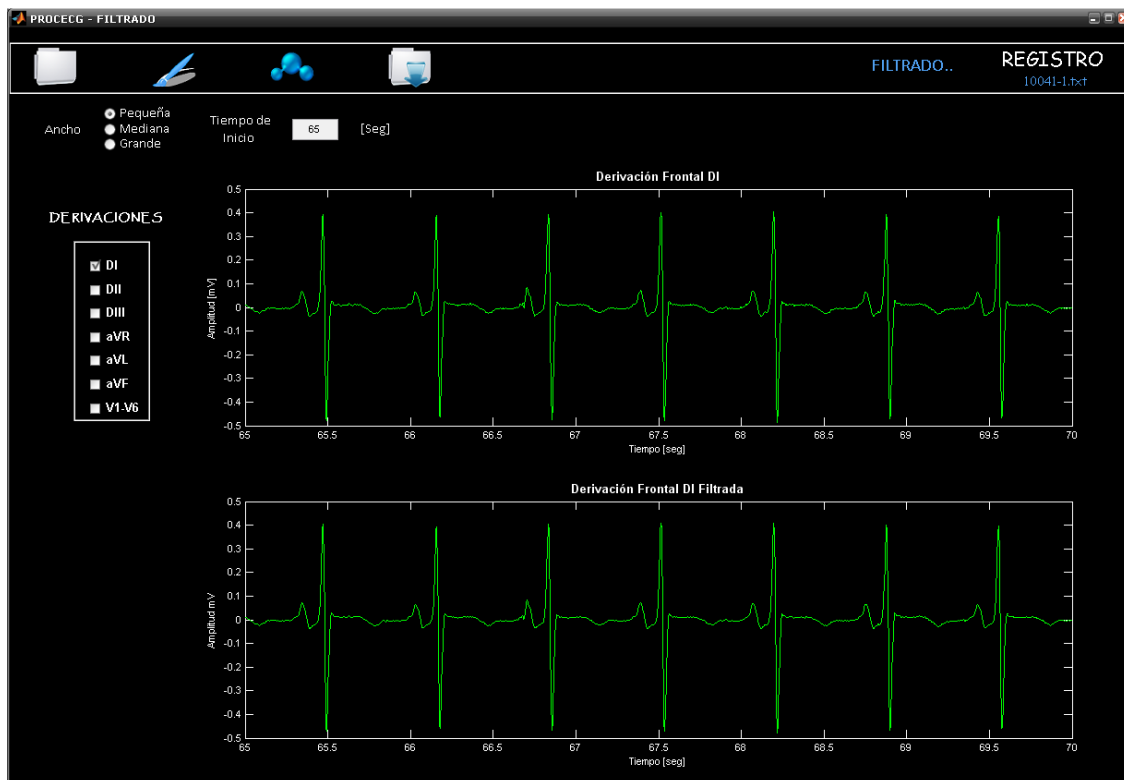
Módulo de Indicadores VFC

PROCECG es una herramienta diseñada para el análisis de registros con frecuencia de muestreo de 500 Hz y que se hallan almacenados en forma de tabla de 150 000

filas por 7 columnas; donde las columnas se relacionan con las derivaciones de un registro ECG de la misma manera en que se indica en la *Tabla C.1* del *Anexo C*.

### D.2.1. Módulo de Filtrado



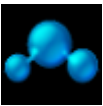

El módulo de filtrado, que se muestra en la *Figura D.2*, posee una barra de herramientas y en su extremo derecho presenta el nombre del registro que se está procesando y la acción que está siendo ejecutada.



*Figura D.2.* Ventana Módulo de Filtrado

También ofrece opciones de visualización de las gráficas y se encarga de realizar el filtrado de cada una de las señales que componen el registro. Los botones que componen la barra de herramientas son los mencionados a continuación:

Tabla D.1. Barra de Herramientas Módulo de Filtrado

<i>Icono</i>	<i>Función</i>	<i>Descripción</i>
	Abrir Registro	Permite cargar una señal almacenada en formato .txt o formato .mat para ser filtrada.
	Graficar	Grafica un segmento del registro según los parámetros de ancho de la gráfica, tiempo de inicio y derivación.
	Filtrar	Realiza el filtrado del registro a través de la eliminación de la desviación de la línea base y de la reducción de la interferencia EMG.
	Guardar Registro	Guarda la señal filtrada en formato de texto o formato .mat.

Las opciones de ancho de la gráfica que ofrece la herramienta *PROCECG* corresponden en todos sus módulos a 5 segundos de duración para la selección *Pequeña*, 16 segundos para la selección *Mediana* y 50 segundos para la selección *Grande*. El tiempo de inicio puede variar entre 0 y 300 segundos según el límite superior que impone el ancho de la gráfica.

### **D.2.2. Módulo de Detección de Complejos QRS**

Este módulo presenta una barra de herramientas de seis botones (*Tabla D.2*) y además de contar con las mismas opciones para el manejo de gráfica con que cuenta el módulo de filtrado, permite fijar el valor de dos factores de proporcionalidad que mejoran el desempeño de la herramienta ante diferentes características de las señal que se está analizando.

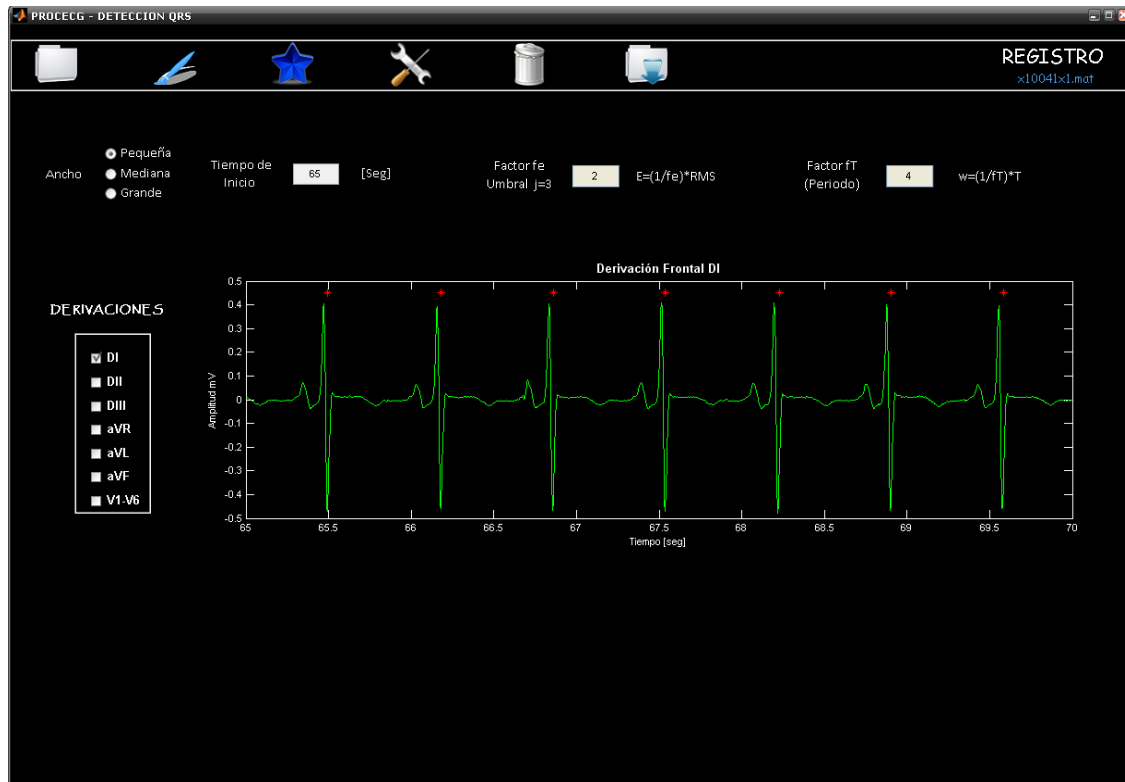


Figura D.3. Ventana Módulo de Detección de Complejos QRS







La *Figura D.3* permite apreciar la presentación del módulo de detección de complejos QRS y sus funciones se describen a continuación.

La herramienta realiza la detección de los complejos QRS mediante un algoritmo basado en la Transformada *Wavelet* (TW) que utiliza 3 niveles de descomposición y que utiliza una ventana de inclusión de ancho variable para discriminar los complejos.

El umbral para la identificación de los complejos QRS en el tercer nivel de descomposición corresponde al valor RMS de la TW ponderado por un factor  $(1/fe)$ . Se recomienda fijar el valor de  $fe$  en 2, pero es posible variarlo ( $fe > 1$ ) de acuerdo al nivel de ruido de la señal para obtener un mejor desempeño. Si se presenta un número considerable de detecciones falsas se sugiere disminuir el valor de  $fe$ ; por

el contrario, ante la presencia de múltiples complejos no detectados podría repetirse la detección seleccionando un valor mayor de  $f_e$ . Sin embargo, variar el valor de este factor no siempre puede llevar a un mejor resultado.

Tabla D.2. Barra de Herramientas Módulo de Detección de Complejos QRS

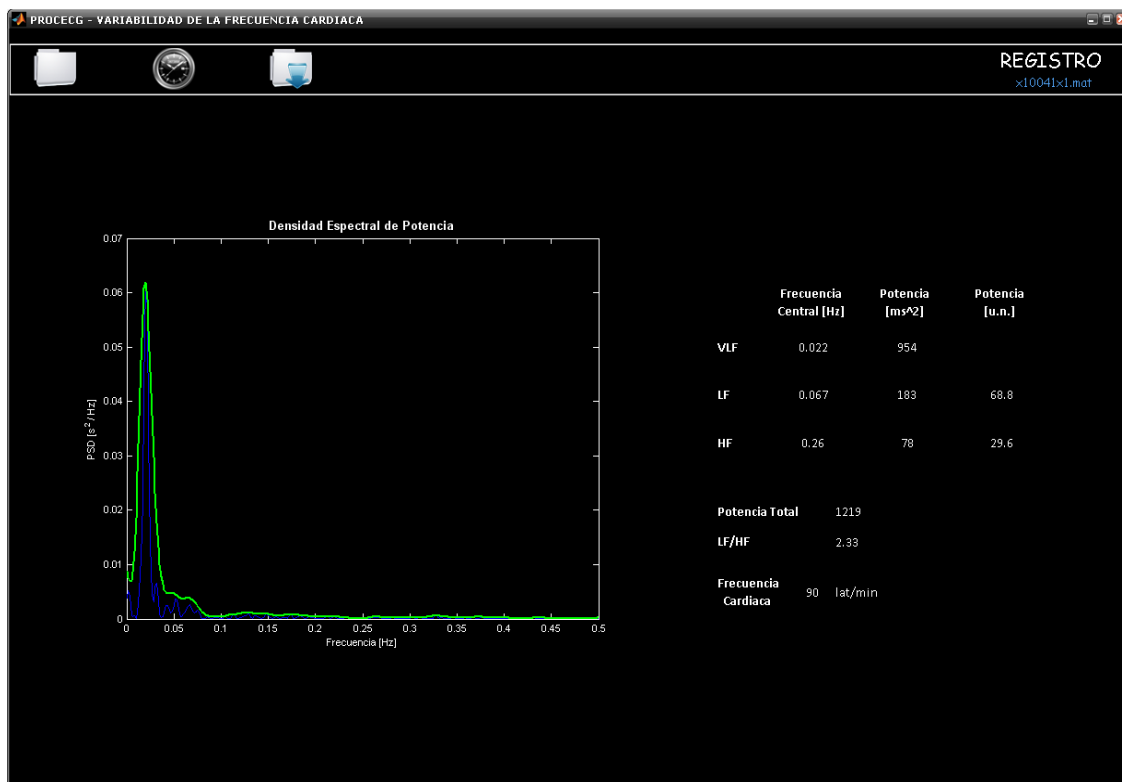
Icono	Función	Descripción
	Abrir Registro	Permite cargar una señal almacenada en formato .txt o formato .mat para ser filtrada.
	Graficar	Grafica un segmento del registro según los parámetros de ancho de la gráfica, tiempo de inicio y derivación.
	Detectar QRS	Detecta el tiempo de ocurrencia de los complejos QRS con base en la derivación seleccionada.
	Agregar Detección QRS	Permite agregar manualmente un complejo QRS que la herramienta no detectó.
	Borrar Detección QRS Falsa	Permite eliminar manualmente la detección errónea de un complejo QRS realizada por la herramienta.
	Guardar	Guarda la señal filtrada en formato de texto o formato .mat.

La ventana de inclusión de complejos QRS se establece de manera proporcional al valor medio del periodo de los dos últimos latidos detectados; siendo la constante de proporcionalidad ( $1/fT$ ), donde se recomienda que el valor de  $fT$  sea 2 ó 4. Para registros ECG con alta variabilidad de la frecuencia cardiaca se sugiere utilizar  $fT=4$ ; de lo contrario es aconsejable mantener  $fT=2$ .

Ante la presencia de errores en la detección es posible realizar la corrección manual mediante el uso de las opciones que para tal fin se encuentran en la barra de herramientas.




### D.2.3. Módulo de Indicadores VFC

El módulo de Indicadores VFC, que se muestra en la *Figura D.4* permite calcular los indicadores relacionados en la *Tabla C.2* del *Anexo C* y su barra de herramientas presenta tan solo tres opciones listadas en la *Tabla D.3*.



*Figura D.4.* Ventana Modulo de Indicadores VFC

Tabla D.3. Barra de Herramientas Módulo de Indicadores VFC

Icono	Función	Descripción
	Abrir Registro	Permite cargar una señal almacenada en formato .txt o formato .mat para ser filtrada.
	Calcular Indicadores VFC	Calcula los indicadores de la VFC y muestra la gráfica de la densidad espectral de potencia de la VFC.
	Guardar	Guarda la señal filtrada en formato de texto o formato .mat.

Al seleccionar la opción guardar en este módulo en el formato .mat, el registro es almacenado con la información apropiada para ser leído por la herramienta *PROMETEO*.

# BIBLIOGRAFÍA

1. **BIOPAC Systems Inc.** Biopac Student Lab PRO Manual Professional Versión 3.7. *Sitio web BIOPAC Systems*. [Online] [www.biopac.com](http://www.biopac.com). pag. 243-244.
2. **Martínez, J. P., et al.** A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. Abril 2004.
3. **Mallat, S. and Hwang, W. L.** Singularity detection and processing with Wavelet. *IEEE Transactions on Information Theory*. Febrero 1992. Vol. 38, pp. 617-643.
4. **Afonso, X. Valtino, y otros.** ECG beat detection using filter banks. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. Febrero de 1999. Vol. 46, págs. 192-202. No. 2.
5. **Mallat, Stephane.** Zero-crossings of a Wavelet transform. *IEEE Transactions on Information Theory*. Julio de 1991. Vol. 37, No. 4, págs. 1019-1033.
6. **Oscar, Olarte y Daniel, Sierra.** Calculo de Parámetros asociados a Filtrado Wavelet Shrinkage aplicado a Interferencias Electrocardiográficas. *XII Simposio de Tratamiento de Señales, Imágenes, Inteligencia y Visión Artificial*. 2007.
7. **Cuesta Frau, D., y otros.** Reducción del ruido en señales electrocardiográficas mediante la transformada Wavelet.
8. **Li, Cuiwei, Zheng, Chongxun y Tai, Changfeng.** Detection of ECG characteristic points using Wavelet transforms. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. Enero de 1995. Vol. 42. No. 1.
9. **Mallat, Stephane y Zhong, Sifen.** Characterization of signals from multiscale edges. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*. Julio de 1992. Vol. 14, No. 7, págs. 710-732.
10. **Jouck, P.P.H.** Application of the Wavelet transform modulus maxima method to T-wave detection in cardiac signals. 20 de Diciembre de 2004.
11. **Sahambi, J. S., Tandon, S.N. and Bhatt, R.K.P.** Using Wavelet transforms for ECG characterization. An on-line digital signal processing system. *IEEE Engineering on Medicine and Biology*. Enero/Febrero 1997. Vol. 16, No. 1, pp. 77-83.

12. **Páez Araque, Nancy Stella and Salgar Chaparro, Julio Enrique.** Detección de singularidades y puntos característicos de la señal electrocardiográfica neonatal por medio de la Transformada Wavelet. *Tesis de Grado*. Bucaramanga : Universidad Industrial de Santander, 2006.
13. **Thakor, Nitish V., Webster, Jhon G. y Tompkins, Willis J.** Estimation of QRS complex power spectra for design of a QRS filter. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. Noviembre de 1984. Vols. BME-31, No. 11, págs. 702-706.
14. **Friesen, M. Gary, y otros.** A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. Enero de 1990. Vol. 37, No. 1, págs. 85-98.
15. **Donoho, David L.** De-noising by soft-thresholding. *IEEE Transactions on Information Theory*. Mayo de 1995. Vol. 41, No. 3, págs. 613-627.
16. **Donoho, L. David y Johnstone, M. Iain.** Threshold selection for Wavelet Shrinkage of noisy data. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 3-6 de Noviembre de 1994. Vol. 1, págs. A24-A25.
17. **Li, Jun y Greenshields, Ian R.** De-noising ENMR spectra by Wavelet shrinkage. *Eleventh IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems*. 1998. págs. 252-255.
18. **Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology.** Heart Rate Variability. Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical Use. *Circulation, Special Report*. March 1, 1996. Vol. 93, No. 5, pp. 1043-1065.
19. **Gallo, Jaime A., Farbiarz, Jorge and Alvarez, Diego L.** Análisis espectral de la variabilidad de la frecuencia cardíaca. *IATREIA*. Junio 1999. Vol. 12, No. 2.
20. **O., Rimoldi, et al.** Analysis of short-term oscillations of R-R and arterial. *Am J Physiol*. 1990. No. 258, pp. H967-H976.
21. **Goldberger, Ary L., Mietus, Joseph E. and Stein, Phyllis K.** Heart rate variability: Technical aspects. *UpToDate*. [Online]  
[http://www.utdol.com/utd/content/topic.do?topicKey=carrhyth/39002&selectedTitle=3~58&source=search\\_result](http://www.utdol.com/utd/content/topic.do?topicKey=carrhyth/39002&selectedTitle=3~58&source=search_result).
22. **Carvalho, J. L. A., et al.** A tool for time-frequency analysis of Heart Rate Variability. *Proceedings of the 25<sup>th</sup> Annual International Conference of the IEEE EMBS*. Cancun, Mexico : s.n., September 17-21, 2003.

23. **Schweizer, M. W. F., et al.** Heart rate variability in time and frequency domains: effects of gallopamil, nifedipine, and metoprolol compared with placebo. *Br HeartJ*. Heilbronn, Germany : s.n., 1993. Vol. 70, pp. 252-258.
24. **Date, C. J.** *Introduccion a los sistemas de bases de datos*. 7. s.l. : Editorial Pearson Educacion.
25. **Silberschatz, Abraham, Korth, Henry F. and Sudarshan, S.** *Fundamentos de base de datos*. 3a Edición. s.l. : McGraw Hill, 1998.
26. **Fundacite Mérida.** Tema 4: Diseño de Bases de Datos. Manual de Bases de Datos. *Sitio web Fundacite Mérida*. [Online] [http://asl.fundacite-merida.gob.ve/courses/ED104/document/Manual\\_de\\_Base\\_de\\_Datos/capitulo\\_4.pdf?cidReq=ED104](http://asl.fundacite-merida.gob.ve/courses/ED104/document/Manual_de_Base_de_Datos/capitulo_4.pdf?cidReq=ED104).
27. **MySQL.** MySQL 5.0 Reference Manual. *Sitio web MySQL*. [Online] <http://www.mysql.com/>.
28. **Ponce Cubillos, Rodrigo.** Introducción a la teoría de Ondeletas. *Tesis de Grado*. Santiago de Chile : Universidad Santiago de Chile, 2006.