



UNIVERSIDAD DE CUENCA

UNIVERSIDAD DE CUENCA

FACULTAD DE INGENIERÍA

ESCUELA DE ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES

**TESIS PREVIA A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE INGENIERO EN
ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES**

**DESARROLLO Y VALIDACIÓN DE ALGORITMOS PARA EL ESTUDIO DE
LA VARIABILIDAD DE LA FRECUENCIA CARDIACA EN ADULTOS
MAYORES**

AUTOR:

FREDDY ANDRES PARRA ORELLANA

DIRECTORA:

ING. SARA WONG, Ph.D

CO-DIRECTOR

ING. KENNETH PALACIO BAUS, MSc

CUENCA – ECUADOR

2015

1

FREDDY PARRA



Resumen

Este trabajo se desarrolló dentro del Proyecto DIUC -PROMETEO: *Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (VFC) y Sensibilidad a la Insulina en la Población Adulta Mayor de Cuenca*. El objetivo de la tesis fue desarrollar los algoritmos para el estudio de la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca dentro del proyecto. El trabajo incluye: i) la adquisición de registros electrocardiográficos en formato SCP-ECG de una población de adultos mayores, ii) el desarrollo de una plataforma para la integración del ECG junto a la información clínica y demográfica del sujeto, iii) el procesamiento del ECG, a partir del detector de QRS Pan-Tompkins y la eliminación de artefactos para la obtención de las series RR iv) la estimación temporal y espectral aplicando métodos No-Paramétricos (PSD y Hamming) y Métodos Paramétricos (Burg), para finalmente obtener el cálculo de los parámetros temporales (SDRR, SMRRD) y de los parámetros frecuenciales (LF,HF, LF/HF) de la VFC. Este procesamiento fue desarrollado e implementado en un Interfaz Gráfico de Usuario (GUI) denominado UCUENCAViewer ANALISIS VFC el cual permitirá a los investigadores realizar el análisis de la VFC en la población de adultos mayores. Adicionalmente la herramienta está disponible para la docencia y la capacitación de estudiantes e investigadores y podrá ser utilizada en otros proyectos de investigación.

Palabras Clave: *VFC, ECG, SCP-ECG, opensource ECGViewer toolkit 2.04, Pan-Tompkins, Kaplan, AR Burg, LF/HF, Señal Sintética ECG.*



Abstract

This work is part of the project: Heart Rate Variability (HRV) and Insulin Sensibility among the Senior Population of Cuenca (*Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (VFC) y Sensibilidad a la Insulina en la Población Adulta Mayor de Cuenca*), funded and promoted by the Prometo Program and the Research Direction of the University of Cuenca (Dirección de Investigación de la Universidad de Cuenca – DIUC). The main goal of this thesis was to develop algorithms aimed to study the Heart Rate Variability.

The tasks performed in this work include: i) the acquisition of SCP-ECG electrocardiographic registers from a senior population set, ii) the development of a platform aimed to integrate ECG registers with clinic and demographic information of studied subjects; iii) ECG processing by making use of the Pan-Tompkins QRS detector and artifact filtering in order to obtain RR series, and iv) the application of non-parametric methods (PSD and Hamming) and parametric methods (Burg) for temporal and spectral estimation, in addition to temporal parameter (SDRR, SMRRD) computation and frequency parameter (LF, HF, LF/HF) computation from the HRV.

The development of this project makes use of a Graphic User Interface (GUI) called UCUENCAViewer ANALISIS VFC, which will allow researchers to analyze senior population's HRV. Additionally, this tool will be available for teaching purposes and able to be used in future research.

Keywords: HRV, ECG, SCP-ECG, opensource ECGViewer toolkit 2.04, Pan-Tompkins, Kaplan, AR Burg, LF/HF, Synthetic Signal ECG.



Acrónimos

<i>AAMI</i>	<i>Advancing Safety in Healthcare Technology</i>
<i>aECG</i>	<i>Annotated ECG</i>
<i>ACE</i>	<i>American College of Endocrinology</i>
<i>CEN/TC 251</i>	<i>European Committee for Standardisation. the TC (technical committee) 251 is responsible for medical informatics (directory of the european standardisation requirements for healthcare informatics and telematics).</i>
<i>cHDL</i>	<i>Lipoproteína de Alta Densidad</i>
<i>CRC</i>	<i>Cyclic Redundancy Check</i>
<i>DICOM</i>	<i>Digital Imaging and COmmunication in Medicine</i>
<i>ECG</i>	<i>Electrocardiograma</i>
<i>EGIR</i>	<i>European Group for the study of Insulin Resistance</i>
<i>EMR</i>	<i>Electronic Medical Records</i>
<i>FC</i>	<i>Frecuencia Cardíaca</i>
<i>FDA</i>	<i>Food and Drug Administration of United States</i>
<i>HL7</i>	<i>Health Level Seven</i>
<i>IDF</i>	<i>International Diabetes Federation</i>
<i>IMC</i>	<i>Índice de Masa Corporal</i>
<i>INEC</i>	<i>Instituto Nacional de Estadísticas y Censos</i>
<i>IPAQ</i>	<i>International Physical Activity Questionnaire</i>
<i>ISHNE</i>	<i>International Society for Holter and Noninvasive Electrocardiology</i>
<i>MDW</i>	<i>Medical Diagnostic Workstation</i>
<i>MSP</i>	<i>Ministerio de Salud Pública</i>
<i>N-A</i>	<i>Nor-Adrenalina</i>
<i>NCEP-ATP III</i>	<i>National Cholesterol Education Program Adult Treatment Panel III</i>
<i>OMS</i>	<i>Organización Mundial de la Salud</i>
<i>PSD</i>	<i>Power Spectrum Density</i>



<i>SCP-ECG</i>	<i>Standard Communication Protocol for computer-assisted Electrocardiography</i>
<i>SNA</i>	<i>Sistema Nervioso Autónomo</i>
<i>SNP</i>	<i>Sistema Nervioso Parasimpático</i>
<i>SNS</i>	<i>Sistema Nervioso Simpático</i>
<i>SM</i>	<i>Síndrome Metabólico</i>
<i>UTF-8</i>	<i>8-bit Unicode Transformation Format</i>
<i>VFC</i>	<i>Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca</i>
<i>WACC</i>	<i>Welch&Allyn Cardio Control</i>
<i>XPATH</i>	<i>xml path language</i>



Tabla de Ilustraciones

<i>Ilustración 1: Anatomía funcional del sistema nervioso autónomo</i>	20
<i>Ilustración 2: Sistema especializado de conducción (sistema de bombeo del corazón)</i>	21
<i>Ilustración 3: Representación del ECG en los tres planos: Frontal, Transversal y Sagital.</i>	22
<i>Ilustración 4: Plano de referencia de la dirección vectorial de las corrientes del corazón.</i>	23
<i>Ilustración 5: Sistema de adquisición de señales del electrocardiograma</i>	27
<i>Ilustración 6: árbol de nodos del archivo XML</i>	30
<i>Ilustración 7: Tipos de Nodos en archivo XML navegación XPATH.</i>	31
<i>Ilustración 8: Extracción de la secuencia RR de una derivación del ECG de un sujeto adulto mayor</i>	32
<i>Ilustración 9: Puntos e intervalos característicos del electrocardiograma</i>	33
<i>Ilustración 10: Método Pan-Tompkins para extracción de secuencia RR</i>	34
<i>Ilustración 11: Filtros de Butterworth de distintos órdenes</i>	35
<i>Ilustración 12: Ventana de integración aplicada a la derivación del electrocardiograma</i>	36
<i>Ilustración 13: Re-muestreo de la secuencia RR con una frecuencia constante (2 Hz) e interpolación de la misma.</i>	38
<i>Ilustración 14: Latidos ectópicos en la secuencia RR</i>	39
<i>Ilustración 15: Generación de la Surrogate Data Método KAPLAN</i>	39
<i>Ilustración 16: Reducción de las no-linealidades en la secuencia RR</i>	40
<i>Ilustración 17: Colocación de los electrodos según el estándar del AAMI, método 1</i>	49
<i>Ilustración 18: Colocación de los electrodos según el estándar del AAMI, método 2</i>	50
<i>Ilustración 19: Interoperabilidad del ECG: conversión de la data del registro ECG de cada paciente.</i>	51
<i>Ilustración 20: OpenSource ECGToolkit-bin-2_4: ECGViewer</i>	51
<i>Ilustración 21: Configuración ISHNE ECGViewer</i>	52
<i>Ilustración 22: archivo ECG</i>	52
<i>Ilustración 23: ECG formato XML en navegador OPERA</i>	53
<i>Ilustración 24: árbol de nodos del ECG del sujeto adulto mayor</i>	54
<i>Ilustración 25: Derivación D2 del ECG PAM WACC.</i>	56
<i>Ilustración 26: En la parte posterior se muestra la derivación D2 obtenida, en la parte inferior la misma derivación filtrada. La amplitud de ambas señales están entre 0.8-1 mV</i>	57
<i>Ilustración 27: Derivador aplicado a la señal de la derivación D2.</i>	57
<i>Ilustración 28: Se observa como la amplitud de cada muestra toma un valor positivo al aplicar la cuadratura no lineal</i>	58
<i>Ilustración 29: ventana de integración de 0.150 ms sobre la señal amplificada.</i>	59
<i>Ilustración 30: Picos R (puntos máximos de inflexión de la señal filtrada o complejos QRS).</i>	60



Ilustración 31: Adquisición de la secuencia RR. Se define como la serie de valores en donde cada valor con intervalos de tiempo no iguales. 60

Ilustración 32: Re-muestreo de la señal procesada a una frecuencia de 2 Hz. 61

Ilustración 33: Adquisición de la secuencia RR de la derivación D2. Los intervalos de la secuencia están en función del número de latidos. 61

Ilustración 34: Eliminación de artefactos aplicando el método KAPLAN. 62

Ilustración 35: Estimación Espectral aplicando PSD 63

Ilustración 36: Estimación Espectral aplicando Modelo AR BURG, orden 15. . 63

Ilustración 37: Cálculo de los parámetros temporales de la VFC. 64

Ilustración 38: Cálculo de parámetros frecuenciales en base a la estimación espectral PSD 64

Ilustración 39: Cálculo de parámetros frecuenciales en base a la estimación espectral BURG 65

Ilustración 40: Onda Mayer y Ondas RSA del ECG (señal sintética) 67

Ilustración 41: Diagrama de bloques del diseño del GUI MATLAB 74

Ilustración 42: Diagrama de Bloques función Abrir..... 74

Ilustración 43: OpenSource ECGViewer Toolkit 2.04. Convierte el ECG en formato SCP-ECG a XML..... 75

Ilustración 44: Diagram de Bloques de la función Simular. 75

Ilustración 45: Campos de entrada para generar la señal sintética ECG 76

Ilustración 46: Diagrama de bloques de la función Herramienta Médica..... 76

Ilustración 47: GUI APP Síndrome Metabólico..... 76

Ilustración 48: Diagrama de Bloques de la función Exportar..... 77

Ilustración 49: Funciones Adicionales del software 77

Ilustración 50: Activación de todos los procesos para el estudio de la VFC..... 78

Ilustración 51: GUI SOFTWARE UCUENCAViewer ANALISIS VFC 78

Ilustración 52: Diagrama de bloques del procesamiento de señales y estudio de la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca. 81



Apéndice de Tablas

<i>Tabla 1: Criterios del Síndrome Metabólico.....</i>	<i>19</i>
<i>Tabla 2: Configuración del software CardioPerfect del electrocardiógrafo WELCH&ALLYN.....</i>	<i>27</i>
<i>Tabla 3: Tipos de variables en el Historial Clínico de cada paciente.....</i>	<i>48</i>
<i>Tabla 4: Asignación de nodos: padres, hijos y atributos en el árbol de nodos del ECG XML.</i>	<i>55</i>
<i>Tabla 5: Registros Electrocardiográficos adquiridos en la investigación</i>	<i>66</i>
<i>Tabla 6: Diferencia del valor LF/HF de la señal sintética (parámetro de entrada) y el cálculo mediante el método No-Paramétrico y Paramétrico</i>	<i>69</i>
<i>Tabla 7: Diferencia del valor LF/HF de la señal sintética (parámetro de entrada) y el cálculo mediante el método No-Paramétrico y Paramétrico</i>	<i>71</i>
<i>Tabla 8: LF/HF-Método No-Paramétrico (PSD), LF/HF Método Paramétrico (Modelo AR Burg orden 15). Grupo de 16 sujetos diagnosticados Síndrome Metabólico (repositorio digital GBBA).....</i>	<i>73</i>
<i>Tabla 9: Cálculo de parámetros frecuenciales y temporales de 16 señales sintéticas generadas</i>	<i>82</i>
<i>Tabla 10: Cálculo de parámetros frecuenciales y temporales de 15 señales sintéticas generadas</i>	<i>83</i>
<i>Tabla 11: Parámetros Temporales y Frecuenciales de la VFC. Registros electrocardiográficos de 117 sujetos adultos mayores.....</i>	<i>84</i>
<i>Tabla 12: Cálculo de Parámetros Frecuenciales y Temporales de 14 sujetos con SM del GBBA.</i>	<i>87</i>



ÍNDICE

Resumen.....	2
Acrónimos.....	4
Tabla de Ilustraciones.....	6
Apéndice de Tablas.....	8
Dedicatoria.....	14
<i>Vida y Energía</i>	14
Agradecimientos.....	15
CAPÍTULO 1	18
Adquisición de la base de registros electrocardiográficos: Fisiología	18
1.1 Síndrome Metabólico	18
1.1.1 Criterios NCEP-ATP III.....	18
1.1.2 Síndrome metabólico en el Ecuador.....	19
1.2 Sistema Nervioso Autónomo	20
1.2.1 Sistema Nervioso Simpático.....	20
1.2.2 Sistema Nervioso Parasimpático.....	21
1.3 Electrocardiografía: el Electrocardiograma	21
1.3.1 Corazón.....	21
1.3.2 El electrocardiograma (ECG) en reposo.....	22
1.3.2.1 Terminología electrocardiográfica de la dirección vectorial.....	22
1.3.2.2 Las doce derivaciones electrocardiográficas convencionales.....	23
1.3.2.3 Interoperabilidad del electrocardiograma.....	25
1.4 Equipo utilizado: Electrocardiógrafo CardioPerfect PC-BASED ECG marca Welch&Allyn	26
1.4.1 Configuración del electrocardiógrafo para registro del electrocardiograma en el sujeto adulto mayor.....	27
1.5 Seguridad de la información	29
1.5.1 Anonimización.....	29
1.5.1.1 XPATH: navegación en el ECG en formato XML.....	30
CAPÍTULO 2	32
Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca	32
2.1 Series temporales del electrocardiograma	32
2.1.1 Secuencia RR.....	32



2.1.1.1	Adquisición de la secuencia RR mediante el método Pan-Tompkins	33
2.1.2	Re-muestreo e interpolación de la secuencia RR	37
2.1.3	Ruido y artefactos en la secuencia RR	38
2.1.3.1	Eliminación de artefactos aplicando método KAPLAN	39
2.2	Estimación Espectral	40
2.2.1	Métodos No-Paramétricos	41
2.2.1.1	Transformada de Fourier	41
2.2.1.2	Ventana de Hamming	44
2.2.2	Métodos Paramétricos	44
2.2.2.1	Modelo Autorregresivo de Burg	44
2.3	Métodos Temporales de la VFC	45
2.3.1	SDRR	46
2.3.2	RMSSD	46
2.3.3	NN50	46
2.3.4	pNN50	46
2.4	Métodos frecuenciales de la VFC	46
2.4.1	VLF_dc	46
2.4.2	VLF	46
2.4.3	LF	47
2.4.4	HF	47
2.4.5	VHF	47
2.4.6	LF (normalizado)	47
2.4.7	HF (normalizado)	47
2.4.8	LF/HF	47
CAPÍTULO 3		48
Procesamiento de señales: metodología de estudio		48
3.1	Base de registros electrocardiográficos de adultos mayores	48
3.1.1	Adquisición de registros electrocardiográficos	50
3.1.1.1	Interoperabilidad del ECG	50
3.1.1.2	Anonimización	53
3.2	Adquisición de secuencia RR mediante el método Pan-Tompkins	56
3.2.1	Etapa I	56
3.2.2	Etapa II	58
3.2.3	Etapa III	59
3.3	Re-muestreo e interpolación de la secuencia RR	60



3.4	Presencia de artefactos sobre la secuencia RR	61
3.4.1	Eliminación de artefactos aplicando el método KAPLAN	62
3.5	Estimación Espectral	62
3.5.1	Métodos No-Paramétricos	62
3.5.2	Métodos Paramétricos	63
3.6	Métodos Temporales de la VFC	63
3.7	Métodos Frecuenciales de la VFC	64
CAPÍTULO 4		66
Resultados Obtenidos		66
4.1	Descripción de la Base de Datos	66
4.2	Parámetros obtenidos del estudio de la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca	66
4.2.1	Validación de algoritmos: señales sintéticas	66
4.2.2	Validación de algoritmos: señales reales	71
4.3	Diseño y desarrollo: Graphical User Interface (GUI) UCUENCAViewer ANÁLISIS VFC en la plataforma MATLAB	74
CAPÍTULO 5		79
CONCLUSIONES		79
CAPÍTULO 6		81
ANEXOS		81
BIBLIOGRAFÍA		88



(FREDDY ANDRÉS PARRA ORELLANA), autor de la tesis "DESARROLLO Y VALIDACIÓN DE ALGORITMOS PARA EL ESTUDIO DE LA VARIABILIDAD DE LA FRECUENCIA CARDIACA EN ADULTOS MAYORES", reconozco y acepto el derecho de la Universidad de Cuenca, en base al Art. 5 literal c) de su Reglamento de Propiedad Intelectual, de publicar este trabajo por cualquier medio conocido o por conocer, al ser este requisito para la obtención de mi título de INGENIERO EN ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES. El uso que la Universidad de Cuenca hiciere de este trabajo, no implicará afección alguna de mis derechos morales o patrimoniales como autor.

Cuenca, 16 de Noviembre del 2015

Freddy Andrés Parra Orellana

C.I: 0104494927



Universidad de Cuenca
Clausula de propiedad intelectual

(FREDDY ANDRES PARRA ORELLANA), autor de la tesis "DESARROLLO Y VALIDACIÓN DE ALGORITMOS PARA EL ESTUDIO DE LA VARIABILIDAD DE LA FRECUENCIA CARDIACA EN ADULTOS MAYORES", certifico que todas las ideas, opiniones y contenidos expuestos en la presente investigación son de exclusiva responsabilidad de su autor/a.

Cuenca, 16 de Noviembre del 2015

Freddy Andrés Parra Orellana

C.I: 0104494927



Dedicatoria

Vida y Energía

*“Dedico mi vida al eterno amor que le tengo a mi padre, que en paz descansa.
He aquí el punto, donde doy los pasos que no diste. Es tu energía que está a
mi lado siempre”*

Freddy Roberto Tito Parra Gonzales

“Me diste la vida y me la complementas, gracias por todo mamá”

Beatriz Isabel Orellana López



Agradecimientos

Este grato momento, este instante de tiempo-espacio curvo, donde me llena de alegría al escribir estas líneas sinceras para todas las personas que he conocido y han estado junto a mí estos años.

Gracias a todos y siempre recordar todos los momentos únicos que hemos vivido. Siempre pienso en que estamos en este estado de energía para hacer los sueños, los objetivos de las personas que ya no están.

Por ustedes:

Familia Orellana López

Familia Parra Gonzales.

Ñaña Sara, Abuelita Becha, Abuelito Efrén, Abuelita Rosario, Abuelito Ariosto, Alejo, Antuca, Blanca, Suco, Nando, Pastel, Fernando, Caya, Gabriela, Rafa, Tío Diego, Otto, German, Isaac, Elvia, Eugenia, Pedro, chios, osos, loquillo, josue, primos, primas, y aquellas que seguimos compartiendo



Introducción

La presente investigación tiene por objeto desarrollar y validar algoritmos para el estudio de la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (VFC) en adultos mayores.

La Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca es un método de análisis no invasivo del Sistema Nervioso Autónomo, el cual se basa en el análisis de las series temporales obtenidas a partir del electrocardiograma. Esta investigación se encuentra enmarcada dentro del Proyecto DIUC-PROMETEO Estudio de la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca y de la Sensibilidad a la Insulina en el adulto mayor de la ciudad de Cuenca.

El trabajo desarrollado abarca desde la adquisición de señales, el diseño de una plataforma de integración de datos de diferentes fuentes y el desarrollo de diferentes algoritmos para el estudio de la VFC en una plataforma en MATLAB.

En el capítulo I, se presentan las bases fisiológicas del problema, el protocolo clínico del registro electrocardiográfico y su integración a una base de datos. Este trabajo fue desarrollado en el centro de diagnóstico de la Facultad de Medicina durante los meses de julio y agosto del presente año. Esta base de datos inicial se procesa al formato XML y permite obtener una segunda base de registro ECG de sujetos anónimos, requisito necesario para las investigaciones biomédicas actuales. Cabe recalcar la existencia de varias marcas en equipos electrocardiográficos, cada una con su respectiva tecnología y encriptación de registro del ECG (interoperabilidad)¹, donde es necesario tener un sistema integrado que interprete cada uno de estos formatos. Para la investigación se utilizó el electrocardiógrafo portátil CardioPerfect PC-BASED ECG de la marca Wech&Allyn que genera ECG's en el formato: *SCP-ECG*.

En el capítulo II, se revisa toda la conceptualización con respecto a la VFC y el análisis de la estimación espectral por lo que se requiere de las siguientes etapas: obtención de la secuencia RR a partir del ECG aplicando el método Pan-Tompkins, eliminación de artefactos² presentes en la secuencia aplicando el método de Kaplan y Re-muestreo e Interpolación a 2 Hz que genera una secuencia en el dominio del tiempo para proceder a la estimación espectral usando métodos no paramétricos y paramétricos. A partir de estos espectros se calculan los parámetros clásicos de la VFC como la relación LF/HF que según investigaciones biomédicas es un indicador del balance del sistema nervioso simpático y parasimpático del sujeto. Adicionalmente usando métodos temporales se calcula la frecuencia cardíaca de cada sujeto adulto mayor.

En el siguiente capítulo se desarrollan en la plataforma de MATLAB los algoritmos de los métodos temporales y espectrales para el análisis de la VFC. Para culminar con el diseño, desarrollo e implementación de un Graphical User

¹ Interoperabilidad del ECG: DICOM, ISHNE, SCP-ECG, ecgML

² ruido proveniente de la señal continua de 60 Hz, ruidos musculares



Interface (GUI) ejecutable para ayudar a los investigadores en el análisis del VFC.

En el capítulo IV se realiza la validación de la metodología implementada comparando los resultados obtenidos de los parámetros temporales y espectrales con los resultados de una señal sintética generada en MATLAB. La validación se divide en dos secciones: la primera entre la señal en formato SCP-ECG³ con la señal sintética generada y la segunda entre la señal con formato CSV⁴ con la señal sintética generada.

El capítulo V presenta los resultados del trabajo de campo e investigación multidisciplinaria enmarcada en el proyecto DIUC-PROMETEO integrado por: personal médico, personal de investigación, ingeniería y diecinueve estudiantes de la facultad de medicina y laboratorio clínico en la adquisición de una base de registros electrocardiográficos de 117 sujetos adultos mayores. Y las conclusiones sobre el cálculo de la relación LF/HF mediante los métodos no-paramétricos y paramétricos de la VFC aplicado a señales reales ECG de corta y larga duración en formato SCP-ECG, CSV y señales sintéticas. Por último, el planteamiento de una serie de futuras investigaciones, tomando como base el presente estudio.

³ SCP-ECG: Formato del ECG registrado en el proyecto DIUC-PROMETEO.

⁴ CSV: Formato del ECG, tomado del repositorio digital del GBBA.



CAPÍTULO 1

Adquisición de la base de registros electrocardiográficos: Fisiología

Hoy en día, el Síndrome Metabólico (SM) es el elemento más influyente en la epidemia de la diabetes y las enfermedades cardiovasculares tanto en países desarrollados como en vías de desarrollo. Se define la diabetes como la acumulación de glucosa en la sangre debido al poco desempeño del páncreas para producir insulina.

Datos estadísticos en el Ecuador revelan desde 2006 al 2010 la prevalencia de diabetes aumentó drásticamente de 142 a 1084 por 100.000,00 habitantes, al igual que la hipertensión arterial, de 63 a 488 por 100.000,00 habitantes. Se ha determinado que la diabetes es la primera causa de muerte en el país. Las enfermedades cardiovasculares también son un factor preocupante, en el año 2009 se registró una tasa de mortalidad por cardiopatía isquémica de 6,5% por 100.000,00 habitantes. Para el año 2010 el INEC registró un 14,1% por 100.000,00 habitantes.

1.1 Síndrome Metabólico

Es el conjunto de alteraciones metabólicas constituido por la obesidad de distribución central, la disminución de las concentraciones del colesterol unido a las lipoproteínas de alta densidad (cHDL), elevación de las concentraciones de triglicéridos, aumento de la presión arterial e hiperglucemia; a nivel mundial se han dado cinco definiciones de SM:

1. Criterios OMS (Organization, 1999).
2. Criterios EGIR (Balkau B, 1999).
3. Criterios NCEP-ATP III (MA, 2001).
4. Criterios ACE (ACE, 2003).
5. Criterios IDF (IDF, 2005).

1.1.1 Criterios NCEP-ATP III

Las investigaciones médicas tratan al SM bajo los criterios NCEP-ATP III al estar sujeto con cinco alteraciones: circunferencia abdominal, presión arterial, triglicéridos, colesterol HDL y glucosa sanguínea en ayunas. Se diagnostica el SM a un adulto mayor cuando se cumplen 3 de los 5 criterios, estos son:

1. Circunferencia Abdominal: es la circunferencia de la cintura, actúa como reflejo de la adiposidad regional (obesidad abdominal) y a su vez predice el IMC con más efectividad.
2. Presión Arterial: se define como la fuerza que ejerce la sangre al circular por las arterias. Las arterias son vasos sanguíneos que transportan sangre desde el corazón hacia el resto del cuerpo. La presión arterial se mide en dos cifras,



la primera cifra mide la fuerza de la sangre en las arterias cuando el corazón se contrae o late y se le denomina presión sistólica. La segunda cifra mide la fuerza de la sangre en las arterias mientras el corazón esta relajado y se le denomina presión diastólica (ASHE, 2008).

3. Triglicéridos: se define como lípidos abundantes en la naturaleza que están constituidos por la unión de propanotriol o glicerol junto a tres ácidos grasos y que cuya “biosíntesis se realiza principalmente en el organismo en la mucosa intestinal, hígado y tejido adiposo”, estos lípidos son la principal forma química de almacenamiento de grasa tanto en los alimentos como en el organismo.
4. Colesterol HDL: se le conoce como el colesterol bueno, se encarga de transportar el colesterol desde los tejidos al hígado, para su metabolismo. Tener un colesterol bueno ayuda a prevenir enfermedades.
5. Glucosa Sanguínea en Ayunas: medir la cantidad de azúcar en una muestra de sangre.

La Tabla 1 indica los criterios mencionados para el diagnóstico del síndrome metabólico en el adulto mayor. En el Ecuador los criterios son más rigurosos.

Tabla 1: Criterios del síndrome metabólico (SM)

Criterio	NCEP-ATP III	ECUADOR
	Condición	Condición
Circunferencia Abdominal	Hombre > 102cm, Mujer > 88cm	Hombre > 90cm, Mujer > 80cm
Presión Arterial	> 130/85mmHg	
Triglicéridos	≥ 150mg/dL	
cHDL	Hombre < 40mg/dL, Mujer < 50mg/dL	
Glucosa Sanguínea en Ayunas	> 100mg/dL	

1.1.2 Síndrome metabólico en el Ecuador

La prevalencia del SM se diagnostica con los criterios escogidos y con el tipo población. Investigaciones realizadas en una población de 140 sujetos entre 30 y 70 años que acudieron al dispensario médico de la ciudad de Manabí, 60 de ellos (el 42,9 % de la muestra) cumplieron 3 criterios para diagnosticar SM, en la muestra se tomó un intervalo de confianza de 95 % (entre el 34 %-51 % de la muestra) (Viteri Guillen, 2011).

Una similar investigación se llevó a cabo en la ciudad de Ambato en una población de 80 adultos mayores, para el cual el 95% de los pacientes tuvo SM, relacionado la presentación de síndrome coronario agudo. La angina inestable fue la forma de presentación clínica más frecuente en un 50% (Cifuentes, 2012).

1.2 Sistema Nervioso Autónomo

La función principal del Sistema Nervioso Autónomo (SNA), es mantener la compleja homeostasia del organismo en respuesta a las alteraciones del medio interno y a los estímulos exteriores. El SNA controla en sí gran diversidad de funciones viscerales de organismo.

El SNA forma el soporte visceral para el comportamiento somático ajustando el organismo para responder al estrés y su actividad ocurre de forma independiente de la voluntad (Silva, 2010). Por ejemplo, de 3 a 5 segundos, el SNA duplica la frecuencia cardiaca, y de 10 a 15 segundos la tensión arterial.

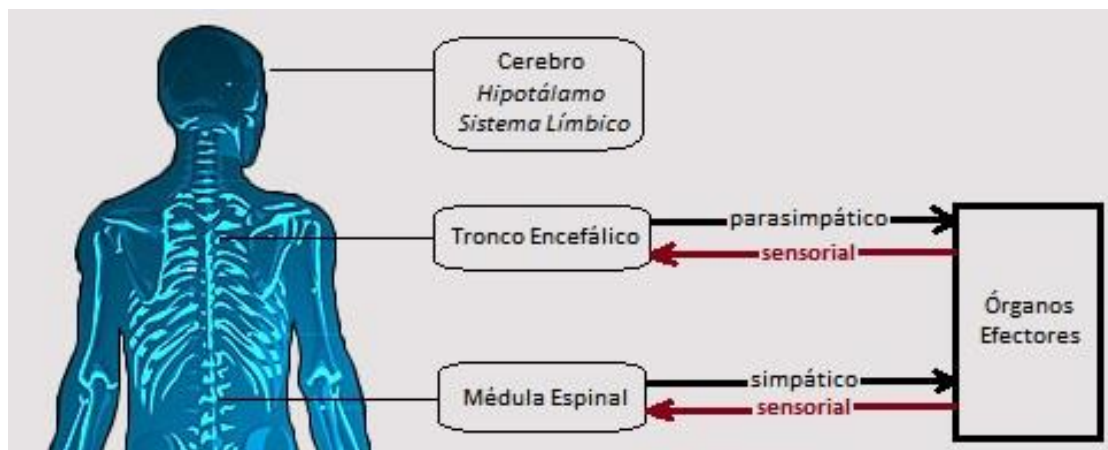


Ilustración 1: Anatomía funcional del sistema nervioso autónomo

La *Ilustración 1* presenta como está dividido del sistema nervioso autónomo: sistema nervioso simpático y sistema nervioso para-simpático. El componente motor del SNA es el sistema nervioso autónomo periférico. El centro del SNA está localizado en el hipotálamo. La actividad del SNA inicia a nivel de la médula espinal, tronco encefálico e hipotálamo.

Las funciones del sistema nervioso simpático están controladas por el núcleo postero-lateral del hipotálamo. La estimulación de este núcleo, resulta en una descarga masiva del sistema simpático. Las funciones del sistema parasimpático están controladas por los núcleos medios y parte del anterior del hipotálamo (Silva, 2010).

1.2.1 Sistema Nervioso Simpático

Los efectos del sistema nervioso simpático se relacionan con la respiración y la circulación. La estimulación adrenérgica generada produce un aumento del gasto cardiaco, así como una bronco-dilatación. El sistema en sí se encarga de la preservación del organismo, da una respuesta a estímulos exteriores que puedan afectar a la persona.

El sistema nervioso simpático (SNS) es un importante regulador de la función cardiaca, cuando hay menor demanda metabólica de los tejidos periféricos, esto se da cuando se realiza el ejercicio físico. El SNS también participa en el

remodelado ventricular y en la hipertrofia ventricular. La activación del SNS genera vasoconstricción, aumento de la frecuencia cardiaca (SERNA, 2009).

1.2.2 Sistema Nervioso Parasimpático

El sistema nervioso parasimpático (SNP) se encarga de la conservación de la energía. Al estimularse el SNP se produce una disminución de la frecuencia cardiaca y de la velocidad de conducción aurículo-ventricular. Los signos de descarga parasimpática son: náusea, vómito, movimientos intestinales, defecación, entre otros.

1.3 Electrocardiografía: el Electrocardiograma

La electrocardiología es la producción de los registros gráficos de la actividad eléctrica del corazón. El electrocardiograma es un gráfico de la actividad eléctrica del músculo del corazón obtenida a partir del electrocardiógrafo. El objetivo de registrar un electrocardiograma es obtener diferentes formas de onda de la actividad eléctrica del corazón impreso en el papel milimetrado estandarizado y posteriormente ser analizados para la identificación de diversas anomalías o enfermedades del corazón (K, 2003).

1.3.1 Corazón

El electrocardiograma (ECG) permite ver el sistema eléctrico que controla al sistema mecánico (corazón). Este sistema eléctrico es un sistema especializado de conducción.

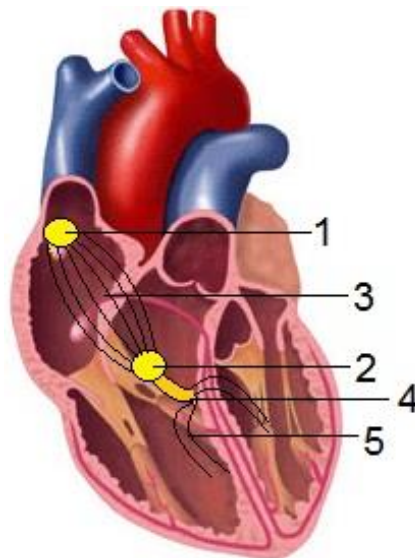


Ilustración 2: Sistema especializado de conducción (sistema de bombeo del corazón). Fuente (Sección de cruz de corazón humano, es.123rf.com)

La *Ilustración 2* indica el funcionamiento del sistema especializado de conducción. A continuación se describe el funcionamiento del corazón con el propósito de comprender la función eléctrica y como se genera las ondas eléctricas.

Funcionamiento del sistema especializado de conducción: inicialmente la contracción ventricular izquierda es simultánea con la contracción ventricular derecha y la contracción auricular izquierda es simultánea con la contracción auricular derecha; el corazón sigue este orden controlado por un sistema eléctrico. El sistema eléctrico está formado por el nodo sinusal (punto 1), el cual se encarga del automatismo del corazón, se define como el relay que produce los impulsos periódicos para que el corazón pueda contraerse. El nodo sinusal (punto 1) contrae primero las aurículas. El nodo sinusal (punto 1) se conecta con el nodo aurículo-ventricular (punto 2) a través de unas vías de conducción especializada (punto 3). El impulso arranca en el (punto 1) y llega al (punto 2) en donde se detiene un período de tiempo específico para contraer los ventrículos. Luego este impulso pasa por el Haz de His (punto 4) el cual se divide en ramas izquierda y derecha (Fibras de Purkinje) (punto 5). La rama izquierda va al ventrículo izquierdo y la rama derecha va al ventrículo derecho. Todo este sistema está dirigido por el (punto 1) y hace que el corazón se despolarice cada 60 segundos.

1.3.2 El electrocardiograma (ECG) en reposo

El electrocardiograma (ECG) en reposo muestra la actividad cardiaca desde el punto de vista eléctrico. El ECG determina las características del ritmo cardiaco, la frecuencia cardiaca basal, la normal transmisión del impulso eléctrico entre las aurículas y los ventrículos y la presencia de arritmias.

1.3.2.1 Terminología electrocardiográfica de la dirección vectorial

El corazón no se encuentra en un solo plano referencial, por lo que el ECG se presenta a través de tres planos: Plano *Frontal*, Plano *Transversal* y Plano *Sagital*. En la *Ilustración 3* se observa la representación de los tres planos.

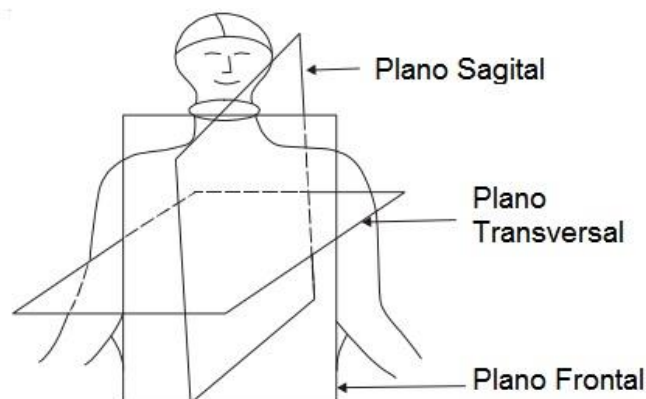


Ilustración 3: Representación del ECG en los tres planos: Frontal, Transversal y Sagital.

El electrocardiograma (ECG) es posible registrar gracias a que las ondas de energía del corazón se diseminan por todo el cuerpo de manera homogénea, y de esta forma es posible colocar los electrodos en cualquier parte del cuerpo. La derivación tiene la finalidad de medir la corriente que va en la dirección de la línea recta imaginaria entre dos electrodos positivo y negativo (desde el electrodo negativo hacia el electrodo positivo). Se define un plano de referencia para identificar la dirección vectorial de esta corriente.

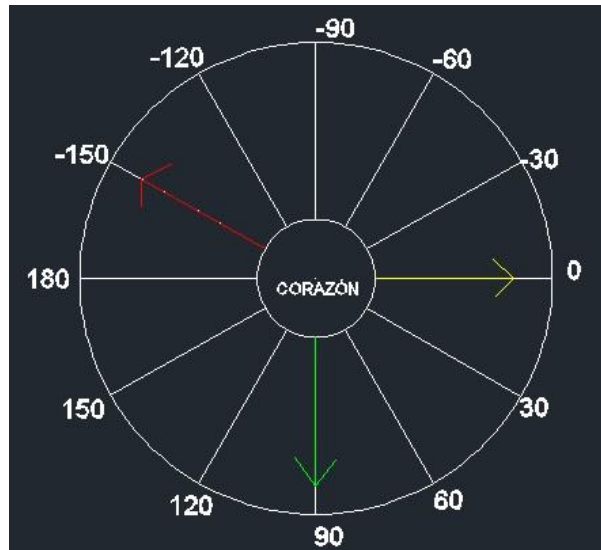


Ilustración 4: Plano de referencia de la dirección vectorial de las corrientes del corazón.

En la *Ilustración 4* se dan tres ejemplos de distintas corrientes sobre el plano de referencia. La corriente 1 (color amarillo) va en dirección 0° , la corriente 2 (color rojo) va en dirección -150° , y la corriente 3 (color verde) va en dirección 90° . De tal manera que con el plano referencial se identifica la dirección de cualquier vector proveniente del corazón.

1.3.2.2 Las doce derivaciones electrocardiográficas convencionales

El corazón siempre está produciendo señales de despolarización y movimientos eléctricos a través de toda su masa muscular. Existen doce tipos de derivaciones convencionales agrupadas en dos tipos que facilitan calcular la frecuencia cardiaca de diferentes puntos de observación. Las derivaciones se dividen en: *derivaciones de las extremidades* (plano frontal) y *las derivaciones precordiales* (plano horizontal).

- **Derivaciones de las extremidades o derivaciones del plano Frontal**

Las derivaciones del plano frontal se obtienen colocando los electrodos sobre las extremidades. Estas se dividen en 2 grupos:



❖ Derivaciones bipolares

Son aquellas derivaciones que registran la diferencia de potencial entre dos electrodos ubicados en extremidades diferentes. Las mismas que se son:

D1 o DI: mide la diferencia de potencial entre el brazo derecho (electrodo negativo) y el brazo izquierdo (electrodo positivo), mide las señales que van desde los 180° hacia los 0° .

D2 ó DII: mide la diferencia de potencial entre el brazo derecho (electrodo negativo) y la pierna izquierda (electrodo positivo), mide las señales que van desde los $+60^\circ$ y los -120° .

D3 ó DIII: mide la diferencia de potencial entre el brazo izquierdo (electrodo negativo) y la pierna izquierda (electrodo positivo), mide las señales que van desde los -60° y los $+120^\circ$.

Las vectores de las tres derivaciones forman un triángulo conocido como el triángulo de Einthoven (ecuación (1)), con el cual se verifica que las derivaciones han sido tomadas adecuadamente. Los tres vectores cumplen con la ecuación (1):

$$D1 + D3 = D2 \quad (1)$$

❖ Derivaciones monopolares aumentadas

Son aquellas derivaciones que registran la diferencia de potencial entre un punto teórico en el centro del triángulo de Einthoven, con valor de 0 y el electrodo de cada extremidad, permitiendo conocer el potencial absoluto en dicho electrodo. Las cuales son:

aVL: mide el potencial absoluto del brazo izquierdo. El electrodo positivo es colocado en el brazo izquierdo y el electrodo negativo va en la unión del brazo derecho y la pierna izquierda. De esta forma se mide las señales que van desde los -30° y los $+150^\circ$, (la derivación aVL cumple la ecuación (2)):

$$aV_L = \frac{D1-D3}{2} \quad (2)$$

aVR: mide el potencial absoluto del brazo derecho. El electrodo positivo es colocado en el brazo derecho y el electrodo negativo va en la unión del brazo izquierdo y la pierna izquierda. De esta forma se mide las señales que van desde los $+30^\circ$ y los -150° , (la derivación aVR cumple la ecuación (3)):

$$aV_R = \frac{D2-D1}{2} \quad (3)$$



aVF: mide el potencial absoluto de la pierna izquierda. El electrodo positivo es colocado en la pierna izquierda y el electrodo negativo va en la unión del brazo izquierdo y el brazo derecho. De esta forma se mide las señales que van desde los $+90^\circ$ y los -90° , (cumple la ecuación (4)):

$$aV_F = \frac{D_2 + D_3}{2} \quad (4)$$

- **Derivaciones precordiales o derivaciones del plano horizontal**

Las derivaciones del plano horizontal registran el potencial absoluto del punto donde está colocado el electrodo del mismo nombre. Se denotan con la letra V al ser unipolar, donde el centro eléctrico se ubica en el centro del corazón. Las cuales son:

V1: registra potenciales de las aurículas, de parte del tabique y pared anterior del ventrículo derecho.

V2: el electrodo está encima de la pared ventricular derecha.

V3: derivación transicional entre potenciales izquierdos y derechos del ECG, por estar el electrodo sobre el septo interventricular.

V4: el electrodo está sobre el ápex del ventrículo izquierdo, donde es mayor el grosor.

V5 y V6: están situadas sobre el miocardio del ventrículo izquierdo, cuyo grosor es menor al de V4.

1.3.2.3 Interoperabilidad del electrocardiograma

En la actualidad, existen varios protocolos de electrocardiogramas utilizados en el cuidado de la salud e implementados por diferentes fabricantes. Lo que se presenta cierta dificultad en el manejo de la información, pues están representados a través de varios formatos digitales. Algunos organismos internacionales han trabajado en el desarrollo de protocolos compatibles que permiten almacenarse en un repositorio digital y transmitir hacia los diferentes equipos electrónicos. Los formatos estándar son:

- DICOM.
- HL7.
- SCP-ECG.

En el caso del protocolo estándar SCP-ECG, este es utilizado para el almacenamiento y distribución de estudios de cardiología y fue elaborado dentro de la sección Informática Avanzada en el proyecto de Medicina No. 1015 en el año de 1989-1990, escrito la versión 1 en el año 1993 y aprobada por el CEN/TC 251.



El protocolo SCP-ECG se estructura en dos partes: encabezado y el registro del electrocardiograma. Dentro del encabezado va la información del sujeto: nombres y apellidos, ID del sujeto, género, grupo étnico, fecha de nacimiento, edad, peso, estatura, fecha de registro del electrocardiograma y patología del sujeto.

A continuación se describen los formatos adicionales al formato SCP-ECG a utilizar dentro de la investigación:

1. ISHNE: archivo estructurado de una cabecera seguida de un bloque de datos que contiene el registro del ECG. Es el formato estándar más utilizado para el almacenamiento y transmisión de los registros cardíacos. El método Holter es empleado para registrar la actividad cardíaca y permite un análisis de la VFC del ECG registrado.
2. aECG: estándar HL7 creado a petición del registro del ECG digitalizado por la FDA. Es el formato estándar del registro de datos médicos para almacenar y recuperar los datos crudos del electrocardiograma del paciente. Al igual que el resto de los formatos del HL7 su estructura está basado en XML.

1.4 Equipo utilizado: Electrocardiógrafo CardioPerfect PC-BASED ECG marca Welch&Allyn

La adquisición de las señales del electrocardiógrafo se describe de la siguiente forma: la señal fisiológica (electrocardiograma) es adquirida mediante un electrodo de superficie (transductor) el cual transforma la señal física a una señal eléctrica.

La señal eléctrica debe ser acondicionada (en voltaje y corriente) por lo que en esta etapa se realiza una amplificación analógica y un filtrado analógico para el "aliasing". Las frecuencias contenidas en el ECG se encuentran en el rango de 0,05 Hz a 100 Hz. Hoy en día se usan frecuencias de muestreo entre 250 Hz y 1KHz. La amplitud de la señal se encuentra alrededor de 5 mV y se usa normalmente un convertidor AD de 12 bits.

Una vez digitalizada la señal electrocardiográfica, la misma puede ser visualizada en diferentes plataformas (Ver Ilustración 5).

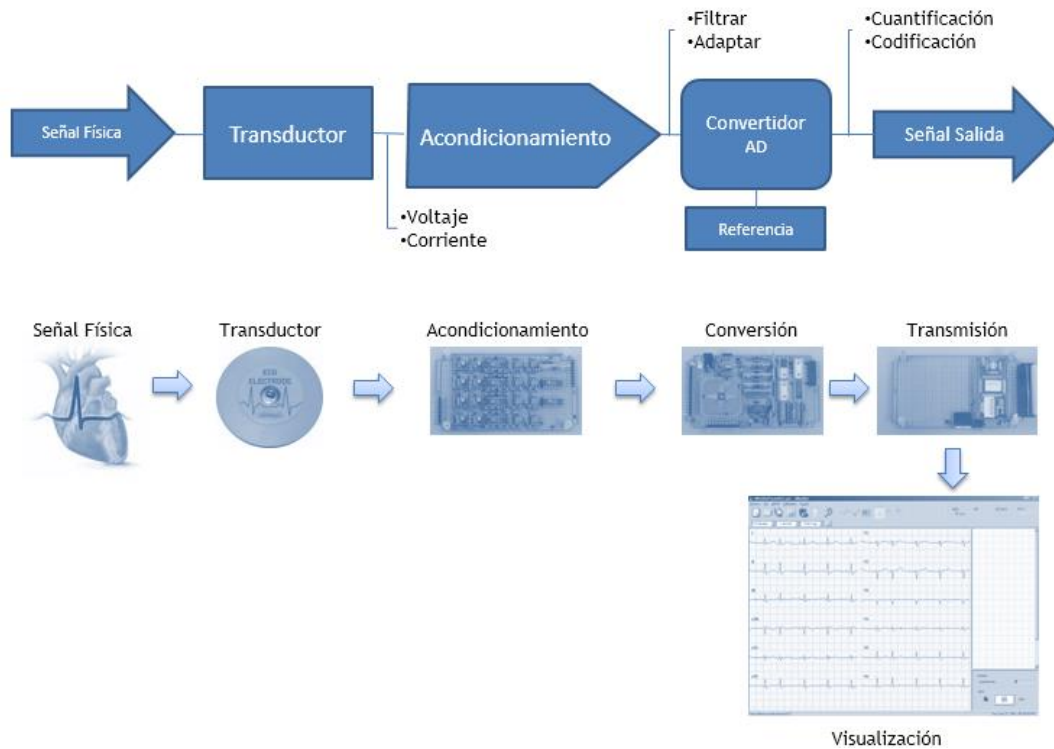


Ilustración 5: Sistema de adquisición de señales del electrocardiógrafo

En esta investigación se utilizó el Electrocardiógrafo portátil: *CARDIOPERFECT PC-BASED-ECG* de la marca WELCH-ALLYN. Sus principales ventajas son: mejora de precisión, fácil acceso a la información del diagnóstico del sujeto y eficacia al momento de registrar un electrocardiograma en reposo.

1.4.1 Configuración del electrocardiógrafo para registro del electrocardiograma en el sujeto adulto mayor

El equipo requiere la configuración necesaria para el registro de los electrocardiogramas requeridos para la investigación. Los siguientes pasos facilita al usuario su uso correcto, primero ejecutar la aplicación e ir al path:

Arch/Configuración/Panel Módulos/Módulo ECG

La *Tabla 2* describe la configuración de cada campo. En la última columna de la tabla se indica la especificación técnica con su respectiva explicación.

Tabla 2: Configuración del software CardioPerfect del electrocardiógrafo WELCH&ALLYN

Ítem	Pestaña	Campo	Valor	Explicación
------	---------	-------	-------	-------------



1	General	Velocidad presentación predeterminada	25 mm/segundo	El papel de registro del ECG es papel milimetrado. Cada milímetro horizontal son 0,04 segundos (25 mm/segundo velocidad de barrido).
		Sensibilidad por Defecto	10 mm/mV	El papel de registro del ECG es papel milimetrado. Voltaje de 10 mm de alto equivale a 1 mV.
		Orden deriv. Extremidades	Estándar	Registra las 12 derivaciones convencionales
		Longitud máxima del registro	10 segundos	Duración de registro del ECG.
		Frec. filtro muscular	35 Hz	Frecuencia de corte de filtro con repuesta finita al impulso (RFI) no recursivo. Este filtro digital elimina el ruido en el ECG (Meissimilly, 2002).
		interpretación automática	Estándar	Calcula ciertos parámetros médicos con métodos implementados.
		Unidad de Amplitud	Microvoltio	Se rige a las unidades de medida del papel milimetrado.
		Mostrar Diálogo Nuevo ECG	Check	Configuración interfaz para el usuario.
2	Visualización	método QTc	Bazett	La función Bazett corrige el intervalo QT (el cual varía con la frecuencia cardiaca) en función de la frecuencia instantánea (Elibet, 2014).
		Modo Filtro de CA	Normal	Aplicado para que no cambie la señal ECG debido a la interferencia de la red principal de corriente alterna.
		Tipo de Rejilla	Completa	Papel milimetrado.



3	Registrador	Modelo	MDXN1	Pro-grabación.
		Frecuencia	600 Hz	Frecuencia de muestreo.
		Filtro Muesca	60 Hz	Elimina el ruido debido a la interferencia de la red principal de corriente alterna.

1.5 Seguridad de la información

El requisito para una investigación médica requiere que los datos de los sujetos sean anonimizados, de manera que se proteja la información personal de los mismos.

Se entiende por anonimizar, al proceso aplicable a una muestra biológica, que impide establecer cualquier nexo entre el dato y un sujeto donante (MSP, 2013, Septiembre).

No obstante, existe un soporte legal que garantiza sus plenos derechos. En el uso de la información. Según la Constitución de la República del Ecuador, TÍTULO III, GARANTÍAS CONSTITUCIONALES, Capítulo tercero: Garantías Jurisdiccionales, Sección quinta: Acción de hábeas data, Art. 89: “Toda persona, por sus propios derechos o como representante legitimado para el efecto, tendrá derecho a conocer de la existencia y a acceder a los documentos, datos genéticos, bancos o archivos de datos personales e informes que sobre sí misma, o sobre sus bienes, consten en entidades públicas o privadas, en soporte material o electrónico. Asimismo tendrá derecho a conocer el uso que se haga de ellos, su finalidad, el origen y destino de información personal y el tiempo de vigencia del archivo o banco de datos.

Las personas responsables de los bancos o archivos de datos personales podrán difundir la información archivada con autorización de su titular o de la ley.

La persona titular de los datos podrá solicitar el responsable el acceso sin costo al archivo, así como la actualización de los datos, su rectificación, eliminación o anulación. En el caso de casos sensibles, cuyo archivo deberá estar autorizado por la ley o por la persona titular, se exigirá por la adopción de las medidas de seguridad necesarias Si no se atendiera su solicitud, ésta podrá acudir a la jueza o juez. La persona afectada podrá demandar por los perjuicios ocasionados” (CONSTITUCION, 2008).

1.5.1 Anonimización

Para un sistema de procesamiento de señales electrocardiográficos se implementa el proceso de anonimización. Para esta investigación se hace uso de XPATH.

1.5.1.1 XPATH: navegación en el ECG en formato XML

XPATH es utilizado para navegar elementos y atributos en un documento XML. Es un elemento importante en el estándar W3C's XSLT. Entre sus características principales están:

- Sintaxis para partes determinadas de un documento XML.
- Uso de expresiones path para navegar en documentos XML.
- Dispone de una librería de funciones estándar.

Los documentos XML son tratados como un árbol de nodos. La Ilustración 6 muestra un árbol de nodos general.

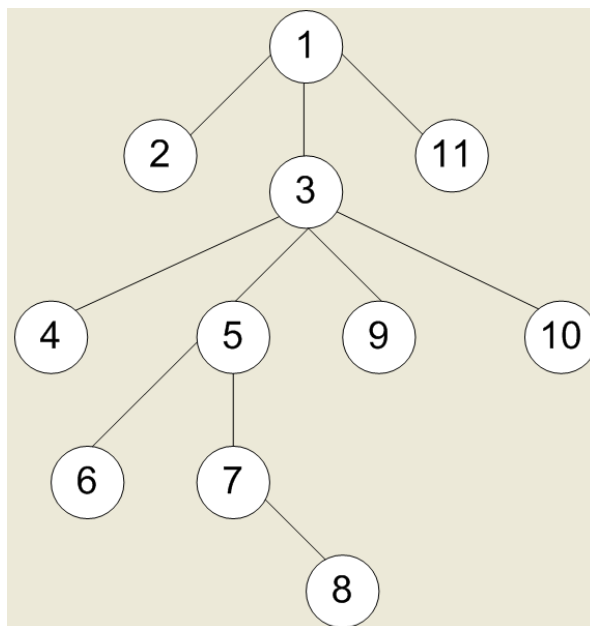


Ilustración 6: árbol de nodos del archivo XML

- **Relación de Nodos**

Una vez identificado el árbol, para navegar dentro del documento XML se debe conocer la ruta específica. Para esto se requiere conocer la relación existente entre cada uno de los nodos. Los más importantes son:

1. Ancestor: es el padre, del padre, del padre del nodo.
2. Descendant: es el hijo, del hijo, del hijo del nodo.
3. Parent: cada elemento y atributo tiene un padre.
4. Children: es aquel elemento descendiente de un nodo principal. Un nodo principal puede tener cero, uno o más nodos hijos.
5. Siblings: aquellos nodos que tienen el mismo padre.

- **Terminología de nodos**

Existen 7 tipos de nodos: *root node* (nodo raíz), *element node* (nodo elemento), *attribute node* (atributo), *text node* (nodo texto), namespace node (nodo nombre),

processing instruction node (nodo instrucción de procesamiento) y *comment node* (nodo comentario). Para esta investigación, se requiere identificar el árbol de nodos del archivo XML del ECG. El funcionamiento de XPATH se basa en la representación del archivo XML como un árbol de nodos (I, 2006). La Ilustración 7 define la terminología de cada nodo para la navegación dentro del documento XML ECG.

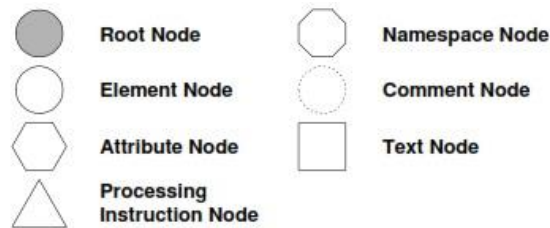


Ilustración 7: Tipos de Nodos en archivo XML navegación XPATH.

1. Root Node: es la raíz del árbol. Procesa todas las instrucciones de los nodos elementos (hijos) del documento.
2. Element Node: es la representación de cada elemento del documento. Los hijos de un nodo elemento son el elemento, el comentario, la instrucción de procesamiento, y los nodos texto. Cada nodo elemento tiene un nombre y un identificador único (ID) de tal manera que no puede haber dos nodos elementos iguales.
3. Attribute Node: es el atributo de un nodo elemento. Suele darse la confusión de que el nodo elemento es el padre de todos los nodos atributos, pero los nodos atributos no son tratados como tal. Si se declara un nodo atributo por default, este pertenece al documento completo.
4. Text Node: todos los caracteres que constan dentro de un nodo elemento se agrupan dentro de un nodo texto. Los caracteres que estén dentro de los nodos atributo, instrucción de procesamiento o comentario no producen nodos texto.
5. Namespace Node: para el nombre de un nodo elemento se asigna un nodo específico, el nodo nombre. Al igual que el nodo atributo, éste no es hijo del nodo elemento.
6. Processing Instruction Node: es el nodo asignado a cada instrucción de procesamiento del documento.
7. Comment Node: es el nodo asignado a cada comentario del documento.

- **Navegación en XML: Path Locations**

Una vez ya definida la representación del documento XML, el siguiente paso es ver la manera de direccionarse dentro del documento. Para definir un location path, se logra mediante la concatenación de múltiples pasos que dirigen con mayor eficiencia el direccionamiento hasta un nodo específico del documento. Existen diversas sintaxis de location path los cuales son: *Location Path*, *AbsoluteLocationPath*, *RelativeLocationPath*, *Step*, *AxisSpecifier*, *AxisName*, *NodeTest*, *Predicate*, *Predicate Expr*, *AbbreviatedAbsoluteLocationPath*, *AbbreviatedRelativeLocationPath*, *AbbreviatedStep* y *AbbreviatedAxisSpecifier*.

CAPÍTULO 2

Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca

Se define a la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (VFC) la información que se obtiene entre latidos cardíacos consecutivos. En la actualidad, la VFC se ha implementado como una herramienta moderna al ser no-invasiva y con resultados multi-paramétricos para análisis y estudios biomédicos. Existen diferentes métodos para analizar la VFC que permiten obtener varios parámetros. Los más utilizados son aquellos que se basan en el dominio del tiempo y en el dominio de la frecuencia.

La VFC es la variación del intervalo de tiempo entre dos ondas R como se observa en la Ilustración 8.

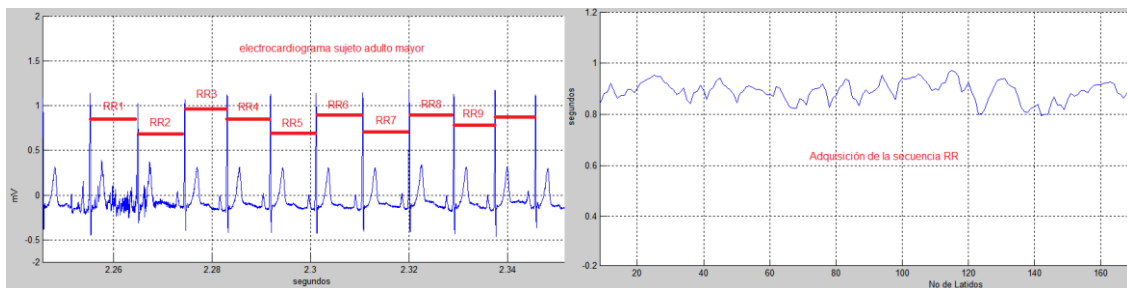


Ilustración 8: Extracción de la secuencia RR de una derivación del ECG de un sujeto adulto mayor

La VFC es una señal no estacionaria y se denota como secuencia RR.

2.1 Series temporales del electrocardiograma

El uso de las series temporales para el análisis del ECG conlleva a definir como evento la ocurrencia de la onda R y el estudio de las estadísticas asociadas al intervalo RR.

La secuencia RR se define como: el tiempo entre complejos QRS sucesivos y se expresa en forma de Tacograma. El análisis de la serie temporal incluye: test de estacionariedad, tendencias y periodicidad, así como correlación y análisis espectral. El enfoque central son las series temporales de eventos cardíacos. En la serie RR aparecen dos factores: un ritmo base, relacionado con la frecuencia de oscilación propia del nodo sino-auricular (NSA), y una variación respecto de este valor; relacionada con la modulación del ritmo producida por el sistema nervioso y otros factores.

2.1.1 Secuencia RR

La serie temporal del electrocardiograma (ECG) son las ocurrencias de cada pulso cardíaco. Las secuencias RR no están muestreadas uniformemente y es necesario realizar un re-muestreo. La interpolación polinómica de orden 3 o

cúbica es la más usada para este fin (C. BIRKETT, 1992). La estacionariedad de la secuencia RR sólo puede ser garantizada en períodos de corta duración y en condiciones estables.

En la Ilustración 9 se especifican los puntos característicos del ECG, los cuales son:

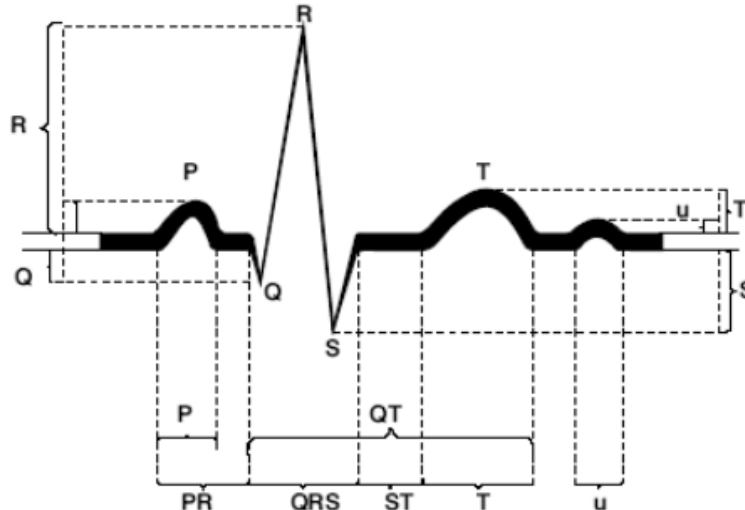


Ilustración 9: Puntos e intervalos característicos del electrocardiograma. Fuente (imagen tomada de <http://gsdl.bvs.sld.cu>)

1. Onda R: con un detector QRS se da una marca, la onda R se mide 60ms antes y 60 ms después de esa marca.
2. Onda Q: primer punto de inflexión anterior a la onda R.
3. Onda P: es el máximo entre la onda Q y onda Q más 200 ms.
4. Línea isoelectrica del ECG: se obtiene en el intervalo de 30 ms con pendiente cercana al cero entre las ondas P y Q.
5. Onda S: es la primera inflexión después de la onda R.
6. Punto J: primera inflexión después de la onda S.
7. Onda T: es el máximo valor entre J+80 y R+400 ms relativo a la línea isoelectrica. El punto T se busca posteriormente abriendo una ventana de 35 ms a su izquierda y buscando el punto en que la variación entre muestras consecutivas es de una unidad.

Por tanto, en esta investigación se aplica un detector QRS (método Pan-Tompkins) para la adquisición de la secuencia RR de la derivación del electrocardiograma.

2.1.1.1 Adquisición de la secuencia RR mediante el método Pan-Tompkins

Una vez adquirido el electrocardiograma del sujeto adulto mayor, se obtienen las ondas R aplicando un detector QRS (método Pan-Tompkins). En la actualidad en investigación biomédicas de la VFC se han implementado varios algoritmos detectores QRS con sus respectivas características de funcionamiento y comportamiento con respecto al ruido, obteniéndose resultados prometedores.



Los algoritmos detectores QRS se clasifican en: *métodos sintáticos* y *métodos no-sintáticos*. A continuación se describe cada uno de ellos:

- **Métodos Sintáticos:** aquellos que utilizan reglas sintáticas sobre la señal. Estas reglas sintáticas se definen por la morfología y secuencia de aparición de las ondas del ECG, extrayendo el patrón que se desea detectar.
- **Métodos No-Sintáticos:** previamente se pre-procesa la señal para eliminar el ruido y visualiza las características de interés. Aplica una regla de decisión basada en umbrales para obtener un QRS válido.

Para esta investigación se utiliza el método *No-Sintático Pan-Tompkins* al ser un método de correlación para el reconocimiento de patrones que facilitan la detección de los complejos QRS. El método Pan-Tompkins se caracteriza por su velocidad de cálculo que lo hace ideal para detectar en tiempo real.

Dada la gran cantidad de estudios que requieren el delineado de la señal, la localización de los complejos QRS, y las dificultades mencionadas asociadas a su detección; resulta esencial disponer de un algoritmo de detección robusto y confiable que sea capaz de detectar tales marcas en condiciones de mucho ruido o de señal muy alterada por causas fisiológicas. Por ende el algoritmo de detección de complejos QRS, ha alcanzado un gran reconocimiento en la comunidad científica por su alto valor predictivo.

Al aplicar el método Pan-Tompkins, se realiza el procesamiento de la señal a través de las siguientes etapas presentadas en la Ilustración 10:

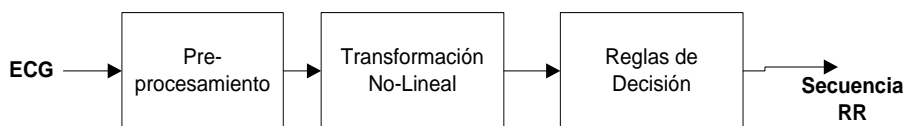


Ilustración 10: Método Pan-Tompkins para extracción de secuencia RR

2.1.1.1.1 *Etapa I*

El proceso indica que la señal pasa por un filtro Butterworth para obtener solo la banda donde se espera encontrar los complejos QRS y eliminar otras señales que interfieren en la detección. El filtro Butterworth produce una respuesta lo más plana posible hasta la frecuencia de corte, luego de dicha frecuencia la salida disminuye a razón de: $6 \times n \text{ dB}$ donde n es el número de polos del filtro. La Ilustración 11 muestra la gráfica de varios órdenes del filtro Butterworth.

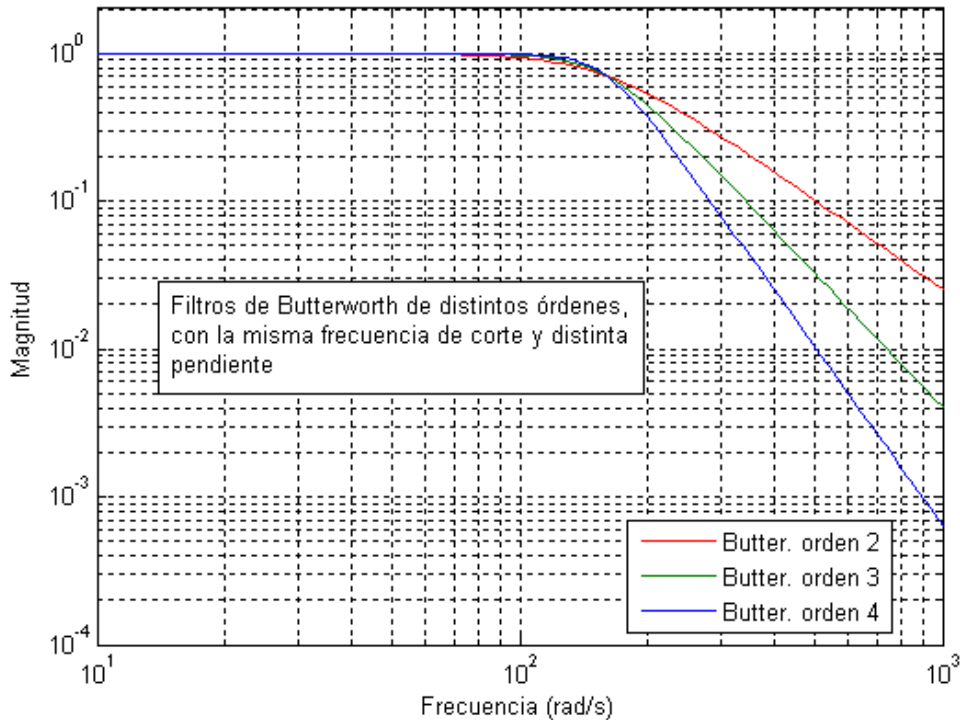


Ilustración 11: Filtros de Butterworth de distintos órdenes

El filtro Butterworth reduce la influencia del ruido muscular, la interferencia de 60 Hz, el ruido de línea de base y la interferencia de la onda T. La banda de paso donde máxima la energía QRS es aproximadamente entre 5 Hz y 15 Hz (H.G. Goovaerts, 1976), (N.V. Thakor, 1983).

En la etapa II la señal filtrada pasa a ser derivada para detectar las pendientes pronunciadas de los complejos QRS. La función de transferencia del filtro se muestra en la ecuación (5):

$$H(z) = \frac{1}{8T} \times [-z^{-2} - 2z^{-1} + 2z + z^2] \quad (5)$$

Cuya respuesta de amplitud se describe en la siguiente ecuación:

$$|H(wT)| = \frac{1}{4T} \times [\sin(2wT) + 2 \sin(wT)] \quad (6)$$

Por lo que la ecuación se resuelve a (Kunt, 1983):

$$y(nT) = \frac{1}{8T} \times \left[-x(nT - 2T) - 2x(nT - T) \right. \\ \left. + 2x(nT + T) + x(nT + 2T) \right] \quad (7)$$

La respuesta en frecuencia de esta derivada, es aproximadamente lineal entre DC y 30 Hz (la energía se maximiza en las 30 muestras) (PAN Jiapu & TOMPKINS Willis. J., March, 1985).

2.1.1.1.2 *Etapa II*

Luego de que la señal ha pasado por el derivador, la señal es elevada al cuadrado punto a punto.

$$y(nT) = [x(nT)]^2 \quad (8)$$

Al aplicar una cuadratura en la señal hace que todos los valores sean positivos y hace una amplificación no lineal a la salida del derivador.

Se aplica una ventana de movimiento para obtener información de la característica de la forma de onda. La ventana es calculada con la ecuación:

$$y(nT) = \frac{1}{N} [x(nT - (N - 1)T) + x(nT - (N - 2)T) + x(nT - (N - 3)T) + x(nT - (N - 4)T) + \dots + x(nT)] \quad (9)$$

Donde N es el número de muestras en el ancho de la ventana de integración.

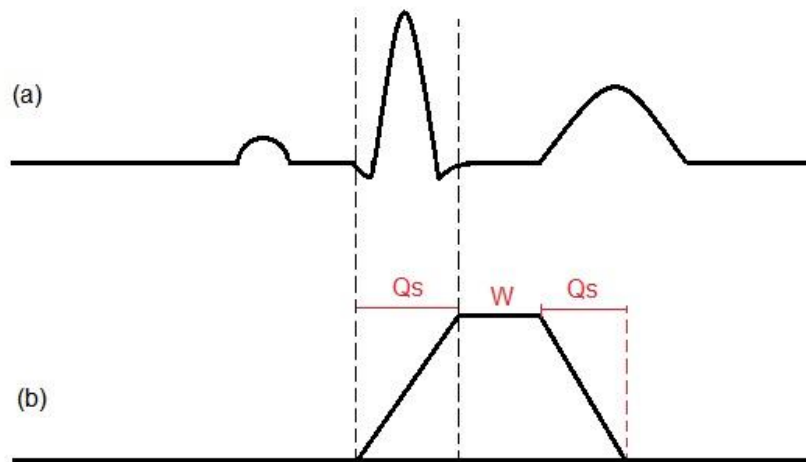


Ilustración 12: Ventana de integración aplicada a la derivación del electrocardiograma.

La Ilustración 12 muestra la relación que existe entre el complejo QRS del ECG y la forma de onda de salida de la ventana de integración. Se puede observar, que el número de las muestras dentro de la ventana de integración es primordial. Si la ventana es demasiado ancha, la forma de onda de la integración se fusionaría con el complejo QRS y complejo T al mismo tiempo. En cambio, si la ventana es demasiado estrecha, algunos complejos QRS producirían algunos picos en la forma de onda de la integración. El complejo QRS corresponde al flanco ascendente de la forma de onda obtenida de la integración. La duración del tiempo del flanco ascendente, es igual al ancho del complejo QRS. Se hace



uso de las marcas de referencia para ubicar temporalmente el máximo valor del complejo QRS.

Desde un punto de vista fisiológico cuando se identifica un complejo QRS transcurren 200 ms para que se presente el siguiente complejo QRS (PAN Jiapu & TOMPKINS Willis. J., March, 1985).

2.1.1.1.3 *Etapa III*

En esta última etapa, los umbrales deben ajustarse automáticamente por encima del ruido. Los umbrales pueden ser menores debido a la mejora SNR por el filtro paso-bajo Butterworth. El conjunto de umbrales que inicialmente se aplican a la forma de onda de la integración se obtienen de las siguientes ecuaciones:

$$SPKI = 0,125 \times PEAKI + 0,875 \times SPKI \quad (\text{Si PEAKI es el pico de la señal}) \quad (10)$$

$$NPKI = 0,125 \times PEAKI + 0,875 \times NPKI \quad (\text{Si NPKI es el pico de ruido}) \quad (11)$$

$$UMBRAL I1 = NPKI + 0,25 \times (SPKI - NPKI) \quad (12)$$

$$UMBRAL I2 = 0,5 \times UMBRAL I1 \quad (13)$$

Donde las variables indicadas en las ecuaciones se aplican sobre la forma de onda de la integración.

- PEAKI: es el pico global.
- SPKI: estimación del pico de la señal.
- NPKI: estimación del pico de ruido.
- UMBRAL I1: primer umbral aplicado
- UMBRAL I2: segundo umbral aplicado.

Finalmente, luego de aplicar las decisiones de umbrales se obtiene los máximos valores de los complejos QRS del ECG, estos son los máximos valores de las ondas R.

2.1.2 Re-muestreo e interpolación de la secuencia RR

La secuencia RR obtenida es una serie de valores pertinentes a los picos R (máximo punto de inflexión) del complejo QRS de la señal electrocardiográfica. Ya que los latidos del corazón no se dan en tiempos equitativos, se requiere que esta serie de valores esté a una frecuencia uniforme, por lo que implica re-muestrear la serie con una frecuencia constante. Para la investigación se utilizó una frecuencia constante de 2 Hz.

En la Ilustración 13 se observa la señal continua luego del re-muestreo. Para obtener el valor de estas muestras se hace uso de la interpolación y el resultado de la misma es una señal de intervalos RR en función del número de los pulsos.

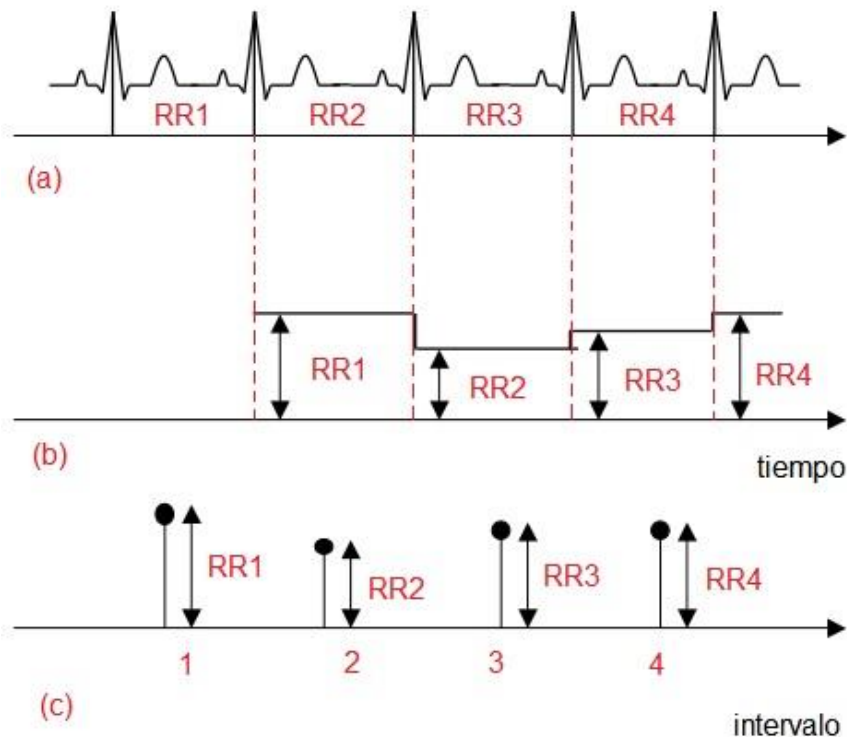


Ilustración 13: Re-muestreo de la secuencia RR con una frecuencia constante (2 Hz) e interpolación de la misma.

2.1.3 Ruido y artefactos en la secuencia RR

Los ruidos y artefactos presentes en el electrocardiograma se debe a los cambios de morfología como: respiración, movimiento y la actividad eléctrica producida por los músculos esqueléticos (Electromiografía-EMG). Además la presencia de artefactos, producto de problemas técnicos con el electrocardiógrafo o electrodos mal colocados sobre el sujeto.

Existen diversos problemas que interfieren con el análisis de la VFC, entre los más significativos es la presencia de latidos ectópicos. Estos latidos producen apariencias tipo impulsos en la secuencia RR (R, 2006). La Ilustración 14 muestra la presencia de los latidos ectópicos en la secuencia RR de la derivación D2 del electrocardiograma pertinente a un sujeto anónimo.

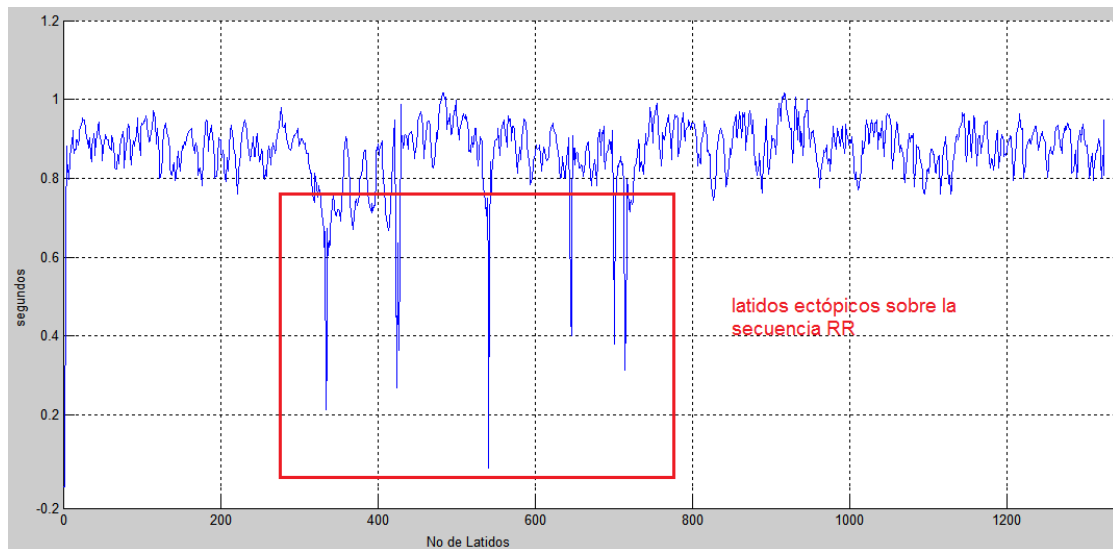


Ilustración 14: Latidos ectópicos en la secuencia RR

La secuencia RR presenta artefactos debido a las extrasístoles o pulsos no detectados en el máximo valor de la onda R. Si se considera que las extrasístoles o latidos ectópicos son latidos patológicos que no son modulados por el sistema nervioso autónomo es posible efectuar una corrección (Ivan, 2010).

2.1.3.1 Eliminación de artefactos aplicando método KAPLAN

El método de eliminación de artefactos fue propuesto por KAPLAN quien utiliza la sustentación de datos basada en un modelo autoregresivo sobre la secuencia, los artefactos se identifican con los valores del residuo y la correlación se efectúa mediante interpolación (KAPLAN, 1995).

El método de KAPLAN conserva el número original de muestras, considerando a los impulsos en la secuencia RR como no linealidades de la secuencia, a varios mecanismos no lineales en la fisiología no humana se deben impulsos en la secuencia RR (A. Guyton, 2006). KAPLAN genera una secuencia llamada Surrogate Data o conocido como datos sustitutos. La *Ilustración 15* indica el diagrama de bloques del método KAPLAN.

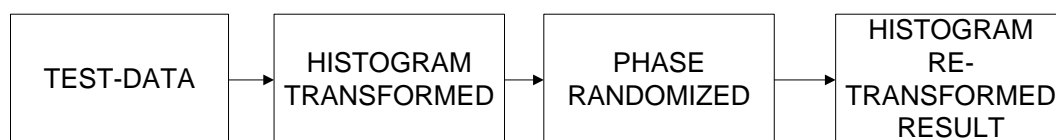


Ilustración 15: Generación de la Surrogate Data Método KAPLAN

Los pasos para generar la secuencia surrogate data son (KAPLAN, 1995):

1. Cálculo de la transformada de Fourier de los datos, tanto la amplitud como la fase.
2. Distribución aleatoria para cada frecuencia y cálculo de la Transformada Inversa de Fourier.

La técnica de sustitución de los datos reales en la que se basa KAPLAN, convierte los impulsos de la secuencia RR en ruido blanco. A pesar que la potencia espectral de los datos sustitutos y los reales son idénticos, los impulsos son bien definidos en la secuencia RR de los datos sustitutos pero algo espaciados en los reales. La

Ilustración 16 indica como el algoritmo de KAPLAN remueve la información inválida con el valor valido más cercano (KAPLAN, 1995).

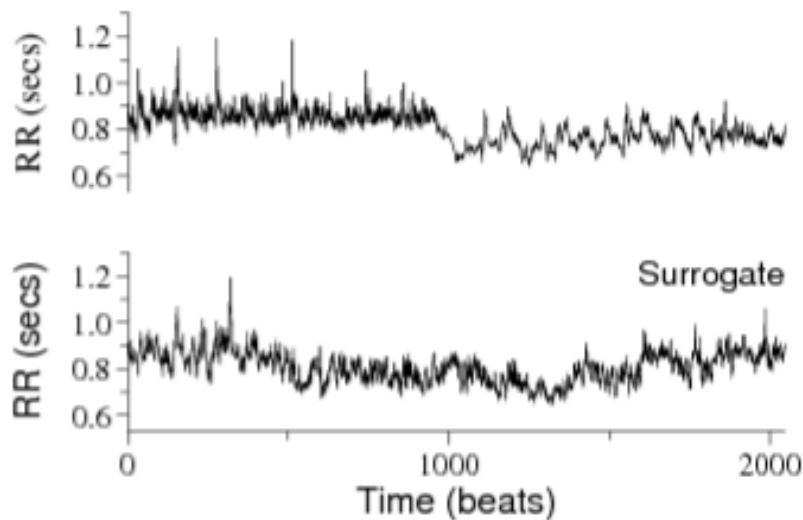


Ilustración 16: Reducción de las no-linealidades en la secuencia RR (KAPLAN, 1995).

Una vez definida la secuencia RR a una frecuencia constante (2 Hz) se obtiene el espectro y de esta manera se aplica los métodos temporales y espectrales.

2.2 Estimación Espectral

La técnica principal para el análisis espectral es la transformada de Fourier. La propia palabra *spectrum* o espectro se origina del latín imagen o fantasma. Bernoulli, Euler y Fourier hicieron grandes aportaciones al estudio de ecuaciones en ondas aplicadas al análisis espectral de vibración de cuerdas musicales y teoría analítica del calor, introduciendo los términos de análisis armónico (GOMIS, 2010). Para el análisis espectral existen dos métodos: No-Paramétricos y Paramétricos. En los incisos siguientes se especifican cada uno de ellos con respectivas técnicas.



2.2.1 Métodos No-Paramétricos

Las técnicas no paramétricas son: Resolución Espectral mediante la Transformada de Fourier y densidad de potencia espectral (PSD) aplicado a un segmento de señal una ventana Hamming. En esta investigación se determina la densidad espectral de potencia aplicando una ventana Hamming. A continuación se especifica los conceptos de ventaneo y adicional la transformada de Fourier por su aporte al análisis espectral.

2.2.1.1 Transformada de Fourier

Dada una señal periódica sinusoidal:

$$x_a(t) = A \sin(2\pi F_o t) \quad [\text{Voltios}] \quad (14)$$

La energía de esta señal continua es:

$$E = \int_{-\infty}^{+\infty} |x_a(t)|^2 dt \quad [\text{Joules}] \quad (15)$$

La potencia instantánea es:

$$p(t) = \frac{x_a^2(t)}{R} \quad (16)$$

$$p(t) = x_a^2(t)$$

(normalizado respecto al Resistor)

Para el estudio de las señales electrocardiográficas, la potencia instantánea no es una herramienta útil sin embargo, la potencia promedio es necesaria.

La potencia promedio es:

$$P_m = \frac{1}{T} \int_0^T |x_a(t)|^2 dt \quad [\text{Watts}] \quad (17)$$

La potencia media de una señal no-periódica es:

$$P_m = \lim_{T_c \rightarrow \infty} \frac{1}{T_c} \int_{T_c} |x_a(t)|^2 dt \quad [\text{Watts}] \quad (18)$$

La raíz media cuadrática (root mean square-RMS) es:



$$P_m = \frac{X_{RMS}^2}{R} = X_{RMS}^2 \quad (19)$$

$$X_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_T |x_a(t)|^2 dt}$$

Si $x_a(t)$ es una señal periódica, se expresa con la serie de Fourier:

$$x_a(t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} c_k e^{j2\pi k F_0 t} \quad (20)$$

$$c_k = \frac{1}{T} \int_T x_a(t) e^{-j2\pi F_0 t} dt$$

Si $x_a(t)$ tiene energía finita (o duración finita) es una señal no-periódica, esta se expresa con la transformada de Fourier:

$$X_a(F) = \int_{-\infty}^{\infty} x_a(t) e^{-j2\pi Ft} dt \quad [\text{Voltio} \times \text{seg.}] \quad (21)$$

La energía de una señal no-periódica en el dominio de la frecuencia (Teorema de Parseval) es:

$$E = \int_{-\infty}^{\infty} |X_a(F)|^2 dF = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} |X_a(\omega)|^2 d\omega \quad (22)$$

La densidad de potencia espectral (PSD) de la señal $x_a(t)$ ($|X_a(F)|^2$ distribución de la energía de la señal en función de la frecuencia) es:

$$S_{XX} = |X_a(F)|^2 \quad [\text{Voltios}^2 \times \text{seg}^2 = \text{Joules/Hz}] \quad (23)$$

La señal fisiológica $x_a(t)$ convertida a señal en tiempo discreto es:

$$x(n) = x_a(nTs) \quad -\infty < n < \infty \quad (24)$$

$$T_s = \frac{1}{f_s} \quad \text{fs: frecuencia de muestreo}$$

La potencia media de la señal discreta es:

$$P_m = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |x(n)|^2 \quad (\text{señal periódica de duración } N) \quad (25)$$

$$P_m = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N+1} \sum_{n=-N}^N |x(n)|^2$$



(señal no – periódica de duración $2N + 1$)

El número de las muestras es:

$$N = \text{length}(x_a(t)) \quad (26)$$

La transformada de Fourier de la señal $x(n)$ en tiempo discreto es:

$$X(e^{j\omega}) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n)e^{-j\omega n} \quad (27)$$

Para señales discretas, $x(n)$, de duración finita: $0 \leq n \leq N - 1$ (N muestras), como se dan las señales ECG, se calculan N valores de la transformada de Fourier entre los puntos $0 \leq k \leq N - 1$. De manera que la transformada discreta de Fourier es:

$$X(k) = \sum_{n=1}^N x(n)e^{-\frac{j2\pi(k-1)(n-1)}{N}} \quad \text{para } 1 \leq k \leq N \quad (28)$$

La energía total de la señal, en el dominio de Fourier está dada por:

$$E = \frac{1}{Nf_s} \sum_{n=1}^N |X(f)|^2 \quad [W - s] \quad (29)$$

Los métodos de estimación espectral con la transformada de Fourier se basan en las secuencias infinitas. Sin embargo, estos métodos al momento de analizar la señal dan problemas al tomar segmentos (secuencia finita). Para esto, se toma un intervalo de tiempo de análisis T , por tanto el tamaño del segmento es $T = \frac{N}{f_s}$

limita la resolución espectral, $\Delta f_n = \frac{1}{T}$.

Para dar un ejemplo práctico: se tiene un segmento de señal de duración de 200ms, por lo que su resolución espectral es $\Delta f_n = \frac{1}{200 \times 10^{-3} s} = 5 \text{ Hz}$.

En el dominio de la frecuencia, la resolución espectral no puede mejorarse al aplicar la Transformada de Fourier cuando se procede el aumento de la frecuencia de muestreo o aumentar el tamaño de la muestra con ceros. Por otra parte, desde el punto de vista del dominio temporal, este problema equivale a la multiplicación de la secuencia RR por una ventana rectangular, en cuyo resultado se ven las discontinuidades en los bordes del segmento y así empeora la resolución espectral debido al efecto de la dispersión dada y como resultado de toda esta eventualidad se distorsiona de manera considerable el espectro a estimar.



2.2.1.2 Ventana de Hamming

La dispersión espectral puede reducirse y obtener así una mejor resolución mediante el uso de ventanas cosenoidales, que suavicen los extremos del segmento de la señal a analizar.

El concepto práctico de la resolución espectral al aplicar las ventanas es el ancho de banda efectivo del espectro de la ventana (FJ, 1978), considerado como el intervalo de la frecuencia que presenta la energía significativa del espectro. La resolución espectral Δf_e es:

$$\Delta f_e = \frac{K_w}{T} \quad (30)$$

Donde K_w refleja el aumento del ancho de banda según el tipo de ventana aplicado.

Las ventanas cosenoidales más utilizadas en el procesamiento de señales biomédicas son B. Harris, Hamming o K. Bessel, cuyo valor de K_w tiene un valor entre 3.6 a 4. En esta investigación se ha implementado la ventana de Hamming.

2.2.2 Métodos Paramétricos

La ventaja de usar técnicas paramétricas, es que se pueden aplicar sobre señales cortas o ruidosas. Estas técnicas proveen una mejor resolución que permiten estimar la densidad espectral de potencia. Una ventaja adicional es que no se requiere el uso de ventanas cosenoidales. Las técnicas más utilizadas son: Modelo de Burg, Modelo de Yule-Walker, método de la covarianza y método de la covarianza modificado.

En esta investigación se hace el uso del Modelo de Burg.

2.2.2.1 Modelo Autorregresivo de Burg

Los parámetros autorregresivos se pueden utilizar para identificar fenómenos transitorios dentro de una señal básicamente ruidosa (Schlogl A., 1999). Estos parámetros autorregresivos, deben calcularse en un tramo corto de la señal para posteriormente realizar un filtrado completo de la señal.

Una señal es estacionaria, cuando se presentan variaciones lentas con respecto a su nivel continuo. La presencia de estos artefactos de tipo muscular o artefactos causados por movimiento, producen valores de amplitud en la señal y al realizar un filtrado inverso se genera un error en esos valores y en respuesta a este evento, su detección es sencilla.



José L. Gutierrez y Alois Schlögl en su artículo “Comparación de Métodos Autorregresivos para la Detección de Artefactos en Señales EEG” presentan el modelo de Burg como la técnica de detección de artefactos que permite enfocar en forma precisa la posición de los artefactos de movimiento y aquellos artefactos producidos por el ruido de línea, mediante la aplicación de curvas ROC. El modelo de Burg se describe bajo los siguientes puntos (Schlögl):

- Características: Minimiza el error de predicción hacia adelante y atrás.
- Ventajas: una mayor resolución para pequeña cantidad de datos.
- Desventajas: puede sufrir separación de línea espectral para sinusoides en el ruido, o cuando el orden del modelo es muy grande.
- Estabilidad: siempre entrega un modelo estable.

El orden óptimo del modelo se escogió según el criterio de información de Akaike (H, 1974). La resolución espectral Δf empírica del modelo usando el método de Burg está dada por (SL, 1987):

$$\Delta f = \frac{1.03}{T_s N \times (\text{SNR}(na + 1))^{0.31}} \quad (31)$$

Donde:

T_s : período de muestreo

N : número de muestras

SNR : relación señal a ruido

na : orden del modelo

El algoritmo de Burg, estima los parámetros de un modelo autorregresivo minimizando los errores de predicción hacia adelante y hacia atrás por el método de mínimos cuadrados para satisfacer la recursión de Levinson-Durbin (SL, 1987).

Por ejemplo, un modelo con un orden de 16 y un SNR dada una secuencia RR con una ventana de observación de 60 segundos y SNR igual a 15 produce una resolución de 0,003 Hz, lo cual satisface los límites de las bajas frecuencias. Incluso con una ventana de 30 segundos se preserva la resolución tanto para las bajas (LF) como las altas frecuencias (HF) (Freeman, 1991).

2.3 Métodos Temporales de la VFC

Los resultados con los parámetros en el dominio del tiempo, determinan el ritmo cardiaco en algún punto en el tiempo o la diferencia de tiempo entre los complejos QRS sucesivos. En un ECG registrado, se detecta cada complejo QRS y los intervalos RR normales consecutivos NN para encontrar la frecuencia cardiaca instantánea. Los parámetros en el dominio temporal de la VFC son:



2.3.1 SDRR

Es la desviación estándar de todos los intervalos RR. Su unidad es el milisegundo (ms).

2.3.2 RMSSD

Es la raíz cuadrada de la media de la suma de los cuadrados de las diferencias entre intervalos adyacentes RR. Su unidad es el milisegundo (ms).

2.3.3 NN50

Define entre los intervalos RR cuales son menores a 50ms.

2.3.4 pNN50

Porcentaje de los intervalos menores a 50ms.

2.4 Métodos frecuenciales de la VFC

Los métodos en el dominio de la frecuencia son de gran interés para el trabajo pues se puntualizan sobre el comportamiento frecuencial. Consiste en tomar series de números a lo largo del eje del tiempo y realizar el análisis espectral utilizando la densidad espectral de potencia PSD (C. Bilchick, 2006).

Los métodos para estimar el PSD se pueden clasificar en métodos paramétricos y métodos no paramétricos. Los componentes en el dominio de la frecuencia que se emplean en la investigación son sobre registros de corto plazo que tiene una duración de 2 a 5 minutos.

La estimación espectral es posible para señales estacionarias, es decir, el contenido frecuencial no cambia con el tiempo. Por tanto para emplear el análisis espectral se necesita garantizar la estacionariedad débil de la secuencia RR. Se deben escoger ventanas de observación en donde se cumpla que la secuencia es estacionaria allí por lo que se aplica el concepto de estacionariedad débil para este tipo de secuencias. Se define como estacionariedad débil cuando la media, la varianza y la covarianza de la secuencia RR son invariables en el tiempo (PEÑA, 2008). Los distintos parámetros están relacionadas con la potencia en las diferentes bandas de frecuencia. Los parámetros en el dominio espectral de la VFC (Ivan, 2010) son:

2.4.1 VLF_dc

Aquellas frecuencias menores a 0,04 Hz en el espectro.

2.4.2 VLF

Es el rango de potencias de muy bajas frecuencias. El rango de frecuencia es ≤ 0.04 Hz. Su unidad es el ms^2 . Es un indicador de la termorregulación y la descarga simpática.



2.4.3 LF

Es el rango de potencias de bajas frecuencias. El rango de frecuencias está en el intervalo $0.04 - 0.05 \text{ Hz}$. Su unidad es el ms^2 . Es un indicador del Baroreflejo y la descarga simpática.

2.4.4 HF

Es el rango de potencias de altas frecuencias. El rango de frecuencias está en el intervalo $0.15 - 0.4 \text{ Hz}$. Su unidad es el ms^2 . Es un indicador de la sinoarritmia y respiración, además indica la descarga parasimpática.

2.4.5 VHF

Aquellas frecuencias entre 0,4 y 1 Hz en el espectro.

2.4.6 LF (normalizado)

Es un valor adimensional. Es la relación (ecuación (32)):

$$\frac{LF}{LF + HF} \quad (32)$$

2.4.7 HF (normalizado)

Es un valor adimensional. Es la relación (ecuación (33)):

$$\frac{HF}{LF + HF} \quad (33)$$

2.4.8 LF/HF

Indica el balance del SNA, es la relación descrita en la ecuación (34):

$$\frac{LF}{HF} \quad (34)$$



CAPÍTULO 3

Procesamiento de señales: metodología de estudio

El objetivo principal de la investigación es desarrollar algoritmos de procesamiento de señales para en análisis de la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (VFC) en 117 sujetos adultos mayores. Para ello se llevó a cabo la adquisición e integración de una base de registros electrocardiográficos al software desarrollado en la plataforma de MATLAB donde se han implementado los algoritmos basados en métodos temporales y espectrales de la VFC. El desarrollo de este software funciona a través de una Graphical User Interface (GUI) para ayudar al personal médico en el análisis de los electrocardiogramas a través de la VFC. Estos algoritmos han sido validados con una señal sintética ya establecida en otras investigaciones biomédicas.

3.1 Base de registros electrocardiográficos de adultos mayores

El registro del ECG, es el examen final realizado luego del protocolo clínico del proyecto DIUC-PROMETEO Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca y Sensibilidad a la Insulina en la Población Adulta Mayor (PAM) de la ciudad de Cuenca llevada a cabo en el Centro de Diagnóstico de la Facultad de Ciencias Médicas. Los sujetos a estudio (PAM) son de ambos sexos y edad mayores a 65 años. El protocolo clínico tiene como fin estructurar de forma jerárquica el historial clínico de cada sujeto y llevarlo a base de datos. La *Tabla 3* clasifica las variables que se definen el historial clínico del paciente.

Tabla 3: Tipos de variables en el Historial Clínico de cada paciente

Ítem	Tipo de Variable	Variables
1	Demográficas	Edad, sexo.
2	Clínicas	Presión arterial posición sentado y acostado.
3	Bioquímicas	Glicemia en ayunas, urea, creatinina, colesterol, triglicéridos, transaminasas.
4	Antropométricas	Peso, estatura y circunferencia abdominal.

Este grupo de población lo conformaron 117 sujetos adultos mayores. A cada persona se le aplicó el registro del electrocardiograma de la siguiente manera:

- Retiro de todas sus pertenencias metálicas. Esto para no causar interferencia con los electrodos y realizar el registro del ECG (siguiendo las especificaciones técnicas del fabricante). Previamente ya se le ha informado al sujeto sobre el proceso del examen electrocardiográfico.
- Acostarse sobre una camilla con el torso desnudo.

- El sujeto debe estar en silencio y en reposo.
- Antes de colocar los electrodos, se aplica alcohol en las partes donde se colocarán los electrodos (siguiendo las especificaciones técnicas del fabricante).
- Se coloca 10 electrodos desechables sobre el sujeto tal como se refleja en la Ilustración 17. A cada electrodo se le conecta un cable hacia el equipo para obtener las 12 derivaciones convencionales.

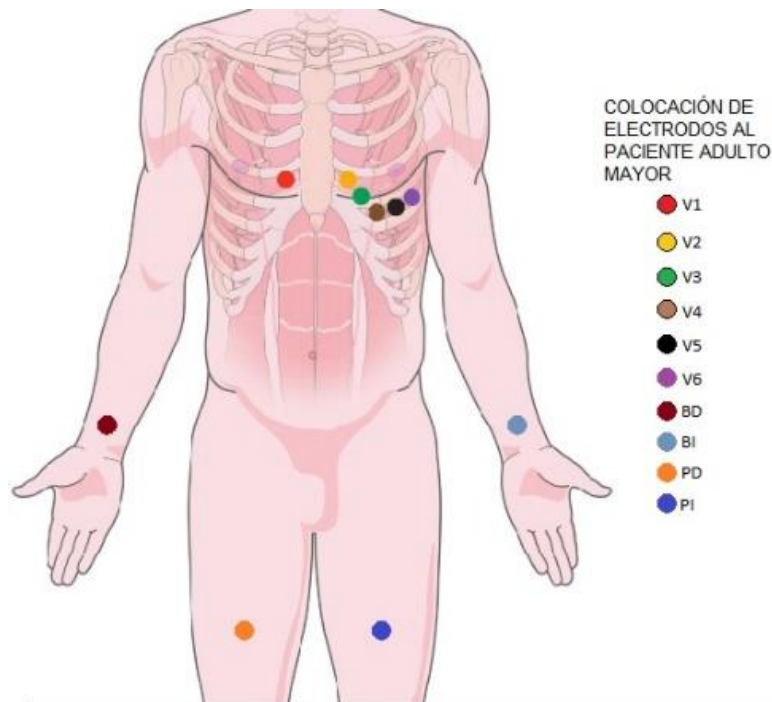


Ilustración 17: Colocación de los electrodos según el estándar del AAMI, método 1

La colocación de cada uno de los electrodos ya está establecido. Los electrodos BD, BI, PD y PI van colocados en los miembros, son las derivaciones del plano frontal. V1 en el cuarto espacio intercostal, a la derecha del esternón. V2 en el cuarto espacio intercostal en el borde izquierdo del esternón. V3 colocado a medio camino entre V2 y V4. V4 en la línea media clavicular en el quinto espacio intercostal. V5 en la línea axilar anterior en el mismo nivel horizontal como V4 y finalmente V6 en la línea axilar media en el mismo nivel horizontal como V4 y V5 (Allyn, 2014).

Para minimizar el efecto del ruido, se puede colocar los electrodos de las extremidades como lo indica la Ilustración 18.

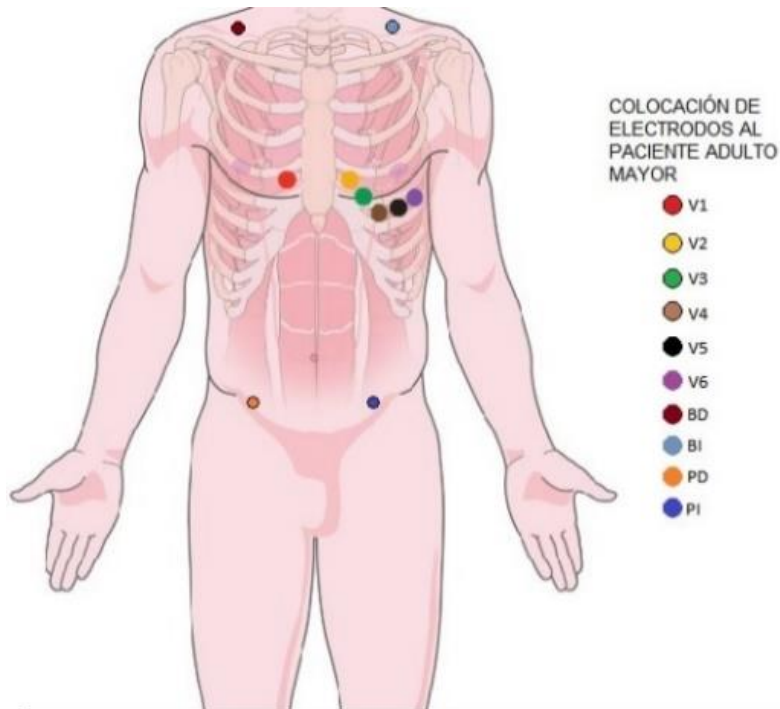


Ilustración 18: Colocación de los electrodos según el estándar del AAMI, método 2

Previamente al registro del ECG, se consulta a cada sujeto que patología presenta y tipo de medicación. Finalmente se procede a registrar el ECG-BASAL de 10 segundos.

El resultado del registro es de 10 segundos se entrega al sujeto de forma impresa un primer resultado y se le informa que un segundo resultado va a ser entregado luego de un período de tiempo de dos semanas con el análisis médico de un cardiólogo especialista del Hospital Vicente Corral Moscoso de la Ciudad de Cuenca.

3.1.1 Adquisición de registros electrocardiográficos

Uno de los objetivos específicos de esta investigación consta en la adquisición e integración de una base de registros electrocardiogramas. Este registro consta con un repositorio de 117 electrocardiogramas en formato SCP-ECG en formato digital y e integrado al software desarrollado en MATLAB. A continuación se describe el proceso para la obtención de la base de registros ECG.

3.1.1.1 Interoperabilidad del ECG

La Ilustración 19 indica todo el proceso por el cual pasó el registro del electrocardiograma.

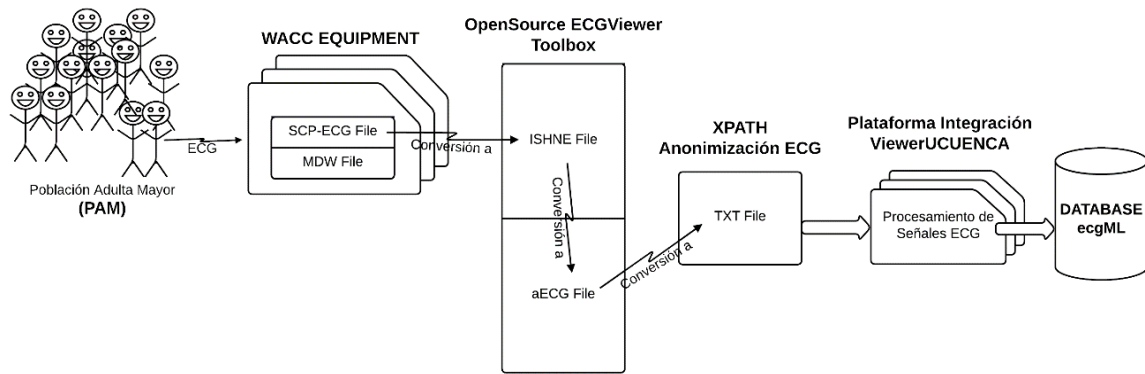


Ilustración 19: Interoperabilidad del ECG: conversión de la data del registro ECG de cada paciente.

A continuación, se describe paso a paso la conversión del archivo ECG:

Primer Paso: se exporta el registro ECG de 10 segundos con extensión SCP-ECG.

Segundo Paso: el archivo está codificado bajo protección de derecho propietario, por lo que se hace uso del opensource ECGToolkit-bin-2_4 para obtener la data cruda. Se da uso del ECGViewer para abrir el archivo SCP-ECG.

Ilustración 20 se puede observar el electrocardiograma de un sujeto adulto mayor.

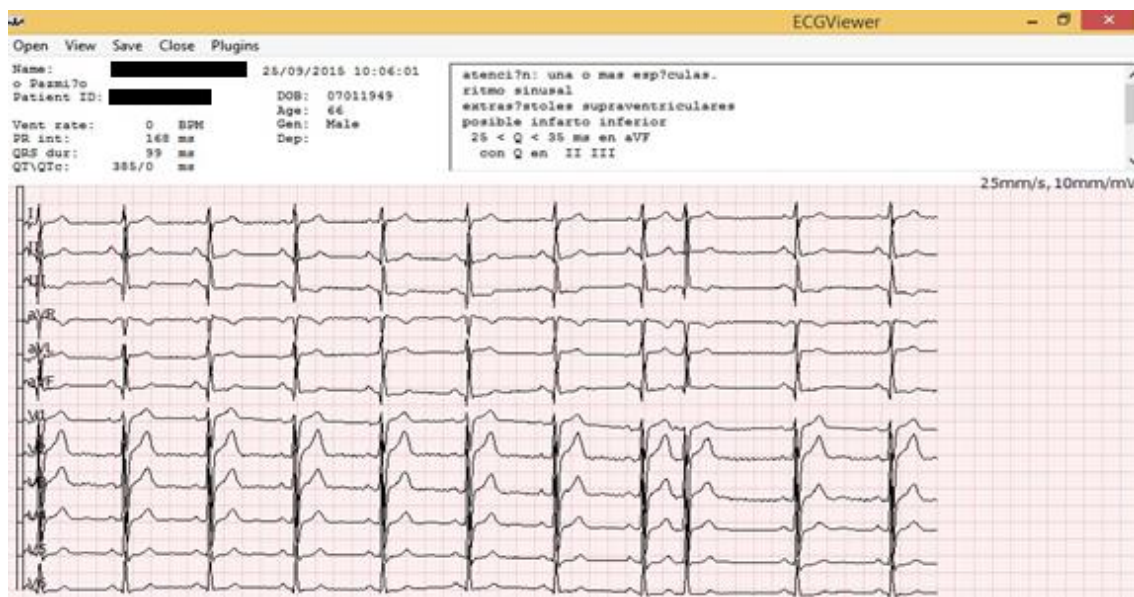


Ilustración 20: OpenSource ECGToolkit-bin-2_4: ECGViewer

Tercer Paso: se exporta el registro con extensión ECG (archivo ISHNE). Al exportar el *opensource* le solicita la configuración ISHNE. La Ilustración 21 indica los parámetros para la configuración de la conversión, los cuales son:



Ilustración 21: Configuración ISHNE ECGViewer

- CRC Validation: se asigna con valor *true*. El método CRC asegura que los datos no se dañen durante el cifrado (PhD, 1998).
- AVM Override: N/A.

Cuarto Paso: con el mismo *opensource ECGViewer* se abre el archivo ECG. En la Ilustración 22 se observa que el encabezado del ECG ya no tiene los mismos datos. Se exporta el archivo a XML (archivo aECG).

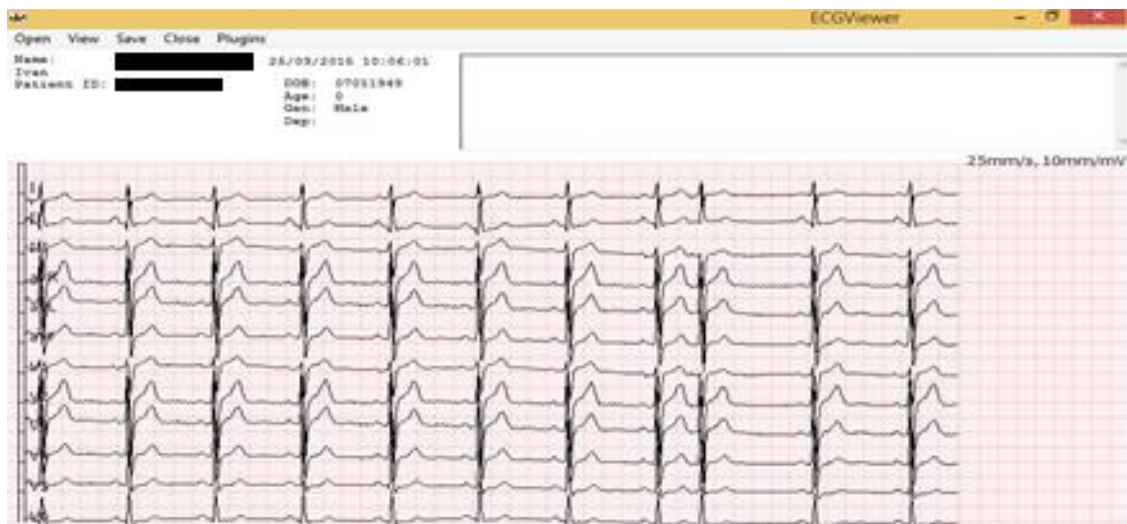


Ilustración 22: archivo ECG

Quinto Paso: Al exportar el archivo a XML, se escoge el método de codificación UTF-8.

Sexto Paso: Se procede a abrir el archivo en formato XML en cualquier navegador.



Ilustración 23: ECG formato XML en navegador OPERA

3.1.1.2 Anonimización

Los datos se han obtenido bajo el consentimiento informado del sujeto. El objetivo de aplicar la anonimización es que anonimice y relacione todos los datos demográficos de la población adulta mayor para poderlos ceder al centro de investigación con la total garantía de confidencialidad de los datos personales. Una vez que se obtiene el archivo XML, se requiere utilizar XPATH para direccionarse dentro del documento y obtener la data del registro de cada derivación del ECG.

Ilustración 24 muestra el árbol de nodos (estructura del ECG en formato XML).

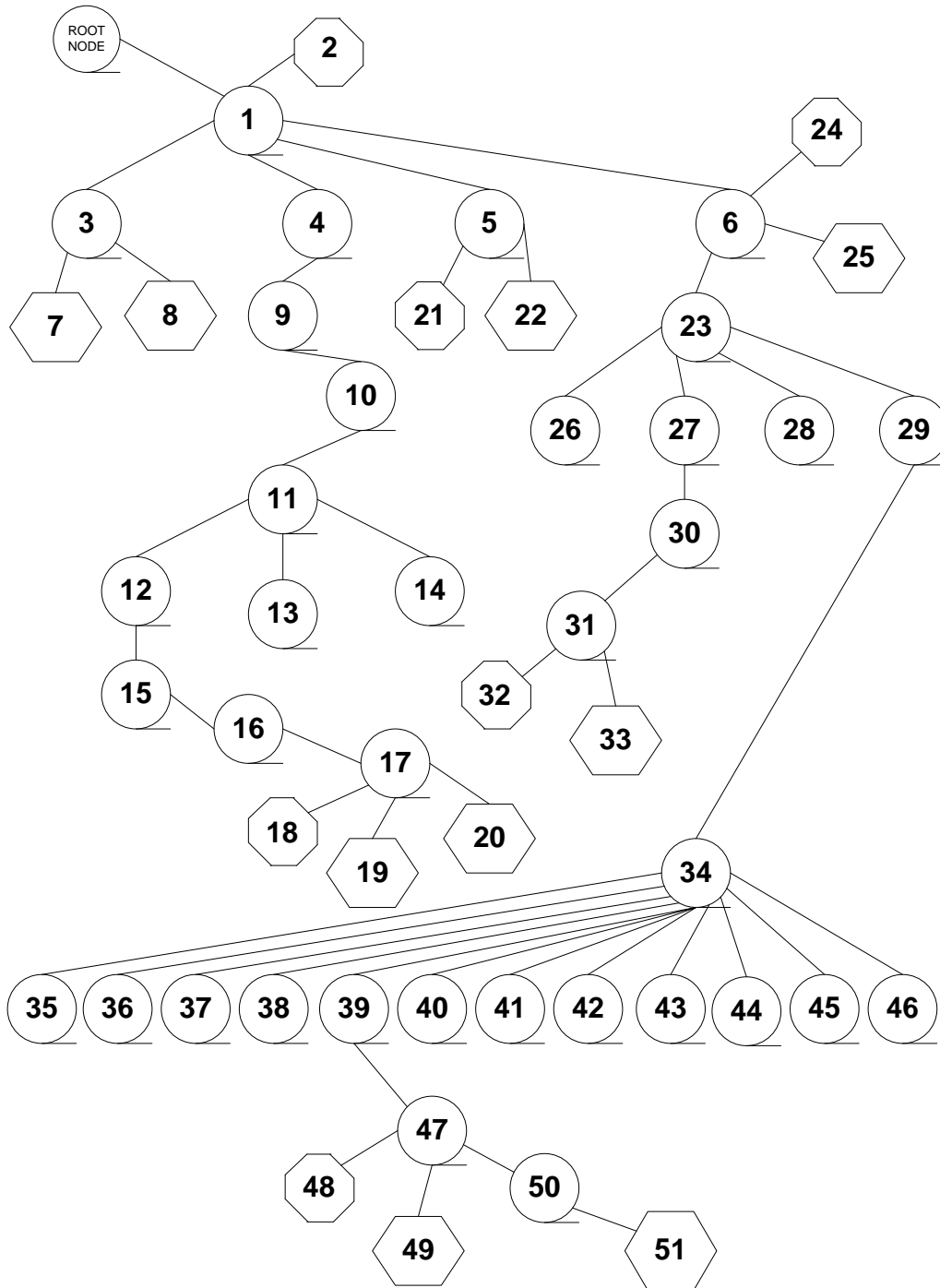


Ilustración 24: árbol de nodos del ECG del sujeto adulto mayor

El diagrama del árbol de nodos tiene sus respectivas etiquetas o nombres asignados (Tabla 4). La indica el nombre de cada nodo padre, hijo y atributo del electrocardiograma por sujeto adulto mayor.



Tabla 4: Asignación de nodos: padres, hijos y atributos en el árbol de nodos del ECG XML.

1	AnnotatedECG	11	subjectAssignment	21	default namespace	31	manufacturedSeriesDevice	41	Component	51	DIGITS
2	default namespace	12	subject	22	testingSite	32	default namespace	42	Component		
3	effectiveTime	13	definition	23	series	33	Code	43	Component		
4	componentOf	14	component of	24	default namespace	34	SequenceSet	44	Component		
5	location	15	trialSubject	25	code	35	Component	45	Component		
6	component	16	subject DemographicPerson	26	effectiveTime	36	Component	46	Component		
7	Low	17	name	27	author	37	Component	47	Sequence		
8	High	18	defaultnamespace	28	controlVariable	38	Component	48	default namespace		
9	timepointEvent	19	GenderCode	29	component	39	Component	49	Code		
10	componentOf	20	birthTime	30	seriesAuthor	40	Component	50	Value		

A continuación se describe los location path para la obtención de la data:

- Identificar el tipo de registro: el nodo atributo “code” del location path: 1—6—23, indica si el registro es RYTHM.
- Identificar los datos del adulto mayor: el nodo elemento “name” se estructura con un namespace node (nombre del paciente), un nodo atributo “GenderCode” (género del paciente) y nodo atributo “birthTime” (fecha de nacimiento del paciente). Seguir el location path: 1—4—9—10—11—12—15—16—17.
- Identificar la serie registrada: el nodo atributo “code” del location path: 1—6—23—27—30—31, indica que se han registrado las 12 derivaciones convencionales del ECG, con el nombre “12LEAD_ELECTROCARDIOGRAPH”.
- Identificar la derivación del ECG: el nodo elemento “component” tiene un nodo elemento hijo “sequence”, el cual posee un namespace por default, el nodo atributo “code” el cual identifica el tipo de derivación y el nodo elemento “value”, el mismo que tiene un nodo elemento hijo “digits”, el cual contiene la data cruda del electrocardiograma. Seguir el location path 1—6—23—29—34—35—47—50—51.

Una vez definido como navegar en el árbol de nodos del documento XML del electrocardiograma, se procede a aplicar los reglamentos establecidos para proteger la integridad de la información de las sujetos. Por tanto para las investigaciones el XPATH es un recurso sólido para la anonimización de los datos. Finalmente, se filtra la información con los métodos XPATH para guardarlos en un archivo .txt, para posteriormente abrir y analizar la data con la plataforma MATLAB.

A continuación se describe el procesamiento de la señal ECG, se inicia con la adquisición de la secuencia RR aplicando el método Pan-Tompkins.

3.2 Adquisición de secuencia RR mediante el método Pan-Tompkins

Previamente se debe escoger una de las 12 derivaciones convencionales que contiene el ECG. Para la explicación del procesamiento de la señal se escoge un registro electrocardiográfico (derivación D2) de un sujeto anónimo de la Base de Datos de Síndrome metabólico del repositorio digital del Grupo de Bioingeniería y Biofísica Aplicada de la Universidad Simón Bolívar. En esta investigación el método Pan-Tompkins ha sido dividido en tres etapas para explicar a detalle el procesamiento de la señal.

Ilustración 25 se observa la derivación D2, con una duración de 30 minutos y amplitud en el rango de los mV.

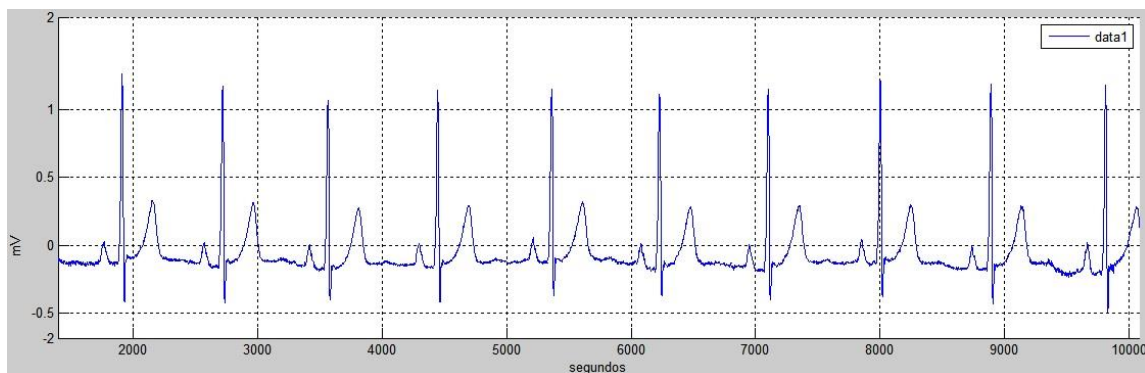


Ilustración 25: Derivación D2 del ECG PAM WACC.

3.2.1 Etapa I

La etapa I consta de los pasos: filtraje y derivación de la señal de la derivación D2. Primero la señal es filtrada para estimar la potencia local del ancho de banda del complejo QRS de la derivación D2, para la filtración se escoge el filtro Butterworth.

La respuesta en frecuencia del filtro Butterworth es muy plana en la banda pasante, la función principal del filtro es reducir el ruido y la interferencia de señales fuera de la banda de paso definida entre 5 Hz y 15 Hz , la salida se mantiene constante aproximadamente cerca de las frecuencias de corte y al ser un filtro de tercer orden $n = 3$ (*número de polos del filtro*) la variación es de -18 dB . En la Ilustración 26 se muestra la derivación D2 obtenida y la misma señal filtrada.

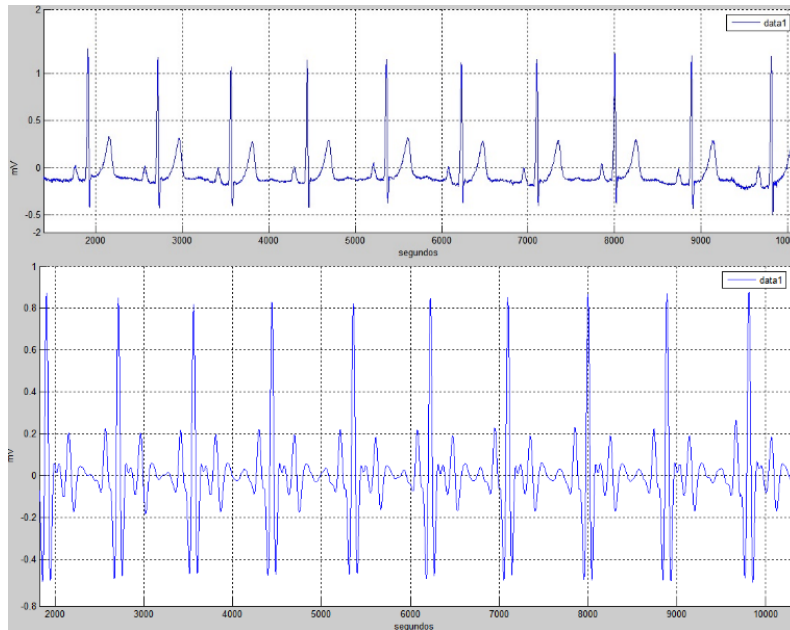


Ilustración 26: En la parte posterior se muestra la derivación D2 obtenida, en la parte inferior la misma derivación filtrada. La amplitud de ambas señales están entre 0.8-1 mV.

En el segundo paso la señal filtrada pasa por un derivador para detectar las pendientes pronunciadas y definir los complejos QRS que posteriormente se identifican sobre la derivación D2. En la Ilustración 27 se muestra la derivación D2 derivada y la señal filtrada realiza en el paso anterior.

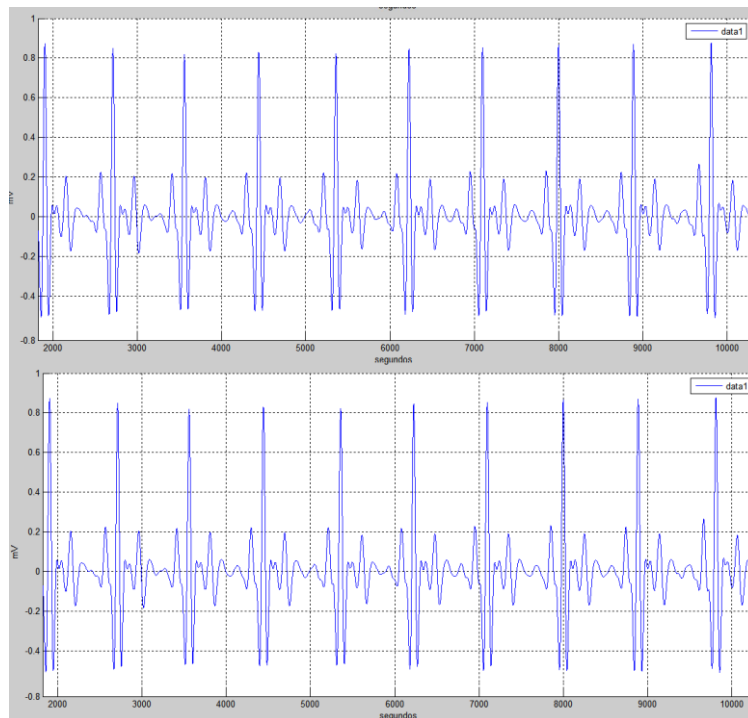


Ilustración 27: Derivador aplicado a la señal de la derivación D2.

3.2.2 Etapa II

En la etapa II se aplica la cuadratura no lineal seguida de una ventana de integración de la señal derivada de la derivación D2.

A cada muestra de la señal resultante del derivador, se eleva al cuadrado (definido como la cuadratura no lineal) de manera que todos los valores sean positivos. La Ilustración 28 muestra como al elevar al cuadrado a cada muestra se realiza una amplificación no lineal.

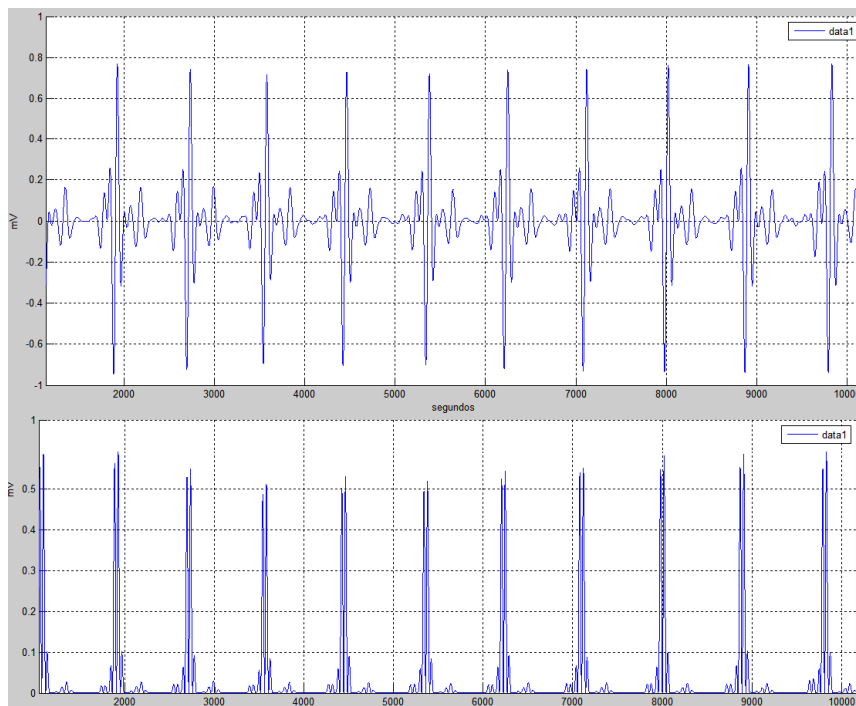


Ilustración 28: Se observa como la amplitud de cada muestra toma un valor positivo al aplicar la cuadratura no lineal.

Ahora se implementa la ventana de integración sobre la señal amplificada (Ver Ilustración 29). Con el tamaño de la ventana de integración de 0.150 ms se obtiene las muestras sobre la forma de onda y la pendiente de la onda R de la derivación D2 obtenida del repositorio digital.

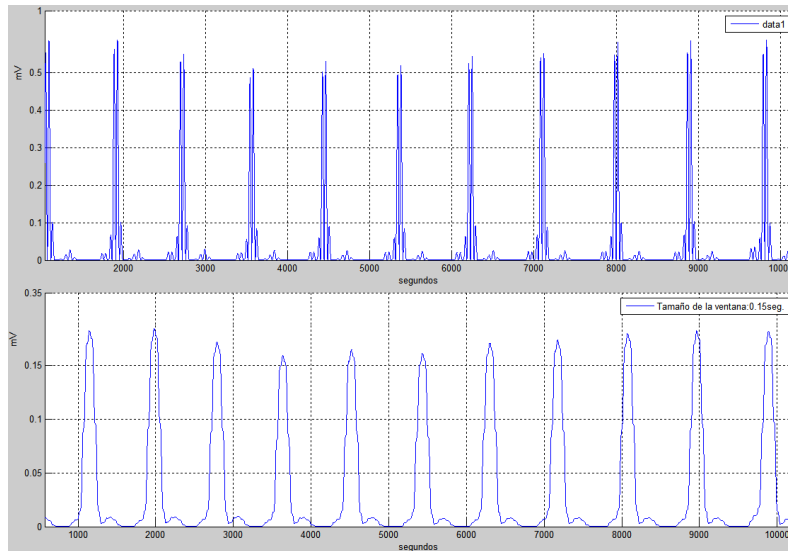


Ilustración 29: ventana de integración de 0.150 ms sobre la señal amplificada.

La forma de onda obtenida es el resultado de la convolución entre la señal amplificada y la ventana de integración de 0.150 ms.

3.2.3 Etapa III

En la etapa III se identifica las marcas de referencia para finalmente detectar los picos (puntos máximos de inflexión) de la derivación D2.

Las marcas de referencia se identifican desde el punto de vista fisiológico, en un valor de 200ms (40 muestras).

Para el último paso del método Pam-Tompkins se detecta los picos (puntos R del complejo QRS) aplicando reglas umbrales (Ver Ilustración 30); se ignoran aquellos picos antes y después de 200 ms de la detección, si ocurre un pico se examina si se debe al cambio de la pendiente, caso contrario es solo dado por el ruido de línea base y se considera como ruido. La muestra los picos R de cada complejo QRS de la derivación D2.

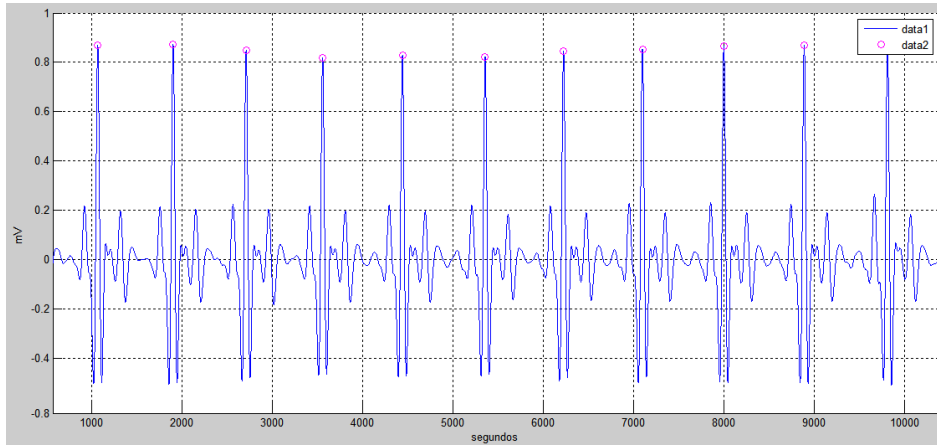


Ilustración 30: Picos R (puntos máximos de inflexión de la señal filtrada o complejos QRS).

3.3 Re-muestreo e interpolación de la secuencia RR

Se obtiene la secuencia RR de la derivación D2. La Ilustración 31 muestra la localización de los puntos R de cada complejo QRS, se puede ver que el tiempo entre cada punto R es diferente, debido a que los latidos del corazón no transcurren en tiempos iguales.

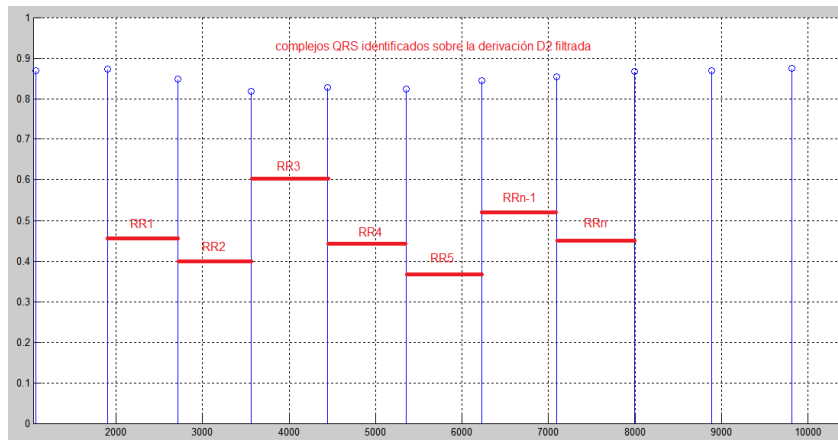


Ilustración 31: Adquisición de la secuencia RR. Se define como la serie de valores en donde cada valor con intervalos de tiempo no iguales.

Se procede a re-muestrear la señal a 2 Hz (Ver Ilustración 32).

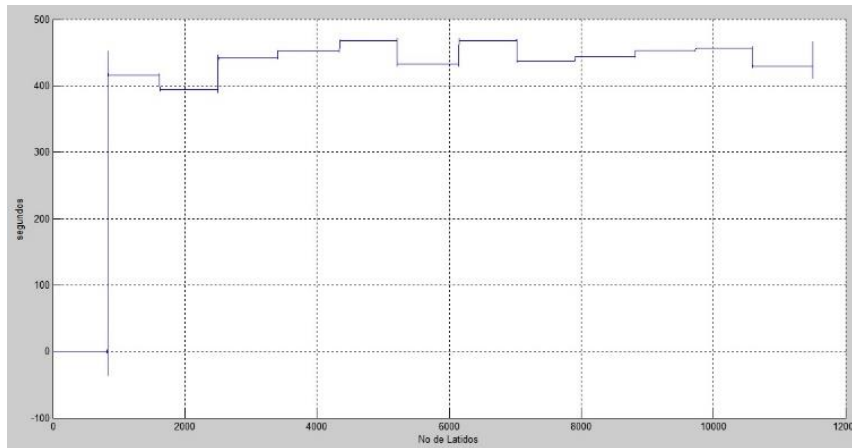


Ilustración 32: Re-muestreo de la señal procesada a una frecuencia de 2 Hz.

Finalmente, para obtener el valor de estas muestras se hace uso de la interpolación y el resultado de la misma es una señal de intervalos RR en función del número de los pulsos (Ver Ilustración 33).

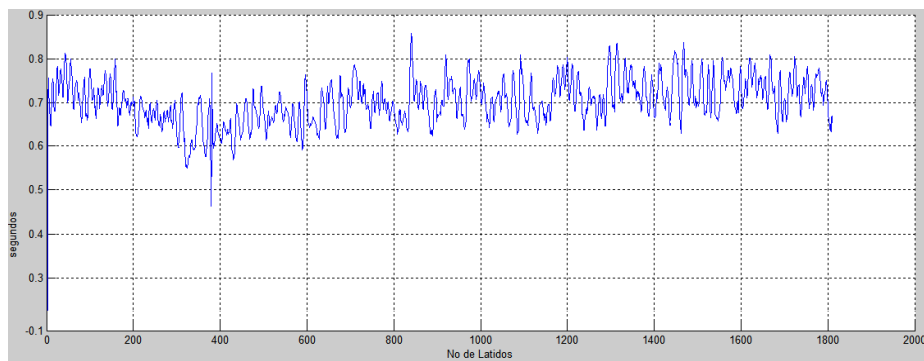


Ilustración 33: Adquisición de la secuencia RR de la derivación D2. Los intervalos de la secuencia están en función del número de latidos.

Sin embargo, como se puede ver en la Ilustración 33 se tiene la presencia de artefactos (ruido) sobre la secuencia RR. A continuación se especifica la eventualidad que ocasiona el ruido y la aplicación del método de KAPLAN para la eliminación del ruido.

3.4 Presencia de artefactos sobre la secuencia RR

En la toma de registros electrocardiográficos, los sujetos en estado de reposo a través de sus movimientos musculares generaban artefactos (ruido), sobre el registro del ECG. Presencia de artefactos sobre la derivación D2 procesada en la Ilustración 33.

3.4.1 Eliminación de artefactos aplicando el método KAPLAN

Ilustración 34 se observa la presencia de los artefactos (ruido), por lo que dificulta el análisis de la densidad espectral de potencia. En la parte inferior se muestra la eliminación de artefactos sobre la secuencia RR. Por ejemplo, la muestra sobre la cual se resalta en la tiene un valor de deflexión hasta 0.25 mV, luego de KAPLAN el valor de deflexión es de 0.5 mV.

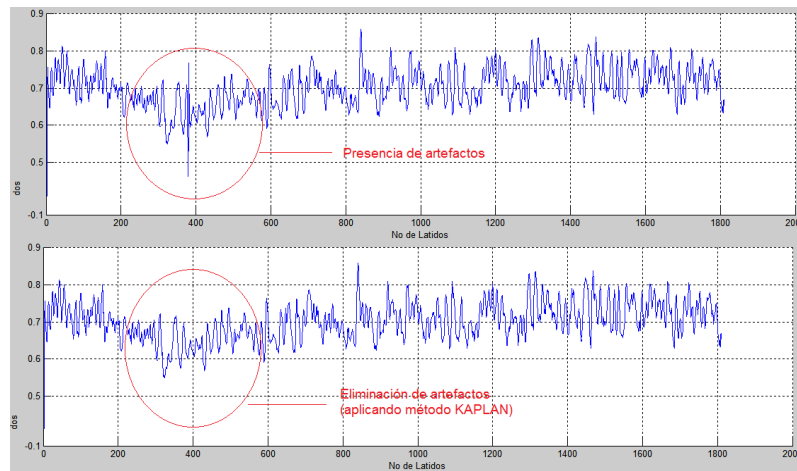


Ilustración 34: Eliminación de artefactos aplicando el método KAPLAN.

3.5 Estimación Espectral

El procesamiento de las series también incluye un re-muestreo uniforme a 2 Hz y una interpolación cúbica, de esta forma se obtiene una secuencia RR uniformemente muestreada para realizar la estimación espectral de forma apropiada (Bianchi, 1993).

3.5.1 Métodos No-Paramétricos

La técnica aplicada en el método No-Paramétrico en esta investigación es la ventana de Hamming y el cálculo de la densidad espectral de potencia con la Transformada de Fourier. Para la continuación del análisis de la derivación D2 se aplica el cálculo de la densidad espectral de potencia (PSD) aplicando la transformada de Fourier, con 10 bits de resolución y frecuencia de 2 Hz (Ver Ilustración 35).

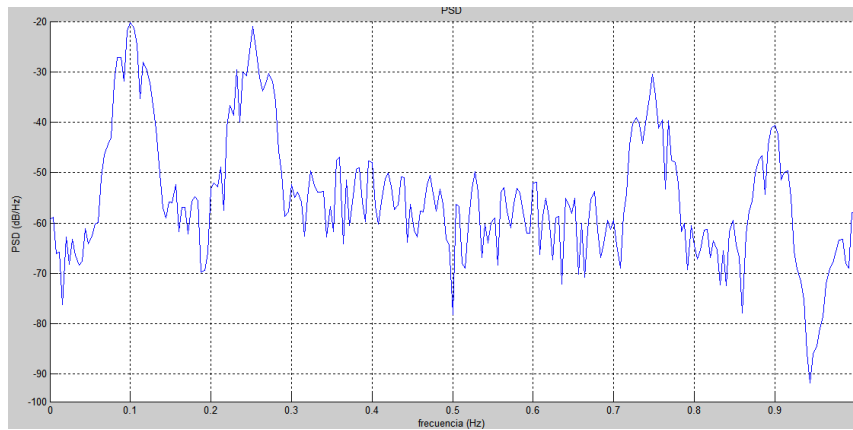


Ilustración 35: Estimación Espectral aplicando PSD

3.5.2 Métodos Paramétricos

La técnica aplicada en el método Paramétrico, en esta investigación es el modelo autoregresivo BURG (Ver *Ilustración 36*). Se aplica el modelo con orden 15 y 10 bits de resolución.

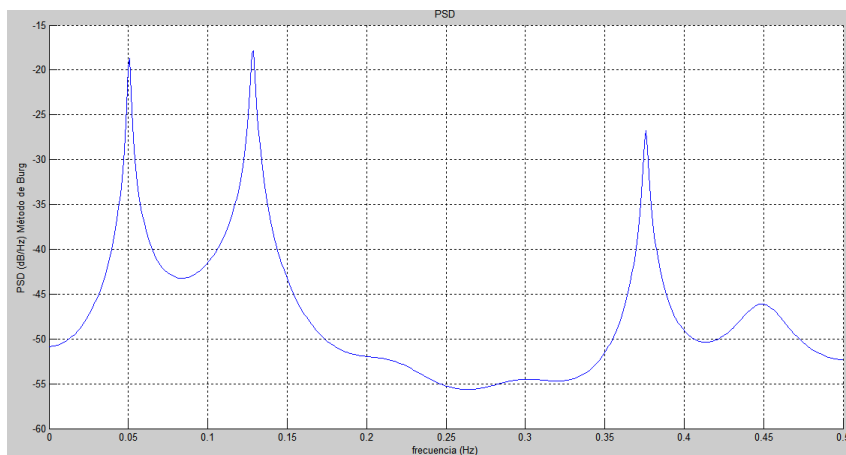


Ilustración 36: Estimación Espectral aplicando Modelo AR BURG, orden 15.

3.6 Métodos Temporales de la VFC

El cálculo de los parámetros temporales se obtiene a partir de la secuencia RR (Ver *Ilustración 37*):



Ilustración 37: Cálculo de los parámetros temporales de la VFC.

La frecuencia cardiaca es 124 lpm, SDRR=0,86726 y RMSDD=0,045. La expresión matemática de RMSSD es:

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \left(\sum_{i=1}^{N-1} (\text{secuencia}RR_{i+1} - \text{secuencia}RR_i)^2 \right)} \quad (35)$$

Donde:

N: Número de intervalos RR.

3.7 Métodos Frecuenciales de la VFC

En esta investigación se calcula los parámetros frecuenciales en base a la estimación espectral aplicando métodos no-paramétricos (PSD) y métodos paramétricos (modelo autoregresivo de BURG). Como era de esperar, la estimación espectral es diferente al aplicar los métodos. Los parámetros frecuenciales basados en la estimación espectral no-paramétrica (PSD) se observan en la Ilustración 38.

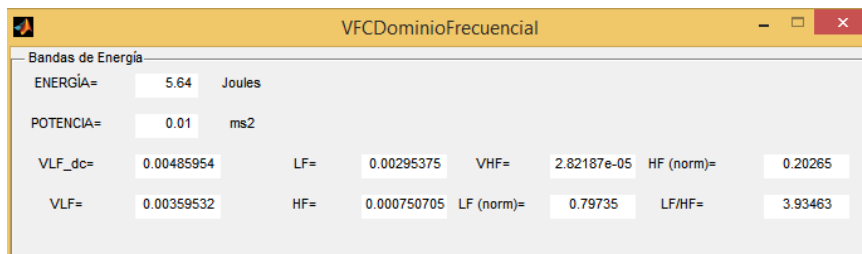


Ilustración 38: Cálculo de parámetros frecuenciales en base a la estimación espectral PSD

Los parámetros frecuenciales basados en la estimación espectral paramétrica (BURG) se observan en la Ilustración 39.

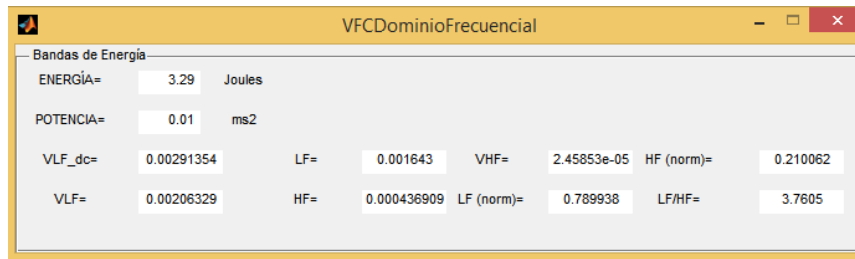


Ilustración 39: Cálculo de parámetros frecuenciales en base a la estimación espectral BURG

En conclusión, se ha realizado el análisis de la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (VFC) en base a los parámetros temporales y frecuenciales sobre la estimación espectral definida por los métodos no-paramétricos (PSD) y métodos paramétricos (BURG). Se ha calculado la frecuencia cardíaca (latidos por minuto), la desviación estándar de la secuencia RR adquirida de la derivación del ECG, RMSSD y la relación LF/HF aplicando estimación espectral no-paramétrica y paramétrica.

Los parámetros que se han encontrado en esta investigación servirán de base para estudios futuros en el procesamiento y análisis de señales biomédicas. En el siguiente capítulo se muestran los resultados del procesamiento de señales biomédicas que se han explicado.



CAPÍTULO 4

Resultados Obtenidos

4.1 Descripción de la Base de Datos

La base de registros electrocardiográficos obtenida en esta investigación se resume en la *Tabla 5*

Tabla 5: Registros Electrocardiográficos adquiridos en la investigación

REGISTROS ELECTROCARDIOGRÁFICOS						
Ítem	Descripción	Formato	Duración	Frecuencia	Bits de Resolución	Cantidad de Registros
1	Welch&Allyn Database adultos mayores	aECG	10 segundos	600 Hz	12	117
2	GBBA SM Group	CSV	30 minutos	1000 Hz	10	15
3	Señales ECG Sintéticos	MAT	---	600 Hz	10	16
4	Señales ECG Sintéticos	MAT	---	1000 Hz	10	15

4.2 Parámetros obtenidos del estudio de la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca.**4.2.1 Validación de algoritmos: señales sintéticas**

La simulación de la ECG sintética se basa en el modelo planteado por (McSharry Patrick E., 2003).

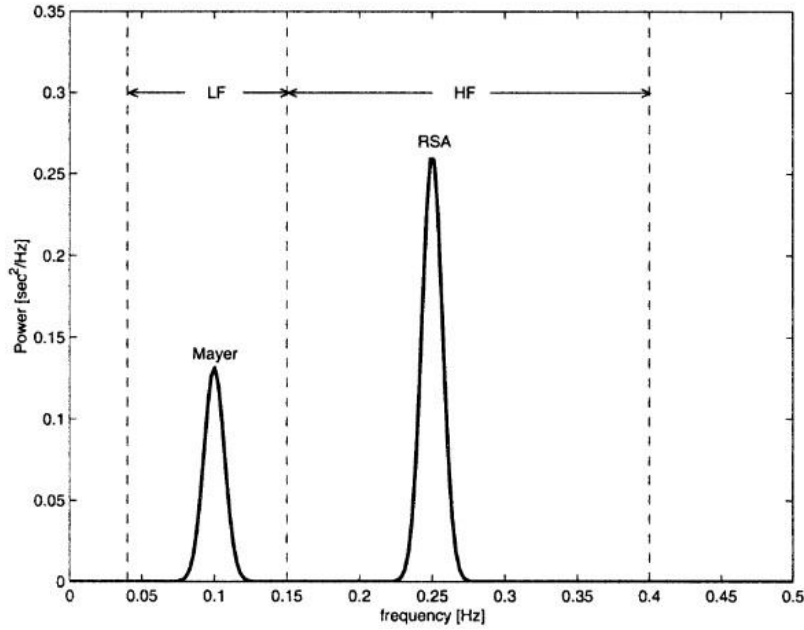


Ilustración 40: Onda Mayer y Ondas RSA del ECG (señal sintética)

Las ecuaciones dinámicas de movimiento se rigen por tres ecuaciones diferenciales ordinarias:

$$\dot{x} = \alpha x - \omega y \tag{6}$$

$$\dot{y} = \alpha y + \omega x \tag{7}$$

$$\dot{z} = - \sum_{i \in \{P, Q, R, S, T\}} a_i \Delta \theta_i e^{-\frac{\Delta \theta_i^2}{2b_i^2}} - (z - z_0) \tag{8}$$

Donde:

$$\alpha = 1 - \sqrt{x^2 + y^2}$$

$$\Delta \theta_i = (\theta - \theta_i) \text{ mod } 2\pi$$

$$\theta = \text{atan2}(y, x) \text{ donde } -\pi \leq \text{atan2}(y, x) \leq \pi$$

ω : velocidad angular

$$z_0(t) = A \sin(2\pi f_2 t) \tag{9}$$

Donde:

z_0 : valor de la línea base vagal.

A : amplitud de 0.15 mV.



Las ecuaciones de movimiento dadas fueron integradas numéricamente aplicando el método de Runge-Kutta con un tiempo fijo $\Delta t = \frac{1}{f_s}$.

f_s : es la frecuencia de muestreo.

Los efectos de las ondas RSA y las ondas Mayer en la potencia espectral $S(f)$ de la secuencia RR son incorporados para generar los intervalos RR para lo cual se tiene una densidad espectral bimodal, como el resultado de la suma de dos distribuciones gaussianas:

$$S(f) = \frac{\sigma_1^2}{\sqrt{2\pi c_1^2}} e^{-\frac{(f-f_1)^2}{2c_1^2}} + \frac{\sigma_2^2}{\sqrt{2\pi c_2^2}} e^{-\frac{(f-f_2)^2}{2c_2^2}} \quad (10)$$

Donde:

f_1 : media, moda y la mediana de las ondas Mayer.

f_2 : media, moda y la mediana de las ondas RSA.

c_1 : desviación estándar de la distribución gaussiana de las ondas Mayer.

c_2 : desviación estándar de la distribución gaussiana de las ondas RSA.

σ_1^2 : potencia de la banda LF

σ_2^2 : potencia de la banda HF

A partir de las deducciones matemáticas planteadas, se establece las siguientes relaciones matemáticas:

$$\sigma^2 = \sigma_1^2 + \sigma_2^2 \quad (11)$$

Donde la razón $\frac{LF}{HF}$ es:

$$\frac{LF}{HF} = \frac{\sigma_1^2}{\sigma_2^2} \quad (12)$$

- **Resultados de los parámetros temporales y frecuenciales de los registros electrocardiográficos de 16 señales sintéticas**

Las señales sintéticas generadas tienen las siguientes entradas:

Frecuencia de muestreo= 600 Hz

Ruido= 0

LPM= 60

STD= 1



Bits de resolución=10

La señal sintética generada se procesa por todas las etapas de la investigación. Los resultados son validados con la información de entrada cuando se generó la señal sintética.

Parámetro frecuencial: Relación LF/HF

La diferencia entre el valor de entrada: LF/HF de la señal sintética y entre el valor calculado de la relación LF/HF al aplicar el método No-paramétrico (Hamming) da como resultado:

$$0,78 \pm 0,0486$$

La diferencia de valor entre el LF/HF y el valor calculado es 0,28.

El mismo análisis estadístico es utilizado al aplicar el método Paramétrico Burg orden 15 obteniendo $13,3964 \pm 0,5477$. La diferencia entre el LF/HF y el valor obtenido es 12,89. Por tanto, se determina que para las investigaciones futuras se recomienda utilizar la estimación espectral con el método No-Paramétrico (Hamming). (Ver Tabla 6).

Tabla 6: Diferencia del valor LF/HF de la señal sintética (parámetro de entrada) y el cálculo mediante el método No-Paramétrico y Paramétrico

No. de Paciente	LF/HF (entrada de señal sintética) n.u	LF/HF (Método No-Paramétrico Hamming) n.u	LF/HF (Método Paramétrico Burg orden 15) n.u
1	0.5	0.500893	13.0021
2	0.51	0.4355	11.9336
3	0.52	0.6509	12.63
4	0.53	0.7541	12.4149
5	0.54	0.7541	12.4149
6	0.55	0.8557	13.676
7	0.56	0.688	13.8807
8	0.57	0.8917	13.67
9	0.58	0.896	14.05
10	0.59	0.5022	13.14
11	0.6	1.13	14.32
12	0.61	0.824	13.76
13	0.62	0.919	13.72
14	0.63	1.033	13.51
15	0.64	0.8384	13.66
16	0.65	1.2237	14.56
Media	0,5750	0,78	13,3964
Desviación estándar	0,0023	0,0486	0,5477



Parámetro temporal- SDRR

La diferencia entre el valor de entrada: STD de la señal sintética y entre el valor calculado SDRR al emplear el método temporal resulta:

$$0,9976 \pm 6,1583e - 09$$

La diferencia de valor entre el STD y SDRR es 0,0026.

Por tanto, se determina la robustez del método temporal para futuras investigaciones.

Los resultados descritos de las 16 señales sintéticas generadas se contemplan en la Tabla 9-ANEXOS.

- **Resultados de los parámetros temporales y frecuenciales de los registros electrocardiográficos de 15 señales sintéticas**

Las señales sintéticas generadas tienen las siguientes entradas:

Frecuencia de muestreo= 1000 Hz

Ruido= 0

LPM= 60

STD= 1

Bits de resolución=10

Parámetro frecuencial: Relación LF/HF

La diferencia entre el valor de entrada: LF/HF de la señal sintética y entre el valor calculado de la relación LF/HF al aplicar el método No-paramétrico (Hamming) da como resultado:

$$1,0072 \pm 0,0459$$

La diferencia de valor entre el LF/HF y el valor calculado es 0,5072.

El mismo análisis estadístico es utilizado al aplicar el método Paramétrico BURG orden 15 obteniendo $15,1680 \pm 0,2440$. La diferencia entre el LF/HF y el valor obtenido es 14,668. Por tanto, se determina que para las investigaciones futuras se recomienda utilizar la estimación espectral con el método No-Paramétrico (Hamming). (Ver Tabla 7).



Tabla 7: Diferencia del valor LF/HF de la señal sintética (parámetro de entrada) y el cálculo mediante el método No-Paramétrico y Paramétrico

No. de Paciente	LF/HF (entrada de señal sintética) n.u	LF/HF (Método No-Paramétrico Hamming) n.u	LF/HF (Método Paramétrico Burg orden 15) n.u
1	0.66	0.82	14.89
2	0.67	1.198	14.5
3	0.68	0.687	14.82
4	0.69	1.27	14.38
5	0.7	0.85	14.75
6	0.71	0.969	14.58
7	0.72	0.7146	15.08
8	0.73	0.919	15.60
9	0.74	0.947	15.59
10	0.75	1.27	15.85
11	0.76	0.905	15.50
12	0.77	1.03	15.18
13	0.78	1.44	15.88
14	0.79	0.99	15.51
15	0.8	1.09897	15.41
Media	0,73	1,0072	15,1680
Desviación estándar	0,0020	0,0459	0,2440

Parámetro temporal- SDRR

La diferencia entre el valor de entrada: STD de la señal sintética y entre el valor calculado SDRR al emplear el método temporal resulta:

$$0,9975 \pm 2,4150e - 08$$

La diferencia de valor entre el STD y SDRR es 0,0025.

Por tanto, se determina la robustez del método temporal para futuras investigaciones.

Los resultados descritos de las 16 señales sintéticas generadas se contemplan en la Tabla 10-ANEXOS.

4.2.2 Validación de algoritmos: señales reales

Para la investigación se analizó la VFC en dos grupos de señales reales: los registros electrocardiográficos de 117 sujetos adultos mayores y los registros



electrocardiográficos de 16 sujetos tomados del repositorio digital del Grupo de Bioingeniería y Biofísica Aplicada-GBBA (Grupo Síndrome Metabólico-SM).

- **Resultados de los parámetros temporales y frecuenciales de los registros electrocardiográficos de 117 sujetos adultos mayores**

La estimación espectral de estos registros electrocardiográficos se obtiene aplicando el método Paramétrico: Modelo Autoregresivo BURG orden 5, 10 bits de resolución. Ya se indicó anteriormente su eficacia para el análisis en señales de corta duración (para esta investigación se obtuvo registros con duración de 10 segundos).

Los parámetros temporales y frecuenciales del grupo de 117 sujetos adultos mayores son:

LF(norm)

Valor esperado de la muestra: $\mu = E(x) = 0,2590$

Medida de la dispersión (desviación estándar): $\sigma = 0,0237$

LF/HF

Valor esperado de la muestra: $\mu = E(x) = 1,5362$

Medida de la dispersión (desviación estándar): $\sigma = 0,04$

SDRR

Valor esperado de la muestra: $\mu = E(x) = 0,9833$

Medida de la dispersión (desviación estándar): $\sigma = 1,7167$

RMSSD

Valor esperado de la muestra: $\mu = E(x) = 0,2143$

Medida de la dispersión (desviación estándar): $\sigma = 0,0068$

Se establece que los resultados del análisis de la VFC aplicando el método Paramétrico AR Burg orden 5 y 10 bits de resolución en la base de registros electrocardiográficos reales de 117 sujetos adultos mayores dan valores aproximados a la validación realizada con la señal sintética generada y el procesamiento de señales para el estudio de la VFC implementado en esta investigación. Por tanto, la metodología es robusta para futuras investigaciones a desarrollar.

Los resultados completos del análisis estadístico se observan en la Tabla 11.



- **Resultados de los parámetros temporales y frecuenciales de los registros electrocardiográficos de 16 sujetos tomados del repositorio digital del Grupo de Bioingeniería y Biofísica Aplicada-GBBA (Grupo Síndrome Metabólico-SM).**

Para el caso de la estimación espectral de los registros electrocardiográficos del grupo SM se obtienen valores similares al emplear el método No-Paramétrico (PSD) y el método Paramétrico (Modelo Autoregresivo Burg de orden 15 y 10 bits de resolución).

Tabla 8: LF/HF-Método No-Paramétrico (PSD), LF/HF Método Paramétrico (Modelo AR Burg orden 15). Grupo de 16 sujetos diagnosticados Síndrome Metabólico (repositorio digital GBBA)

Parámetros Frecuenciales	
Método No-Paramétrico (Hamming) LF/HF n.u	Método Paramétrico (Modelo AR BURG) LF/HF n.u
3.9346	3.7605
5.9967	5.41838
11.92	15.61
4.0406	3.5862
33.1366	30.17
3.45325	3.80313
5.247	5.77256
6.8566	6.82111
2.59905	2.6749
6.64352	8.23
8.51	9.15
5.70958	3.99
6.3686	7.097
12.71	9.53

Los resultados completos se visualizan en la Tabla 12.

4.3 Diseño y desarrollo: Graphical User Interface (GUI) UCUENCAViewer ANÁLISIS VFC en la plataforma MATLAB

El diseño del software UCUENCAViewer ANALISIS VFC se muestra en la *Ilustración 41*:

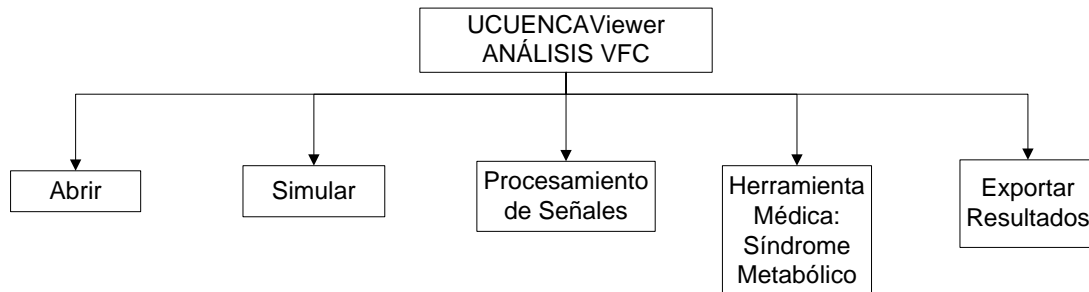


Ilustración 41: Diagrama de bloques del diseño del GUI MATLAB

Las funciones principales del software son: *Abrir*, *Simular*, *Procesamiento de Señales*, *Herramienta Médica* y *Exportar*. A continuación se describe cada uno de ellos con sus principales funciones:

Función Abrir

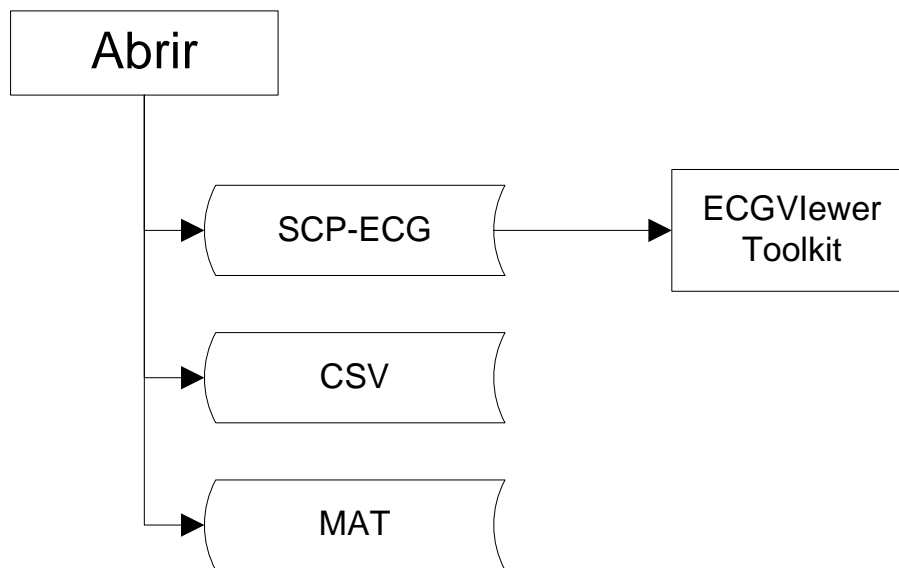


Ilustración 42: Diagrama de Bloques función Abrir

La función Abrir importa los registros electrocardiográficos en formato SCP-ECG, CSV (tomado del repositorio digital del GBBA) y MAT (ejemplos de clase).

La función SCP-ECG accede al opensource ECGViewer toolkit para la conversión del ECG formato SCP-ECG al formato ISHNE y XML (Ver Ilustración 43).

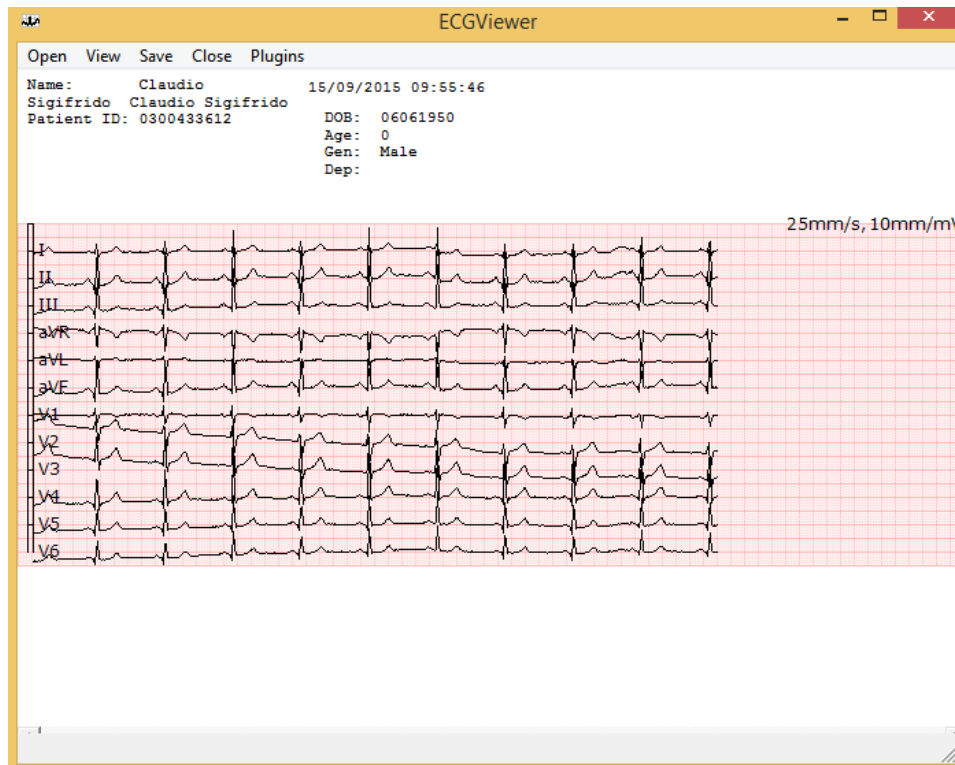


Ilustración 43: OpenSource ECGViewer Toolkit 2.04. Convierte el ECG en formato SCP-ECG a XML.

Función Simular

Genera la señal sintética planteada por (McSharry Patrick E., 2003).

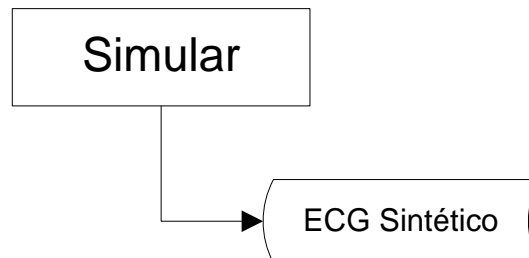


Ilustración 44: Diagram de Bloques de la función Simular.

Los valores de entrada para generar la señal sintética son: frecuencia de muestreo, nivel de Ruido, frecuencia cardíaca (latidos por minuto), desviación estándar y el parámetro frecuencial LF/HF (Ver Ilustración 45).

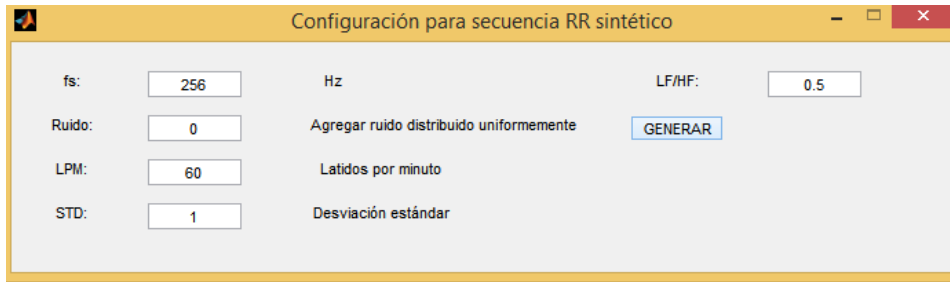


Ilustración 45: Campos de entrada para generar la señal sintética ECG

Función Herramienta Médica

APP para el personal médico para el diagnóstico del Síndrome Metabólico.

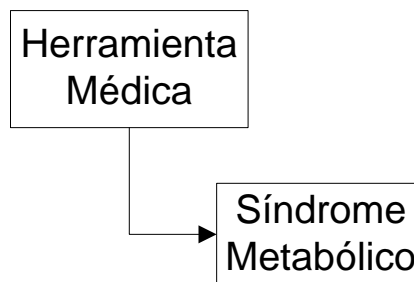


Ilustración 46: Diagrama de bloques de la función Herramienta Médica

La APP para diagnóstico del Síndrome Metabólico requiere de las entradas: Circunferencia Abdominal, Presión Arterial, Triglicéridos, Colesterol HDL, Glucosa Sanguínea en Ayunas (Criterios NCEP ATP-III) (Ver Ilustración 47).

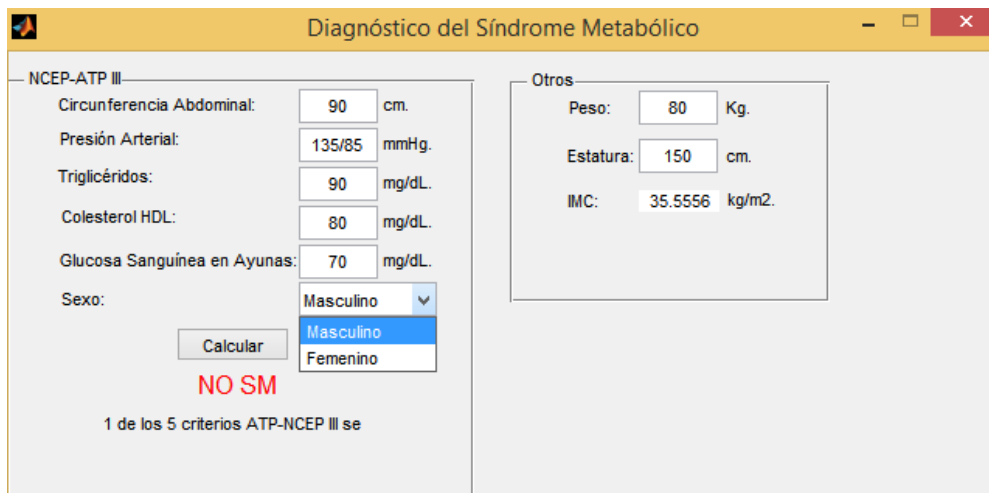


Ilustración 47: GUI APP Síndrome Metabólico



Función Exportar

Exporta los resultados obtenidos a un archivo TXT.

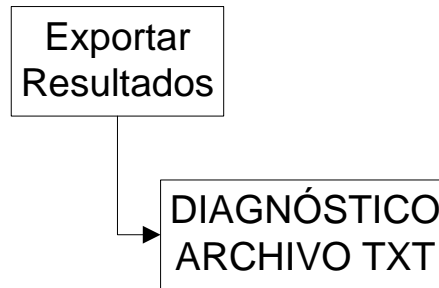


Ilustración 48: Diagrama de Bloques de la función Exportar

Función Procesamiento de Señales

Etapa en la que se realiza el estudio de la VFC. En se detalla los métodos aplicados en la investigación: Pan-Tompkins, KAPLAN, Estimación espectral con métodos No-Paramétricos y Paramétricos.

Panel de Funciones Principales

Las funciones adicionales del sistema son: Sistema, Configuración y Ayuda (Ver Ilustración 49).

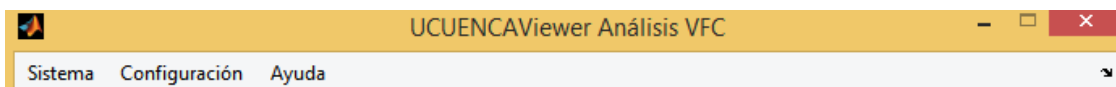


Ilustración 49: Funciones Adicionales del software

La función Sistema el usuario puede salir del software. La función Ayuda re-direcciona a la página web www.saphiensworld.com disponible para el servicio técnica y de software.

La función Configuración permite al usuario activar botones que permiten realizar paso a paso el procesamiento de la señales electrocardiográficas. La presenta un ejemplo de ello.

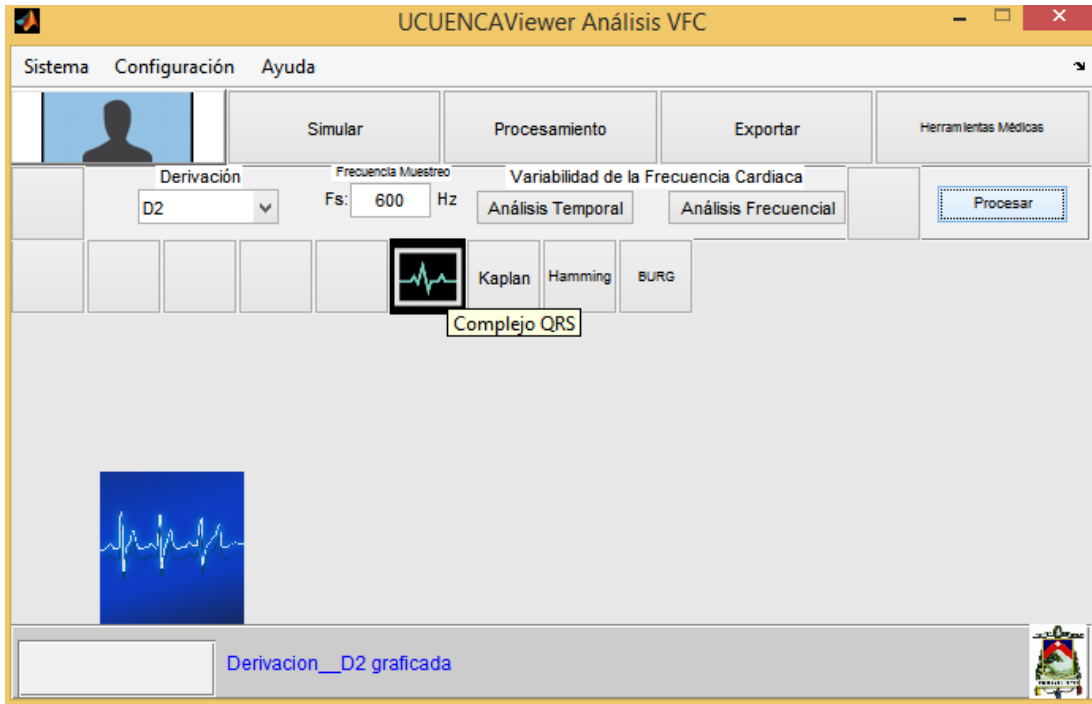


Ilustración 50: Activación de todos los procesos para el estudio de la VFC.

La *Ilustración 51* muestra la interfaz de usuario desarrollada en la plataforma MATLAB. La finalidad del software es ayudar al personal médico en el análisis de los electrocardiogramas con el estudio de la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca.

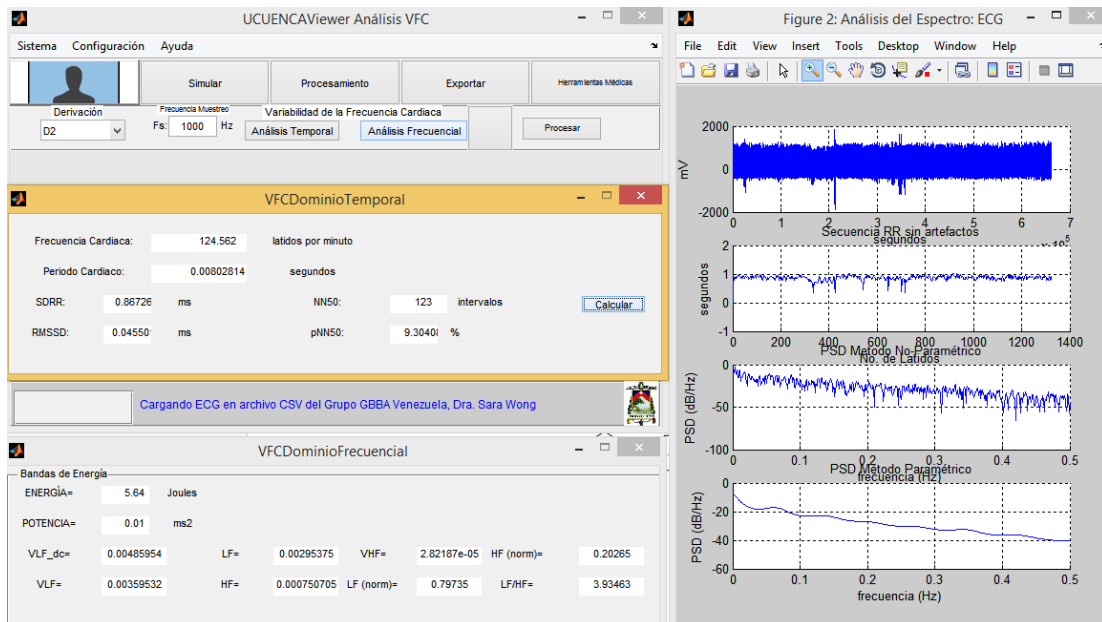


Ilustración 51: GUI SOFTWARE UCUENCAViewer ANALISIS VFC



CAPÍTULO 5

CONCLUSIONES

Esta investigación está enmarcada dentro del proyecto DIUC-PROMETEO Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca y Sensibilidad a la Insulina en la población Adulta Mayor en la ciudad de Cuenca. Se participó en el trabajo de campo multidisciplinario para la recolección de la base de datos multi-paramétrica de 117 sujetos adultos mayores en el Centro de Diagnóstico de la Facultad de Ciencias Médicas, El proyecto se encuentra aún en fase de recolección de muestras. En el mismo participa un equipo interdisciplinario integrado por docentes de la Facultad de Ingeniería y de Ciencias médicas, estudiantes de medicina y laboratorio clínico e ingeniería. Por lo que esta investigación aporta al proyecto con el programa UCUENCAViewer ANALISIS VFC para apoyar al grupo de investigación en el estudio de la VFC.

Entre los aportes de este trabajo, se pueden enumerar:

- El registro de una Base de Datos de 117 ECG en el formato estándar SCP-ECG, el cual fue convertido al formato XML mediante el open-source ECGViewer Toolkit.
- Se implementó el detector de QRS Pan & Tompkins el cual permite construir las secuencias RR. Adicionalmente se implementó el método de Kaplan para eliminar los artefactos de estas series.
- Se implementó un generador de electrocardiogramas para generar señales ECG y secuencias RR sintéticas.
- Para los registros de corta duración se propuso la estimación del espectro usando un método paramétrico BURG. Para las series más largas es posible hacer la estimación espectral usando métodos paramétricos y no paramétricos.
- Para el estudio de la VFC usando UCUENCAViewer ANALISIS VFC reporta los parámetros frecuenciales LF, HF y LF/HF
- Adicionalmente es posible el cálculo de los métodos temporales para determinar la frecuencia cardíaca, SDRR y SMRRD.
- Se estimaron los parámetros temporales y espectrales para una importante cantidad de registros, 117 registros cortos de Adultos Mayores, 16 sujetos de la Base de Datos del Síndrome Metabólico y en 31 registros simulados.
- La metodología desarrollada en la investigación contempla el desarrollo de los métodos temporales y espectrales de la VFC en MATLAB. Previamente antes de obtener los resultados de los parámetros se validó la metodología analizando una señal sintética generada cuyos valores de entrada requería de los parámetros a encontrar. Para esta comparación se obtuvo valores aproximados tomando en cuenta que se trabajó con la estimación espectral de las señales.



- Sin embargo, al emplear los métodos No-Paramétricos y Paramétricos sobre los registros utilizados se concluye lo siguiente:

No.	Registros Electrocardiográficos	Métodos Temporales		Métodos Frecuenciales	
		Método No-Paramétrico	Método Paramétrico	SDRR ms	RMSSD ms
		LF/HF n.u	LF/HF n.u		
1	117 sujetos adultos mayores	N/A	Modelo Autoregresivo Burg (orden 5, 10 bits de resolución)	Aplica	Aplica
2	16 sujetos Grupo SM (repositorio digital-GBBA)	Método PSD (Transformada de Fourier)	Modelo Autoregresivo Burg (orden 15, 10 bits de resolución)	Aplica	Aplica
3	31 Señales Sintéticas Generadas	Método Ventaneo Hamming	NA	Aplica	Aplica

Se ha diseñado, desarrollado el software UCUENCAViewer ANALISIS VFC desarrollado en MATLAB para apoyar al personal médico para el análisis de los electrocardiogramas a través de la VFC.

Los algoritmos desarrollados serán usados por los investigadores del Proyecto DIUC-PROMETO para establecer conclusiones clínicas de la población en estudio.

En cuanto a la parte académica el software podría utilizarse para capacitación de la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca hacia los estudiantes de la Escuela de Electrónica y Telecomunicaciones, de manera que se posteriormente se planteen nuevas investigaciones.

Los resultados preliminares de este trabajo fueron aceptados para su publicación en el congreso TICEC 2015, a desarrollarse en el mes de Diciembre en la ciudad de Loja (VER ANEXOS)

CAPÍTULO 6

ANEXOS

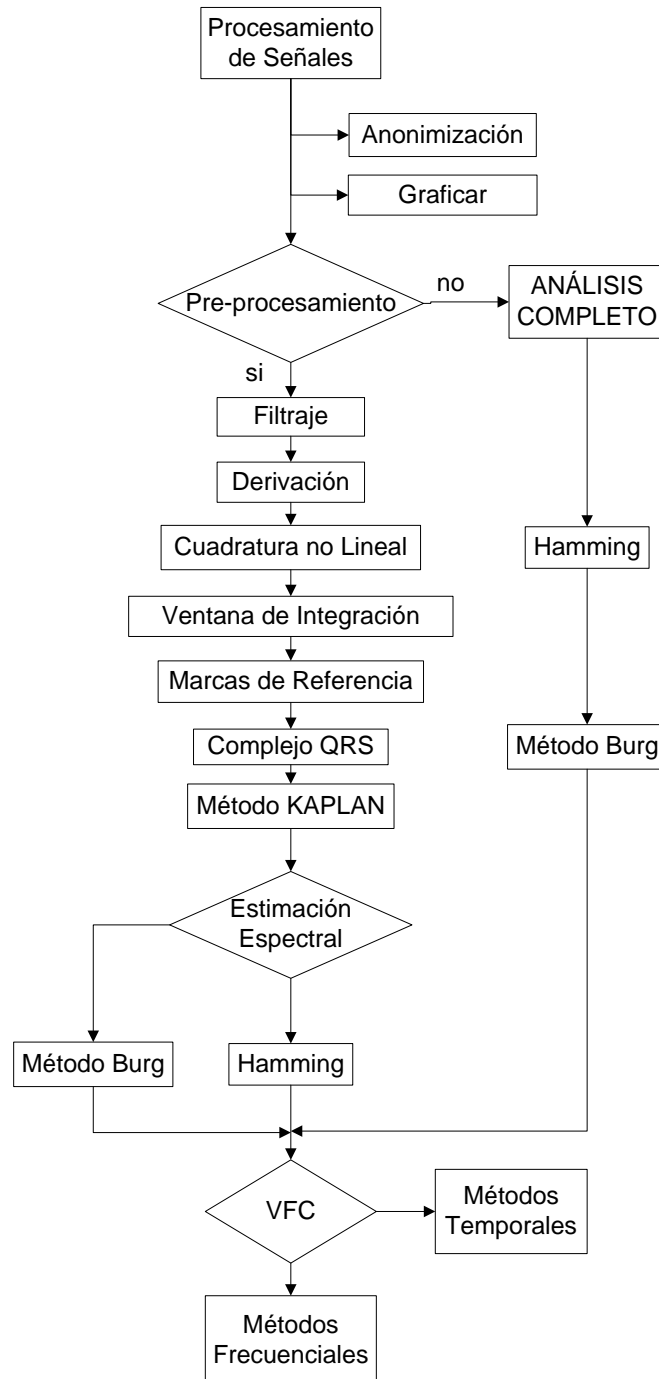


Ilustración 52: Diagrama de bloques del procesamiento de señales y estudio de la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca.



Tabla 9: Cálculo de parámetros frecuenciales y temporales de 16 señales sintéticas generadas

Fuente:		Señal Sintética Generada					
Frecuencia de muestreo:		600 Hz					
Ruido		0					
LPM		60					
STD		1					
Bits de Resolución:		10					
No.	LF/HF n.u	Parámetros Frecuenciales				Parámetros Temporales	
		Método No-Paramétrico		Método Paramétrico		SDRR ms	RMSSD ms
		LF (norm) ms 2	LF/HF n.u	LF (norm) ms 2	LF/HF n.u		
1	0,5	0,33373	0,500893	0,9285	13,0021	0,9975	0,02424
2	0,51	0,303	0,4355	0,9226	11,9336	0,99759	0,02463
3	0,52	0,3942	0,6509	0,92666	12,63	0,99746	0,02515
4	0,53	0,4299	0,7541	0,9254	12,4149	0,99767	0,02375
5	0,54	0,4299	0,7541	0,9254	12,4149	0,9976	0,02390
6	0,55	0,4611	0,8557	0,9318	13,676	0,9976	0,02395
7	0,56	0,407	0,688	0,932	13,8807	0,99755	0,02417
8	0,57	0,471	0,8917	0,931	13,67	0,9975	0,023
9	0,58	0,4725	0,896	0,93	14,05	0,9975	0,02421
10	0,59	0,3343	0,5022	0,929	13,14	0,9977	0,02367
11	0,6	0,53	1,13	0,934	14,32	0,9976	0,02473
12	0,61	0,4519	0,824	0,9322	13,76	0,99759	0,02386
13	0,62	0,479	0,919	0,932	13,72	0,99752	0,02451
14	0,63	0,5082	1,033	0,9311	13,51	0,99772	0,02408
15	0,64	0,456	0,8384	0,9318	13,66	0,9975	0,02454
16	0,65	0,5503	1,2237	0,935	14,56	0,9975	0,02514
Media	0,5750	0,4383	0,8061	0,9299	13,3964	0,9976	0,0242
Desviación estándar	0,0023	0,0049	0,0486	1,15e-05	0,5477	6,1583e-09	3,11e-07



Tabla 10: Cálculo de parámetros frecuenciales y temporales de 15 señales sintéticas generadas

Fuente:		Señal Sintética Generada					
Frecuencia de muestreo:		1000 Hz					
Ruido		0					
LPM		60					
STD		1					
Bits de Resolución:		10					
No.	LF/HF n.u	Parámetros Frecuenciales				Parámetros Temporales	
		Método No-Paramétrico		Método Paramétrico		SDRR ms	RMSSD ms
		LF (norm) ms 2	LF/HF n.u	LF (norm) ms 2	LF/HF n.u		
1	0,66	0,45	0,82	0,937	14,89	0,9976	0,02365
2	0,67	0,545	1,198	0,9355	14,5	0,99755	0,02458
3	0,68	0,407	0,687	0,9367	14,82	0,9975	0,02403
4	0,69	0,56	1,27	0,935	14,38	0,9975	0,02403
5	0,7	0,4596	0,85	0,936	14,75	0,99754	0,02392
6	0,71	0,492	0,969	0,935	14,58	0,99754	0,02392
7	0,72	0,4168	0,7146	0,937	15,08	0,9970	0,02369
8	0,73	0,478	0,919	0,939	15,60	0,9977	0,02375
9	0,74	0,486	0,947	0,93	15,59	0,99759	0,02456
10	0,75	0,56	1,27	0,94	15,85	0,99757	0,02310
11	0,76	0,47	0,905	0,939	15,50	0,9976	0,02343
12	0,77	0,508	1,03	0,938	15,18	0,99753	0,024
13	0,78	0,59	1,44	0,94	15,88	0,99746	0,02425
14	0,79	0,49	0,99	0,93946	15,51	0,99755	0,02457
15	0,8	0,5235	1,09897	0,93	15,41	0,99761	0,02396
Media	0,73	0,4957	1,0072	0,9365	15,168	0,9975	0,0240
Desviación estándar	0,002	0,0028	0,0459	9,91e-06	0,2440	2,415e-08	1,74e-07



Tabla 11: Parámetros Temporales y Frecuenciales de la VFC. Registros electrocardiográficos de 117 sujetos adultos mayores

No	Sujeto (Código de registro en base de datos Proyecto DIUC-PROMETEO)	Parámetros Frecuenciales		Parámetros Temporales	
		Método Paramétrico		SDRR ms	RMSSD ms
		LF (norm) ms 2	LF/HF n.u		
1	ECG_20150712_175420_Pac.AM-1	0,053	0,056	0,6557	0,15881
2	ECG_20150712_181421_Pac.AM-2	0,6853	2,1785	0,822	0,18797
3	ECG_20150712_183455_Pac.AM-3	0,3537	0,5474	0,8847	0,20147
4	ECG_20150712_190027_Pac.AM-4	0,0568	0,0603	0,8629	0,2217
5	ECG_20150712_191837_Pac.AM-5	0,4203	0,725	0,9978	0,2787
6	ECG_20150712_193947_Pac.AM-6	0,0134	0,0136	0,6489	0,1166
7	ECG_20150712_200109_Pac.AM-7	0,0321	0,0332	0,7507	0,139
8	ECG_20150712_202333_Pac.AM-8	0,2918	0,4122	0,9465	0,2343
9	ECG_20150712_204323_Pac.AM-9	0,2659	0,3622	0,7792	0,1759
10	ECG_20150716_091303_Pac.AM-11	0,8609	6,1932	0,8569	0,2064
11	ECG_20150716_093147_Pac.AM-12	0,0088	0,0089	0,5169	0,3823
12	ECG_20150716_094959_Pac.AM-13	0,4257	0,7412	1,0065	0,2387
13	ECG_20150716_100920_Pac.AM-14	0,1058	0,1183	0,8975	0,2505
14	ECG_20150716_102938_Pac.AM-15	0,2768	0,3829	0,8204	0,2132
15	ECG_20150716_104803_Pac.AM-16	0,6452	1,819	0,7686	0,1538
16	ECG_20150716_110510_Pac.AM-17	0,1272	0,1457	0,8042	0,2371
17	ECG_20150716_112217_Pac.AM-18	0,3238	0,4789	0,768	0,2262
18	ECG_20150716_113605_Pac.AM-19	0,039	0,0406	0,97	0,2421
19	ECG_20150717_083058_Pac.AM-20	0,5442	1,1944	0,7818	0,1888
20	ECG_20150717_085351_Pac.AM-21	0,0054	0,0054	0,6847	0,1611
21	ECG_20150717_091248_Pac.AM-22	0,2244	0,2894	0,7655	0,2051
22	ECG_20150717_093245_Pac.AM-23	0,5442	0,1739	0,730	0,97
23	ECG_20150717_095328_Pac.AM-24	0,0314	0,0324	0,844	0,1942
24	ECG_20150717_102825_Pac.AM-25	0,6652	1,9873	0,70196	0,1667
25	ECG_20150717_110055_Pac.AM-26	0,5177	1,0737	0,73017	0,178
26	ECG_20150720_085237_PAC.AM-27	0,2154	0,2745	0,8869	0,22445
27	ECG_20150720_091150_Pac.AM-28	0,0574	0,0609	0,8648	0,2187
28	ECG_20150720_093213_Pac.AM-29	0,3339	0,5014	0,8528	0,2103
29	ECG_20150720_095852_Pac.AM-30	0,2621	0,3552	0,7956	0,1918
30	ECG_20150720_102947_Pac.AM-31	0,2217	0,2849	0,6554	0,16618
31	ECG_20150728_113227_Pac.AM-32	0,1481	0,1739	0,846	0,2464
32	ECG_20150720_112612_Pac.AM-33	0,2742	0,3779	0,7411	0,1996
33	ECG_20150720_114939_Pac.AM-34	0,371	0,5899	0,7547	0,1749
34	ECG_20150720_120532_Pac.AM-35	0,2868	0,4022	0,8411	0,2038
35	ECG_20150721_083019_Pac.AM-36	0,2564	0,3448	0,7839	0,1894
36	ECG_20150721_085431_Pac.AM-37	0,276	0,3812	0,8862	0,2066
37	ECG_20150721_092050_Pac.AM-38	0,4382	0,78	0,7675	0,1876



38	ECG_20150721_094742_Pac.AM-39	0,2521	0,3371	0,9462	0,2785
39	ECG_20150721_100657_Pac.AM-40	0,2003	0,2504	0,7737	0,19
40	ECG_20150721_102315_Pac.AM-41	0,273	0,20	0,78	0,2319
41	ECG_20150721_110304_Pac.AM-42	0,1779	0,2164	0,8004	0,2377
42	ECG_20150722_092551_Pac.AM-43	0,1684	0,2025	1	0,2774
43	ECG_20150723_084418_Pac.AM-44	0,2141	0,2724	0,8966	0,2278
44	ECG_20150723_090157_Pac.AM-45	0,0624	0,0666	0,7823	0,1888
45	ECG_20150723_092104_Pac.AM-46	0,2159	0,2753	0,8641	0,2233
46	ECG_20150723_094105_Pac.AM-47	0,2452	0,3249	0,5527	0,1265
47	ECG_20150723_100041_Pac.AM-48	0,2612	0,3536	0,847	0,2423
48	ECG_20150723_101846_Pac.AM-49	0,2076	0,262	0,8574	0,2319
49	ECG_20150723_103755_Pac.AM-50	0,2076	0,262	0,8574	0,2319
50	ECG_20150723_105624_Pac.AM-51	0,1772	0,2154	0,8634	0,213
51	ECG_20150723_111257_Pac.AM-52	0,3916	0,6436	0,8819	0,2152
52	ECG_20150723_113152_Pac.AM-53	0,0306	0,0315	0,9735	0,2707
53	ECG_20150727_084112_Pac.AM-54	0,1342	0,155	0,8094	0,1913
54	ECG_20150727_090238_Pac.AM-55	0,1182	0,134	0,71	0,1607
55	ECG_20150728_084257_Pac.AM-56	0,4864	0,9472	0,7415	0,1741
56	ECG_20150728_120352_Pac.AM-57	0,4875	0,9514	0,6397	0,1485
57	ECG_20150730_083824_PARR.19521101.2	0,3026	0,434	0,8149	0,1889
58	ECG_20150730_090553_Pac.AM-59	0,3557	0,552	0,7246	0,1884
59	ECG_20150730_093859_Pac.AM-60	0,0867	0,0949	0,773	0,1877
60	ECG_20150730_095847_Pac.AM-61	0,11555	0,1306	0,7216	0,1695
61	ECG_20150730_101002_Pac.AM-62	0,2799	0,3888	0,8922	0,2098
62	ECG_20150730_102831_Pac.AM-63	0,3655	0,576	0,7768	0,1854
63	ECG_20150730_105935_Pac.AM-64	0,5983	1,4898	0,7819	0,1796
64	ECG_20150731_084305_MALD.19491116.1	0,2936	0,4157	0,8036	0,1955
65	ECG_20150731_094717_DIAZ.19490401.1	0,261	0,3533	0,9078	0,2388
66	ECG_20150731_100559_NARV.19450507.1	0,2329	0,3036	0,74606	0,172
67	ECG_20150731_105257_CARP.19441125.1	0,2756	0,3804	0,8599	0,209
68	ECG_20150902_083502_0101577955	0,1073	0,1203	0,8141	0,1882
69	ECG_20150902_085913_0101385508	0,3235	0,4782	0,8044	0,1941
70	ECG_20150902_091728_0101278695	0,21206	0,26913	0,8054	0,1859
71	ECG_20150902_101503_0100876903	0,3382	0,5111	0,8676	0,225
72	ECG_20150902_103255_0101467926	0,1505	0,1772	0,9366	0,2352
73	ECG_20150903_092846_0100771567	0,3157	0,4615	0,7142	0,174
74	ECG_20150903_095014_0100827625	0,2044	0,2569	0,7767	0,3719
75	ECG_20150903_100630_0100749118	0,2732	0,376	0,83899	0,2
76	ECG_20150903_102647_0100301043	0,4131	0,7041	0,76	0,19644
77	ECG_20150903_104636_0100693365	0,1104	0,1241	0,8274	0,2078
78	ECG_20150904_104303_0100855204	0,1734	0,2098	0,8937	0,2274
79	ECG_20150904_105836_0601757982	0,2044	0,26913	0,83899	0,2388
80	ECG_20150904_111144_0600309652	0,3415	0,5187	0,9038	0,218
81	ECG_20150907_084519_0100898972	0,184	0,2255	0,7462	0,1354
82	ECG_20150907_090229_0100127109	0,4831	0,9348	0,9482	0,2286



83	ECG_20150907_092336_0101081362	0,2702	0,3703	0,9944	0,3053
84	ECG_20150907_094218_0100379817	0,3796	0,6119	0,7871	0,1895
85	ECG_20150907_100022_0100898956	0,2535	0,3397	0,7576	0,1991
86	ECG_20150907_102524_0101428332	0,1236	0,141	0,6947	0,1064
87	ECG_20150908_082249_0300812708	0,2231	0,2872	0,8948	0,2098
88	ECG_20150908_085342_0300461605	0,1864	0,2292	0,8852	0,222
89	ECG_20150908_091915_0300226990	0,1656	0,1984	0,7383	0,184
90	ECG_20150908_094429_0300834645	0,1773	0,2156	0,761	0,1884
91	ECG_20150908_100420_0301243887	0,2589	0,3495	0,8582	0,2331
92	ECG_20150908_102049_0100962388	0,3821	0,6182	0,7917	0,2
93	ECG_20150908_104514_0100442771	0,4805	0,9251	0,6246	0,1865
94	ECG_20150908_110451_0101055051	0,26075	0,3527	0,8137	0,2268
95	ECG_20150909_085722_0300330677	0,3329	0,499	1,1573	0,312
96	ECG_20150909_091418_0100350586	0,2848	0,3982	0,7622	0,183
97	ECG_20150909_093330_1701809442	0,30705	0,4431	0,983	0,2196
98	ECG_20150909_102417_0100747054	0,1898	0,2344	0,8758	0,2266
99	ECG_20150909_104338_0101680304	0,2598	0,3511	0,7443	0,1911
100	ECG_20150909_105942_0300616273	0,3524	0,544	0,8923	0,217
101	ECG_20150910_084051_0100256775	0,2987	0,426	1,103	0,2743
102	ECG_20150910_090103_0100945427	0,107	0,1199	0,7943	0,1938
103	ECG_20150911_082716_0100207174	0,1659	0,199	0,6348	0,1492
104	ECG_20150911_091153_0101545804	0,1613	0,1923	0,8879	0,2678
105	ECG_20150911_092747_0300812708	0,222	0,2854	0,8584	0,2022
106	ECG_20150911_094231_0101417137	0,0739	0,0798	0,988	0,2531
107	ECG_20150911_095919_0100749621	0,0127	0,35	0,887	0,2239
108	ECG_20150911_105410_0100310689	0,2309	0,3	0,7996	0,1927
109	ECG_20150914_091723_0100777283	0,2212	0,284	0,6725	0,1667
110	ECG_20150914_093814_0100816321	0,3289	0,4902	0,681	0,1538
111	ECG_20150914_095647_0100949338	0,107	0,1923	0,8879	0,2531
112	ECG_20150915_083359_0300245925	0,2412	0,318	0,8474	0,1989
113	ECG_20150915_085046_0100977883	0,1161	0,1314	0,9718	0,2583
114	ECG_20150915_090750_0101838357	0,3106	0,4505	0,53023	0,1183
115	ECG_20150915_092357_0100673060	0,2208	0,2834	0,8835	0,22
116	ECG_20150915_094054_1702876416	0,4481	0,8119	0,746	0,1766
117	ECG_20150915_095546_0300433612	0,172	0,2078	0,8562	0,2078
Media		0,2590	1,5362	0,9833	0,2143
Desviación estándar		0,0237	0,04	1,7167	0,0068



Tabla 12: Cálculo de Parámetros Frecuenciales y Temporales de 14 sujetos con SM del GBBA.

Fuente:	Repositorio Digital GBBA						
Grupo:	SM (Síndrome Metabólico)						
Duración:	30 minutos						
Frecuencia:	1000 Hz						
Bits de Resolución:	10						
Formato ECG	CSV						
Derivación Analizada:	D2						
No.	Sujeto	Parámetros Frecuenciales				Parámetros Temporales	
		Método No-Paramétrico		Método Paramétrico		SDRR ms	RMSSD ms
		LF (norm) ms 2	LF/HF n.u	LF (norm) ms 2	LF/HF n.u		
1	1	0,8	3,935	0,79	3,761	0,867	0,046
2	4	0,86	5,997	0,844	5,418	0,948	0,058
3	7	0,92	11,92	0,94	15,61	0,809	0,031
4	9	0,8	4,041	0,782	3,586	0,733	0,022
5	10	0,97	3,137	0,968	3,017	0,701	0,022
6	12	0,78	3,453	0,792	3,803	0,919	0,033
7	15	0,84	5,247	0,852	5,773	1,099	0,035
8	17	0,87	6,857	0,872	6,821	0,892	0,029
9	18	0,72	2,599	0,728	2,675	0,914	0,051
10	20	0,87	6,644	0,892	8,23	0,711	0,02
11	21	0,89	8,51	0,902	9,15	0,725	0,025
12	23	0,85	5,71	0,8	3,99	0,946	0,049
13	24	0,86	6,369	0,876	7,097	0,991	0,045
14	25	0,93	1,271	0,905	9,53	0,891	0,023
Media		0,85	4,653	0,853	5,315	0,867	0,035
Desviación estándar		0	4,744	0,005	6,34	0,014	1,5e-04



BIBLIOGRAFÍA

- A. Guyton, J. H. (2006). *Textbook of Medical Physiology*. W.B. Saunders Company, 1.
- ACE. (2003). *Syndromes*, American College of Endocrinology Task Force on the Insulin Resistance. *Endocr Pract*, American College of Endocrinology Position Statement on the Insulin Resistance Syndrome.
- Allyn, W. &. (2014). CardioPerfect ECG Patient Information. Step 4: Connect Electrodes, CARDIOPERFECT PC-BASED ECG QUICK START GUIDE. *User's Guide*, 2.
- ASHE. (2008). *A Joint Scientific Statement From the American Heart Association, American Society of Hypertension and Preventive Cardiovascular Nurses Association*. Call to Action on Use and Reimbursement for Home Blood Pressure Monitoring.
- Balkau B, C. M. (1999). *Comment on the provisional report from the WHO consultation*. *Diabet Med.*, European Group for the Study of Insulin Resistance.
- Bianchi, A. M. (1993). Time-Variant Power Spectrum Analysis for the Detection of Transient Episodes in HRV Signal. *IEEE Trans Biomed Eng*: 40, 136-144.
- C. Bilchick, D. R. (2006). Heart Rate Variability. *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*, 17 (6), 691-694.
- C. BIRKETT, M. K. (1992). Interpolation of ectopics increases low frequency power in heart rate variability spectra. *Computers in Cardiology, Piscataway, NJ: IEEE Computer Society Press*, 257-259.
- Cifuentes, S. E. (2012). *El síndrome metabólico como factor de riesgo en pacientes admitidos con síndrome coronario agudo en el servicio de cardiología del Hospital Provincial Docente Ambato durante el período Enero-Diciembre 2011*. AMBATO: Repositorio Digital: Universidad Técnica de Ambato.
- CONSTITUCION. (2008). *Constitucion de la Republica del Ecuador* (Vol. 1). QUITO, PICHINCHA, ECUADOR.
- Elibet, M. D. (2014). *El intervalo QT, su origen e importancia del conocimiento de fórmulas para su medición en diferentes circunstancias clínicas*. LA HABANA CUBA: Sociedad Cubana de Cardiología: Artículo Especial.
- FJ, H. (1978). On the use of windows for harmonic analysis with discrete Fourier transform. *Proc IEEE*, 66:51-84.
- Freeman, R. S. (1991). Spectral analysis of heart rate in diabetic neuropathy. *Arch Neurol*: 48, 185-190.



- GOMIS, P. (Febrero de 2010). Estimación Espectral de Señales Biomédicas Métodos Clásicos (FFT) y Paramétricos: Aplicaciones Prácticas con MATLAB. *Tutorial*, 10.
- H, A. (1974). A new look at the statistical model identification. *IEEE Trans Automat Contr*, 19, 716-723.
- H.G. Goovaerts, H. R. (1976). A digital QRS detector based on the principle of contour limiting. *IEEE Trans. Biomed. Eng*, vol BME-23, 154.
- I, M. A. (2006). *The XPATH Language: An Introduction to XML and Web Technologies*. Addison-Wesley.
- IDF. (2005). *The IDF consensus worldwide definition of the metabolic syndrome*. International Diabetes Federation.
- Ivan, P. I. (2010). Estudio de la Variabilidad Cardíaca para evaluar la Neuropatía Autonómica Cardíaca Diabética. *MAESTRÍA EN BIOINGENIERÍA*, 15.
- J. BENDAT, A. P. (1986). Random Data: analysis and measurement procedure. *New York: John Wiley & Sons*, 2.
- K, J. N. (2003). *Electronics in Medicine and Biomedical Instrumentation* (Second Edition ed.).
- KAPLAN, D. (1995). Nonlinearity and Nonstationarity: The use of Surrogate Data in Interpreting Fluctuations . *Proceedings of the 3rd Annual Workshop Computers in Cardiology*, 4-5.
- Kunt, A. L. (1983). A robust digital QRS detection algorithm for arrhythmia monitoring. *Comput. Biomed. Res.*, vol 16., 273-286.
- MA, C. (2001). *Executive Summary of The Third Report of The National Cholesterol Education Program-NCEP*. JAMA. Expert Panel on Detection Evaluation and Treatment of High Blood Cholesterol in Adults.
- McSharry Patrick E., C. G. (March de 2003). A Dynamic Model for Generating Synthetic Electrocardiogram Signals. (IEEE, Ed.) *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 50(3), 291.
- Meissimilly, G. (2002). *Filtros con coeficientes potencias de 2 para ECG*. LA HABANA, CUBA: Instituto Central de Investigación Digital.
- MSP. (2013, Septiembre). *Reglamento para el Uso de Material Genético Humano en Ecuador*. Disposiciones Generales, Artículo 5: Definiciones, Ministerio de Salud Pública.
- N.V. Thakor, J. G. (1983). Optical QRS detector. *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol 21, 343-350.
- Organization, W. H. (1999). *Definition, diagnosis and classification of diabetes mellitus and its complications*. USA: Report of a WHO consultation.



- PAN Jiapu & TOMPKINS Willis. J., S. M. (March, 1985). A Real-Time QRS Detection Algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol BME, No. 3, 233.
- PEÑA, D. (2008). Nuevas técnicas de procesos estocásticos y aprendizaje estadístico para series de tiempo. *Tesis de Maestría: Universidad Autónoma de Nuevo León. Coordinación de Ingeniería Mecánica y Electrónica*, 45.
- PhD, B. F. (July de 1998). The ISHNE Holter Standard Output File Format. *Hopital Lariboisiere*, 3(3), 264.
- R, T. (2006). Preprocessing RR interval time series for heart rate variability analysis and estimates of standard desviation of RR intervals. *Computer methods and programs in biomedicine*, 78-82.
- Schlogl A., A. P. (1999). Artefact Detection in Sleep EEG by the Use of Kalman Filtering. *Proc. of the EMBEC 99 University of Technology GRAZ Austria*, Part II.
- Schlögl, J. L. (s.f.). Comparación de Métodos Autorregresivos para la Detección de Artefactos en Señales EEG. *IEEE*, 3.
- SERNA, F. (2009). *Insuficiencia Cardíaca Crónica. Capítulo 3: El Sistema Nervioso Simpático. Receptores. Catecolaminas. Barorreceptores. Tema: El Sistema Nervioso Simpático (SNS). La Nor-Adrenalina*. Latinoamérica: Repositorio Digital: Hospital del Mar Esperanza.
- Silva, D. G. (2010). *Fisiología del Sistema Nervioso Autonomo-SNA*. QUITO: Repositorio Digital: Hospital del Mar Esperanza.
- SL, M. (1987). Digital spectral analysis with applications. *Pentrice Hall*.
- Viteri Guillen, J. A. (2011). *Prevalencia del síndrome metabólico y factores de riesgo asociados con el estilo de vida*. Manabí: Repositorio Digital: Pontificia Universidad Católica del Ecuador.