



SISTEMA DE POSGRADO

MAESTRÍA EN TELECOMUNICACIONES

TÍTULO DE LA TESIS:
ANÁLISIS DE MÉTODOS Y HERRAMIENTAS PARA EL
PROCESAMIENTO DE SEÑALES ELECTROCARDIOGRÁFICAS
AMBULATORIAS

Previa la obtención del Grado Académico de Magíster en
Telecomunicaciones

ELABORADO POR:
Ing. ERICKA VANESSA ALMEIDA LINO

Guayaquil, a los 15 días del mes Junio año 2014



SISTEMA DE POSGRADO

CERTIFICACIÓN

Certificamos que el presente trabajo fue realizado en su totalidad por la Magíster ERICKA VANESSA ALMEIDA LINO como requerimiento parcial para la obtención del Grado Académico de Magíster en Telecomunicaciones.

Guayaquil, a los 15 días del mes Junio año 2014

DIRECTOR DE TESIS

MsC. Edwin Palacios Meléndez

REVISORES:

MsC. Néstor Zamora Cedeño.

MsC. Luis Córdova Rivadeneira

DIRECTOR DEL PROGRAMA

MsC. Manuel Romero Paz



SISTEMA DE POSGRADO

DECLARACIÓN DE RESPONSABILIDAD

YO, Ing. ERICKA VANESSA ALMEIDA LINO

DECLARÓ QUE:

La tesis “ANÁLISIS DE MÉTODOS Y HERRAMIENTAS PARA EL PROCESAMIENTO DE SEÑALES ELECTROCARDIOGRÁFICAS AMBULATORIAS”, previa a la obtención del grado Académico de Magíster, ha sido desarrollada en base a una investigación exhaustiva, respetando derechos intelectuales de terceros conforme las citas que constan al pie de las páginas correspondientes. Consecuentemente este trabajo es de mi total autoría.

En virtud de esta declaración, me responsabilizo del contenido, veracidad y alcance científico de la tesis del Grado Académico en mención.

Guayaquil, a los 15 días del mes Junio año 2014

EL AUTOR

Ing. ERICKA VANESSA ALMEIDA LINO



SISTEMA DE POSGRADO

AUTORIZACIÓN

YO, Ing. ERICKA VANESSA ALMEIDA LINO

Autorizo a la Universidad Católica de Santiago de Guayaquil, la publicación, en la biblioteca de la institución de la Tesis de Maestría titulada: “ANÁLISIS DE MÉTODOS Y HERRAMIENTAS PARA EL PROCESAMIENTO DE SEÑALES ELECTROCARDIOGRÁFICAS AMBULATORIAS”, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi exclusiva responsabilidad y total autoría.

Guayaquil, a los 15 días del mes Junio año 2014

EL AUTOR

Ing. ERICKA VANESSA ALMEIDA LINO

Dedicatoria

A Dios por darme la fortaleza para continuar cuando he estado a punto de declinar. A mí querido esposo Marcos que con su comprensión y apoyo incondicional me acompañó en el largo camino. A mis hijos Keythel, Kenneth, Kravits y Kelmer razones supremas de mi existencia por quienes luché por ser mejor cada día. A mis padres quienes con sus consejos y orientación han sabido guiarme por el sendero del bien y la superación.

Ericka Vanessa Almeida Lino

Agradecimientos

La gratitud es una virtud que nos vuelve más humanos, gracias a ello se alimenta el amor, la bondad y los buenos recuerdos.

Es necesario entonces presentar mis agradecimientos a todos quiénes de una u otra manera me alentaron y guiaron para seguir adelante, en especial a mis maestros, quienes con su cúmulo de experiencia y conocimientos han sembrado en mí el deseo constante de superación.

A la Universidad Católica de Santiago de Guayaquil que me supo abrir sus puertas, al programa de Maestría en Telecomunicaciones por la colaboración prestada al presente trabajo de intervención, al MsC. Edwin Palacios Meléndez Director de Tesis, por haberme guiado para alcanzar este objetivo.

A mi familia por su apoyo y paciencia.

Ericka Vanessa Almeida Lino

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE FIGURAS.....	9
ÍNDICE DE TABLAS	11
Resumen	12
Abstract.....	13
Capítulo 1: Descripción del proyecto de intervención.	14
1.1. Justificación de Problema a Investigar.	14
1.2. Antecedentes.....	15
1.3. Definición del problema	16
1.4. Objetivos.....	17
1.5. Hipótesis.....	18
1.6. Metodología de investigación.	18
Capítulo 2: Estado del Arte del Procesamiento de Señales ECG.....	19
2.1. Introducción al Procesamiento de Señales ECG.....	19
2.2. La señal del ECG.	21
2.2.1. El electrocardiograma superficial (ECG).	21
2.2.2. Descripción de las ondas y complejos que componen el ECG.	27
2.3. Diagnóstico cardíaco mediante el ECG.....	33
2.4. Variantes de la electrocardiografía.	34
2.5. Series temporales.....	36
2.5.1. Series temporales en el ECG.....	36
Capítulo 3: Adquisición, almacenamiento, y transmisión del ECG.....	40
3.1. Consideraciones sobre el diseño inicial.....	40
3.1.1. Selección de una población de pacientes	40
3.1.2. Recopilación de datos: ubicación y longitud.....	42
3.1.3. Energía y Transmisión de Datos.	43
3.1.4. Tipos y configuraciones de electrodos.	44
3.2. Selección de Librerías de Datos.....	49

3.3.	Análisis de bases de datos mediante WFDB.....	53
3.4.	Hardware para Adquisición del ECG.	60
3.4.1.	Arquitectura de un solo canal.	60
3.4.2.	Aislamiento y Protección del Hardware.	61
3.4.3.	Reducción de ruido de modo común primario: Circuito Activo a Tierra.....	62
3.4.4.	Aumento de Impedancia de Entrada: Etapa CMOS Buffer.	64
3.4.5.	Preamplificación y aislamiento del Hardware.	64
3.4.6.	Filtrado de paso alto	65
Capítulo 4: Interface de Simulación ECG.		66
4.1.	Plataforma de simulación simECG.	66
4.2.	Barra de Menú del simECG: FILE.	67
4.3.	Barra de Menú del simECG: PREFERENCES.	67
4.3.1.	Calibración.	68
4.3.2.	Filtros.....	69
4.3.3.	Visualización por Pantalla.	69
4.3.4.	Fondo de pantalla.....	69
4.4.	ECG Plotter.	69
4.5.	Pestañas del ECG,	69
4.5.1.	Ajustes preestablecidos (Preset).....	69
4.5.2.	Configuración personalizada (Custom Settings).	70
Capítulo 5: Conclusiones y Recomendaciones.....		72
5.1.	Conclusiones.	722
5.2.	Recomendaciones.	73
Referencias Bibliográficas		74

ÍNDICE DE FIGURAS

Capítulo 2: Estado del Arte del Procesamiento de Señales ECG

Figura 2. 1: Algoritmos para procesamiento de señales ECG	20
Figura 2. 2: Características normales de un electrocardiograma.....	22
Figura 2. 3: Diversos componentes de una señal electrocardiográfica (ECG).....	23
Figura 2. 4: Una sección transversal de la estructura anatómica del corazón.....	24
Figura 2. 5: Esquema de cambios electro-iónico.....	25
Figura 2. 6: Triángulo de Einthoven.....	26
Figura 2. 7: Triángulo de Einthoven superpuesta sobre un tórax humano.....	26
Figura 2. 8: Sistema hexaxial de Bailey.....	27
Figura 2. 9: Sitios donde se encuentran los polos positivos de las seis derivaciones precordiales.....	27
Figura 2. 10: Morfología de un ECG.....	28
Figura 2. 11: (a) Morfología normal y (b) manifestaciones patológicas de onda P	29
Figura 2. 12: Gráfica de la serie temporal RR.....	37
Figura 2. 13: Extensiones de cabeceras de IPv6.....	38

Capítulo 3: Adquisición, almacenamiento, y transmisión del ECG

Figura 3. 1: Diagrama esquemático de la configuración del Hardware.....	59
Figura 3. 2: Circuito esquemático para adquisición de señales ECG's.....	60
Figura 3. 3: Circuito a tierra activo utilizado para disminuir ruido de modo común.....	63

Capítulo 4: Interface de Simulación ECG.

Figura 4. 1: Captura de pantalla de simECG.	66
Figura 4. 2: Captura de pantalla del menú FILE.	67
Figura 4. 3: Captura de pantalla del menú PREFERENCES.	68
Figura 4. 4: Pestaña de ajustes preestablecidos (Presets).	70
Figura 4. 5: Pestaña de configuración personalizada.	71

ÍNDICE DE TABLAS

Capítulo 2: Estado del Arte del Procesamiento de Señales ECG

Tabla 2. 1: Duración de intervalos en un registro de ECG..... 33

Tabla 2. 2: Tipos de afecciones y sus respectivo porcentaje de sensibilidad..... 34

Capítulo 3: Adquisición, almacenamiento, y transmisión del ECG

Tabla 3. 1: Registros del algoritmo 'bxb' para detección típica QRS. . 56

Resumen

Una de las temáticas más tratadas en las últimas décadas en países del continente Americano (excepto Ecuador), Europeo y Asiático son las señales ECG's, los mismos se dedican al análisis de señales grabadas entre el sensor y el algoritmo de procesamiento de señales, es decir, que se analiza los posibles sesgos de los métodos de recogida y almacenamiento de datos originado causada en análisis posteriores. En la parte del Estado del Arte del Procesamiento de Señales ECG, se describen básicamente las actividades de los pacientes, y falta de información suficiente (pocos clientes potenciales, o escasas de señales relacionadas, tales como la presión arterial o las anotaciones de actividad), y la selección de la propia población. Además, el almacenamiento seguro del ECG en un formato que es fácil de leer y cables anotados a un análisis eficaz y verificable.

En el presente trabajo para obtención del grado académico de Magíster en Telecomunicaciones, y siguiendo una de las líneas de investigación como el caso del Tratamiento de Señales, muestra los principales pasos para diseñar e implementar un sistema de adquisición de ECG y a la vez se describen posibles fuentes de error, sobre todo, desde la adquisición de la señal, la transmisión y el almacenamiento. Se espera que estas discusiones no sólo proporcionen a los lectores, con experiencia suficiente para diseñar su propio sistema de recolección de ECG, sino también proporcionará elementos de reflexión durante la etapa de análisis.

Abstract

One of the topics most discussed in recent decades in countries of the American continent (except Ecuador), Europe and Asia are the signs ECG's, they are devoted to the analysis of recorded between the sensor and algorithm signal processing signals, ie that the potential biases of the methods of collection and storage of data originated caused discussed in subsequent analyzes. Basically describe the activities of the patients in the State of the Art ECG Signal Processing, and lack of sufficient information (few potential customers, or shortage of related signals, such as blood pressure or activity log) and selection of the population itself. In addition, the safe storage of ECG in a format that is easy to read and annotated cables an effective and verifiable analysis.

In the present work to obtain the academic degree of Master in Telecommunications, and following one of the researches as the case of Signal Processing, shows the main steps for designing and implementing a system of ECG acquisition and simultaneously describes possible sources of error, especially since the signal acquisition, transmission and storage. It is expected that these discussions not only provide readers with enough to design your own collection system ECG experience, but also provide food for thought during the analysis stage.

Capítulo 1: Descripción del proyecto de intervención.

1.1. Justificación de Problema a Investigar.

Las enfermedades cardiovasculares son la segunda causa de muerte en el mundo, y dentro de estas, el infarto de miocardio (IM). En estudios la gran mayoría de los IM pasan inadvertidos, esto se debe a la ausencia de síntomas como la clásica angina de pecho. (Fisher, 1999) Los métodos de diagnóstico (de carácter no invasivo) más precisos para detectar problemas cardíacos son costosos (por ejemplo, tecnologías de imágenes), y por tanto, no están al alcance de muchas personas.

La señal más accesible es el electrocardiograma (ECG) superficial, que no refleja directamente los problemas a un nivel funcional celular, pero aporta una importante información del estado del corazón. Esta es una de las señales biomédicas más utilizadas para el diagnóstico de un gran número de patologías. Su procesamiento es actualmente, un elemento fundamental de muchos equipos asociados al diagnóstico cardiovascular, entre los que están, diferentes generaciones de electrocardiógrafos estacionarios y ambulatorios.

La adquisición y el procesamiento de señales de ECG ambulatorias en períodos largos (de 24 a 48 horas) durante la realización de las actividades cotidianas del paciente permite aumentar la sensibilidad, la especificidad y la exactitud en el diagnóstico, sin embargo nos enfrentamos al gran reto de desarrollar métodos para el procesamiento y análisis de señales ECG que sean robustos¹ a la presencia de ruidos e interferencias para garantizar la calidad en el diagnóstico y posterior envío de la información obtenida del ECG en un tiempo prudente. En Ecuador no se realizan o no existen evidencias de investigaciones en

¹ Robustos, nos indica que es potente y resistente a ciertos fenómenos de acuerdo al tema en ejecución, por ejemplo un sistema informático puede vanagloriarse de su robustez si ejecuta diversos procesos de manera simultánea sin generar fallos o bloquearse, es decir, que la robustez no siempre se hace referencia a lo material.

procesamientos de señales aplicadas a la medicina, específicamente (ECG) en pacientes con problemas cardíacos

1.2. Antecedentes.

El tema de investigación en la UCSG y en el Ecuador es nuevo y de alta calidad científica, en países desarrollados realizan investigaciones relacionadas con aplicaciones del procesamiento digital de señales en el caso de electrocardiogramas ambulatorios, trataremos de plantear un grupo nuevo de investigación de Telemedicina. Se pretende que los docentes de la FETD se involucren en nuevos temas relacionados con la Biomedicina y Telemedicina.

Es conveniente señalar que el tema que se propone es novedoso en el orden científico, pues aunque existen numerosos trabajos publicados que tratan el procesamiento del ECG aún persisten problemas por resolver que pudieran afectar al diagnóstico, por ejemplo, la influencia negativa del filtrado en la estimación del final de la onda T y el falta de exactitud de los algoritmos en presencia de: derivas, interferencias y ruidos (Vázquez S, 2011), entre otros.

En el orden tecnológico, se proyecta diseñar y realizar un sistema capaz de adquirir, procesar y analizar la señal de ECG para mejorar el diagnóstico cardiovascular. En el orden económico, esto propicia la reducción de costos por concepto de importación de estas tecnologías, el aumento de las prestaciones de estas y en consecuencia el de la relación calidad precio y la posibilidad futura de dotar a los hospitales y clínicas, de equipos de bajo costo para el diagnóstico y seguimiento de ciertas patologías cardíacas. En el futuro, sería posible exportar los resultados tecnológicos que se deriven de este trabajo.

El procesamiento de señales biomédicas como el caso de los ECG, son de mucho interés en algunos países de América, excepto Ecuador; en Europa la mayoría de países de la Unión Europea, donde las

Instituciones de Educación Superior (IES) cuentan con Departamentos o Centros de Investigación para el tratamiento y procesamiento de señales biomédicas, las mismas que permiten desarrollar temas de tesis para estudiantes de Maestrías y Doctorados.

Cabe mencionar algunas revistas que publican artículos de investigación relacionados al procesamiento de señales biomédicas, como:

1. Scielo (<http://www.scielo.org/php/index.php>)
2. Revista Ingeniería Biomédica, Medellín – Colombia. (<http://revistabme.eia.edu.co/es.html>)
3. Cuban Health, Centro de Ingeniería Genética y Biotecnología (CIGB). (<http://www.cubanhealth.com/>)
4. Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas. (<http://bvs.sld.cu/revistas/ibi/indice.html>)
5. CIBER-BBN, Centro Investigación Biomédica en Red, Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina. (<http://bbn.ciber-bbn.es/grupos/detail?id=115&locale=es&show=lineas>)
6. Corience, Plataforma Europea Independiente sobre cardiopatías congénitas. (<http://www.corience.org/es/>)
7. CREB, Centro de Investigación en Ingeniería Biomédica de la Universidad Politécnica de Cataluña (UPC). (<http://www.creb.upc.es/es>)
8. CTB, Centro de Tecnología Biomédica de la Universidad Politécnica de Madrid (UPM). (<http://www.ctb.upm.es/>)

1.3. Definición del problema

En la actualidad las clínicas y hospitales públicos cuentan con sistemas ambulatorios de ECG adquiridos a diferentes empresas autorizadas en la venta del mencionado sistema, es decir, que no existen métodos y herramientas propias para contribuir con técnicas y diseños de Holter para el procesamiento de señales ECG ambulatorios, es por esto, que surge la necesidad de contar con métodos exactos y

robustos a perturbaciones (ruidos, interferencias y derivas) con los que se determina la duración y la variabilidad temporal del ciclo cardíaco mediante el ECG, lo cual incluye: (a) la carencia de métodos exactos y robustos a perturbaciones para determinar puntos característicos en el ECG, y (b) la ausencia de estudios para determinar el efecto del filtrado paso-alto en la estimación del instante final de la onda T en la señal ECG.

1.4. Objetivos

Posterior a lo indicado en la justificación del problema a investigar, los antecedentes y la clara definición de problema, se procederá a describir el objetivo general y objetivos específicos.

1.4.1. Objetivo General:

Analizar los métodos existentes y caracterizar los principales métodos, algoritmos y desarrollar herramientas para adquirir y procesar señales ECG obtenidas en condiciones ambulatorias.

1.4.2. Objetivos específicos:

- ✓ Describir el estado del arte del procesamiento de señales ECG.
- ✓ Caracterizar el desempeño de los principales métodos y algoritmos de detección de puntos característicos en la señal de ECG ambulatoria (o sea, en presencia de ruidos, derivas e interferencias).
- ✓ Caracterizar la influencia de los principales métodos y tipos de filtrado en el análisis de la variabilidad de los intervalos cardíacos, especialmente en los intervalos que incluyen a la onda T (intervalo QT y estimaciones).
- ✓ Evaluar experimentalmente el método de procesamiento de señales ECG ambulatorios.

- ✓ Fortalecer la formación de profesores y estudiantes de alto nivel científico en el área de Telecomunicaciones y Electrónica, específicamente en instrumentación y procesamiento de señales.

1.5. Hipótesis

Si se caracterizan los principales métodos de filtrado y detección de puntos característicos de la señal de ECG obtenida en condiciones de monitorización ambulatoria, sería posible conocer los errores (de exactitud) que estos provoca en el diagnóstico con vistas a mejorar el desempeño en el análisis de la variabilidad de los intervalos cardíacos.

1.6. Metodología de investigación.

Se utilizará el método de comprobación y de observación (Experimental), lo que nos permite describir la variabilidad de los intervalos RR y QT, los mismos que pueden ser temporales, espectrales y no lineales. Los métodos temporales se clasifican en estadísticos y geométricos. Los métodos espectrales se clasifican en paramétricos y no paramétricos.

Para el presente trabajo de investigación para obtener el grado académico de Magister en Telecomunicaciones, el método empleado sirve para conseguir los índices que permiten diagnosticar más no es para identificar las causas que motivaron el IM, por tal motivo no emplearemos los índices espectrales. Para el desarrollo del presente trabajo se revisarán los índices temporales más empleados para la HRV y para la QTV.

Capítulo 2: Estado del Arte del Procesamiento de Señales ECG.

2.1. Introducción al Procesamiento de Señales ECG.

El procesamiento de señales se lleva a cabo hoy en día en la gran mayoría de los sistemas para el análisis y la interpretación de ECG. Para Vidal, C. & Pavesi, L. (2004), el objetivo del procesamiento de señales ECG es recolectar y comprender las mejoras de precisión en las mediciones y la reproducibilidad (cuando se compara con mediciones manuales) y la extracción de información no fácilmente disponible a partir de la señal a través de la evaluación visual.

En muchas situaciones, el ECG se registra durante condiciones ambulatorias o extenuantes tal que la señal está dañado por diferentes tipos de ruido, a veces procedente de otro proceso fisiológico del cuerpo. Por lo tanto, la reducción de ruido representa otro objetivo importante del tratamiento de la señal de ECG; De hecho, las formas de onda de interés son a veces tan fuertemente enmascaradas por el ruido que su presencia sólo puede revelarse una vez que el procesamiento de señal apropiada se ha aplicado primero.

Cuesta F., D. (2001), las señales electrocardiográficas pueden ser registrados en una escala de tiempo largo (es decir, varios días) para el propósito de identificar que ocurren intermitentemente alteraciones en el ritmo cardíaco. Como resultado, el registro del ECG producido asciende a grandes tamaños de datos que llenan rápidamente el espacio de almacenamiento disponible. La transmisión de señales a través de redes telefónicas públicas es otra aplicación en la que se trata de grandes cantidades de datos. Para ambas situaciones, la compresión de datos es una operación esencial y, en consecuencia, representa todavía otro objetivo de procesamiento de la señal de ECG.

Vidal S., C. & Pavesi F., L. (2004), el procesamiento de señales, ha contribuido de manera significativa a una nueva comprensión de la ECG y sus propiedades dinámicas. Por ejemplo, se han desarrollado técnicas que caracterizan oscilaciones relacionados con los sistemas cardiovasculares y reflejados por variaciones sutiles en la frecuencia cardíaca.

La detección de bajo nivel, los cambios en la amplitud de la onda T alterna es otro ejemplo de comportamiento oscilatorio que se ha establecido como un indicador de mayor riesgo de repentinas arritmias cardíacas potencialmente mortales. Ninguna de estas dos propiedades de señales oscilatorias puede ser percibida a simple vista de una impresión estándar de ECG.

Común a todos los tipos de análisis de ECG (si se refiere a la interpretación del ECG en reposo, pruebas de esfuerzo, la monitorización ambulatoria, o un control de cuidados intensivos), es un conjunto básico de algoritmos que condicionan la señal con respecto a los diferentes tipos de ruido y los artefactos, detectar los latidos del corazón , extraer mediciones de ECG básicos de amplitudes de onda y duraciones, y comprimir los datos para el almacenamiento o la transmisión eficiente; en la figura 2.1 se muestra el diagrama de bloques que representa al conjunto de algoritmos para el procesamiento de señales ECG.

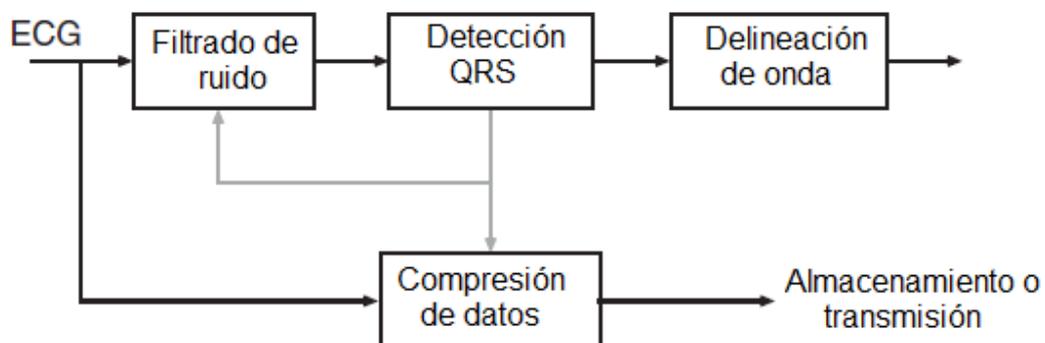


Figura 2. 1: Algoritmos para procesamiento de señales ECG
Fuente: Cuesta F., D. (2001)

De la figura 2.1, la información de temporización producida por el detector de QRS puede ser alimentado a los bloques del filtrado de ruido y de la compresión de datos, mejorando así su rendimiento respectivo. La salida de la rama superior es la señal de ECG acondicionado y la información temporal relacionada, incluyendo el tiempo de aparición de cada latido del corazón y el inicio y final de cada onda.

2.2. La señal del ECG.

A pesar de los grandes avances que han experimentado la ciencia y la técnica, principalmente en las últimas décadas, y que han propiciado el desarrollado de una cantidad importante de técnicas de diagnóstico cardíaco que han ido ganando en potencialidad, con el desarrollo de las investigaciones y de la propia técnica; el ECG aún a 100 años de su introducción clínica, continua siendo el examen cardiovascular más comúnmente empleado atendiendo a su carácter no invasivo, simplicidad de registro, reproducibilidad, bajo coste y posibilidades de ser aplicado de forma seriada.

Los grandes volúmenes de trazos evidencian la utilidad del procedimiento, siendo interpretados tanto por especialistas (cardiólogos, internistas, entre otros) como por esas fieles colaboradoras del conocimiento humano que son las computadoras personales (PCs).

2.2.1. El electrocardiograma superficial (ECG).

El electrocardiograma (ECG) es el registro de la actividad eléctrica resultante del corazón recogida en la superficie corporal mediante un conjunto de electrodos o sistema de desviaciones de la superficie del cuerpo. Midiendo la diferencia de potencial entre dos puntos de la superficie del cuerpo y su evolución temporal, se tiene una señal proporcional a esa diferencia de potencial, que constituye la señal electrocardiográfica o ECG.

Enderle, J. D. (2007), la electrocardiografía, es un método de monitorización y grabación de las corrientes eléctricas generadas durante las contracciones alternas de las aurículas y los ventrículos del corazón. El dispositivo que se utiliza para controlar y registrar estas señales es un electrocardiograma, más comúnmente conocida como un ECG.

Cuando se utiliza un ECG, los electrodos se aplican a la piel en los lugares donde las señales del corazón se pueden medir fácilmente. Por lo general, estos lugares son entre los músculos de los brazos y las piernas. Los cables de los electrodos se conectan al ECG, donde la señal eléctrica se convierte en una forma de onda a través de un ordenador o una trama de papel. Los resultados producidos a partir de esta máquina permiten a los médicos observar el desempeño y condición del corazón, así como a diagnosticar cualquier problema que puedan encontrar en la señal. En la figura 2.2 se muestra la señal normal de un ECG normal, mientras que en la figura 2.3 se muestran los diversos componentes del ECG

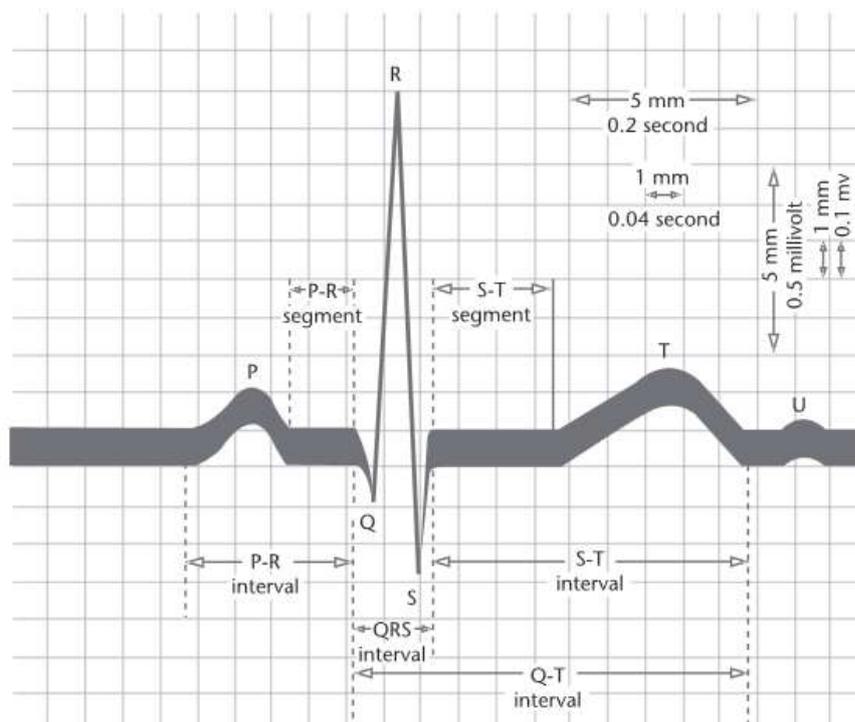


Figura 2. 2: Características normales de un electrocardiograma.
Fuente: Mark, R. G., (2004)

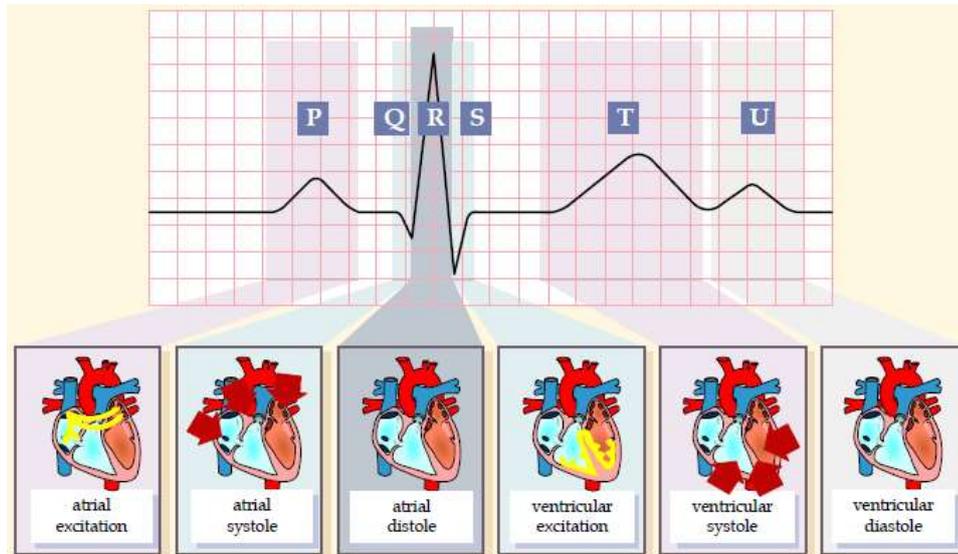


Figura 2. 3: Diversos componentes de una señal electrocardiográfica (ECG).
Fuente: Enderle, J. D. (2007)

El sistema eléctrico del corazón es muy complejo. Los ritmos eléctricos comienzan como impulsos emitidos desde el nodo sinoatrial (SA), también conocido como "marcapasos natural" del corazón. El impulso viaja a través de una ruta específica, o vía, pasando por el nódulo auriculoventricular (AV) y en los ventrículos. Una vez que el impulso llega a los ventrículos, funciona como un conjunto de instrucciones, haciendo que las cavidades del corazón se contraen de manera rutinaria y consistente.

La trayectoria de esta señal eléctrica se denomina también forma de onda PQRST, tal como se muestra en la figura 2.3 y que son mediciones que se realizan a través del corazón (véase la figura 2.4). El ECG se descompone de cada latido del corazón en un conjunto de tres oleadas distintas: la onda P, el complejo QRS y la onda T. Estas ondas indican el comportamiento del impulso en cada lugar a lo largo de su trayectoria. La onda P está asociada con la propagación del impulso a través de las cámaras superiores del corazón (aurículas). El complejo QRS y la onda T reflejan la contracción y relajación de los ventrículos, respectivamente.

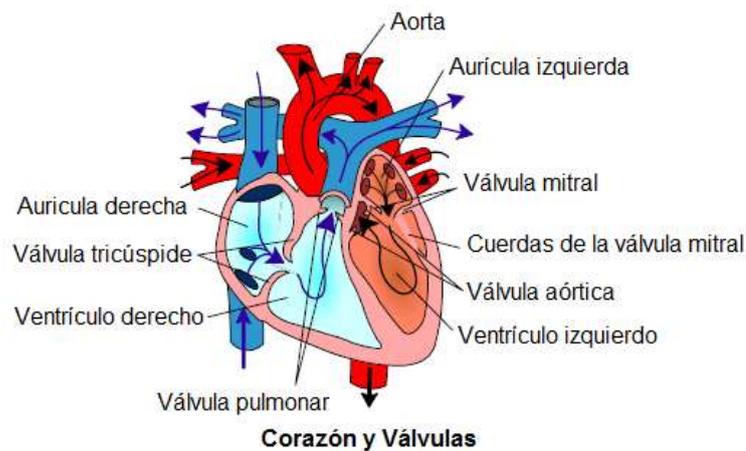


Figura 2. 4: Una sección transversal de la estructura anatómica del corazón.
Fuente: Enderle, J. D. (2007)

Enderle, J. D. (2007) manifiesta que el origen de la morfología del ECG puede ser explicado por la teoría dipolo-vector, que establece que el ECG es una expresión de los cambios electro-iónicos generados durante la despolarización y repolarización del miocardio. Un par de cargas eléctricas, denominado un dipolo, se forma durante ambos procesos de despolarización y repolarización (véase la figura 2.5). Estos dipolos tienen una expresión vectorial, con el extremo del vector situado en el polo positivo de un dipolo.

En la figura 2.5 se muestra el esquema de cambios electro-iónico que se producen en la despolarización celular y la repolarización en el miocardio contráctil. La señal A, corresponde a la curva del potencial de acción; mientras que la señal B, representa a la curva del electrograma de una sola célula (repolarización con una línea de puntos) o en el ventrículo izquierdo (curva normal de ECG con una línea continua positiva). En la fase 0 del potencial de acción, coincide tanto con la entrada de Na^+ como el dipolo despolarización (- +) y, en la fase 2 coincide con la salida de K^+ y el dipolo repolarización (+ -), que se ha originado. Al final de la fase 3 del potencial de acción se obtiene un equilibrio eléctrico pero no iónico. Para el equilibrio iónico es necesario un mecanismo activo (bomba iónica).

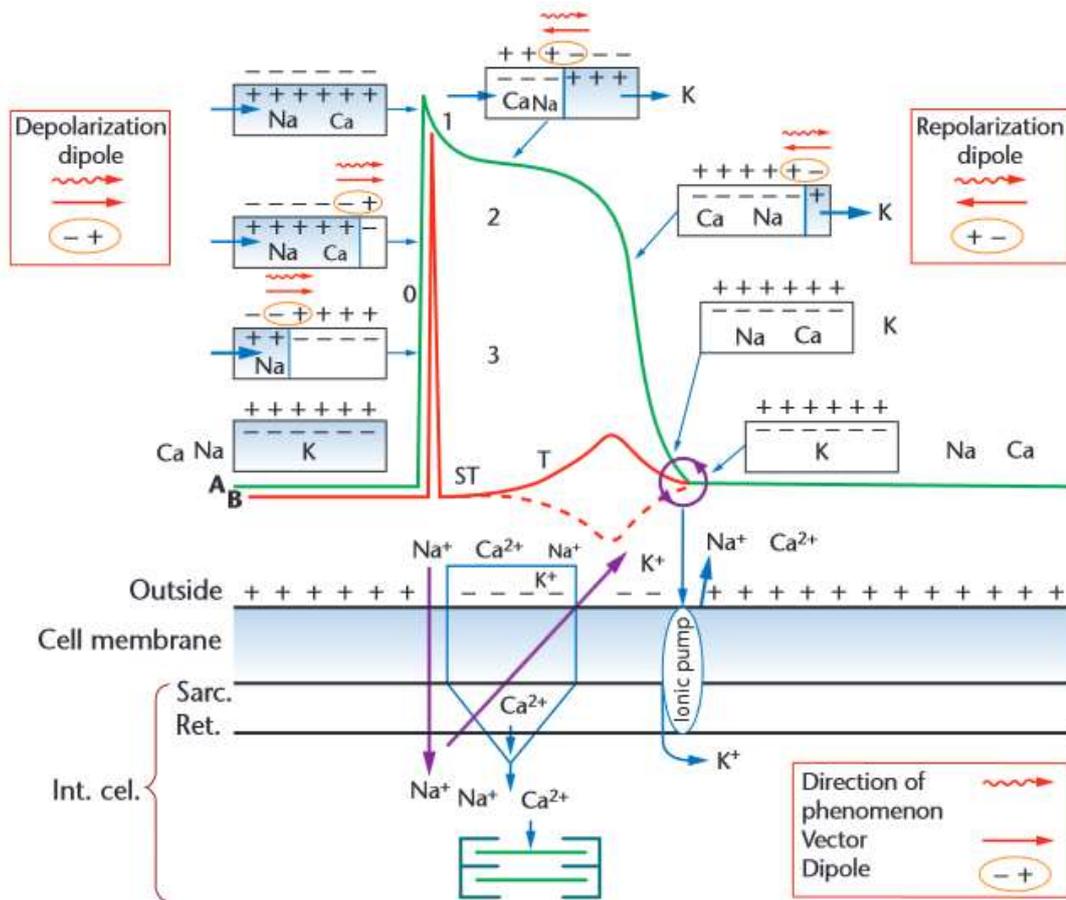


Figura 2. 5: Esquema de cambios electro-iónico.
Fuente: Enderle, J. D. (2007)

Para determinar la dirección de un frente de onda, el ECG se graba desde diferentes sitios, denominado "pistas". Cuando se graba las 12 derivaciones de un ECG, se utilizan seis derivaciones frontales (I, II, III, aVR, aVL, aVF) y seis derivaciones horizontales (V1-V6). Para lo cual existen tres electrodos bipolares en el plano frontal, que conectan el brazo de izquierda a derecha (I), la pierna izquierda para el brazo derecho (II) y la pierna izquierda para el brazo izquierdo (III). Toda esta configuración explicada es conocida como ley de Einthoven o triángulo de Einthoven (véase la figura 2.6) en donde la tensión en cada cable debe ajustarse a la ecuación $II = I + III$. Mientras que Bailey obtuvo una cifra de referencia (sistema triaxial de Bailey) por el desplazamiento de los tres cables hacia el centro, tal como se muestra en la figura 2.7.

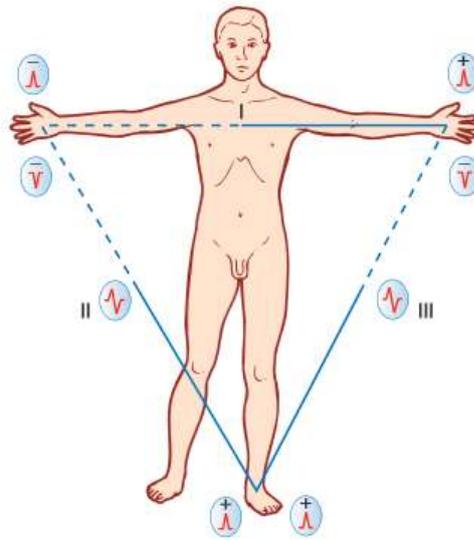


Figura 2. 6: Triángulo de Einthoven.
Fuente: Enderle, J. D. (2007)

También hay tres cables bipolares aumentada (AVR, aVL y aVF) en el plano frontal (véase la figura 2.7). Estos son descritos como 'aumentada', ya que, según la ley de Einthoven, su tensión es superior a la de los cables bipolares simples. Hay que tener en cuenta la parte positiva (línea continua) y negativa (línea de puntos) de cada cable.

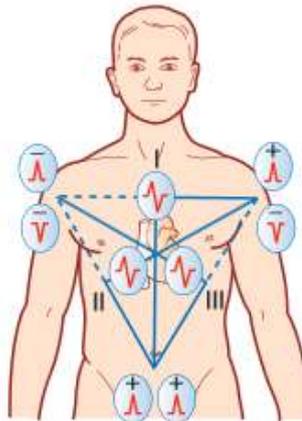


Figura 2. 7: Triángulo de Einthoven superpuesta sobre un tórax humano.
Fuente: Enderle, J. D. (2007)

Mediante la adición de tres conductores en el sistema triaxial de Bailey, se obtiene el sistema hexaxial de Bailey (véase la figura 2.8). En el plano horizontal, hay seis derivaciones unipolares (V1-V6) tal como se muestra en la figura 2.9.

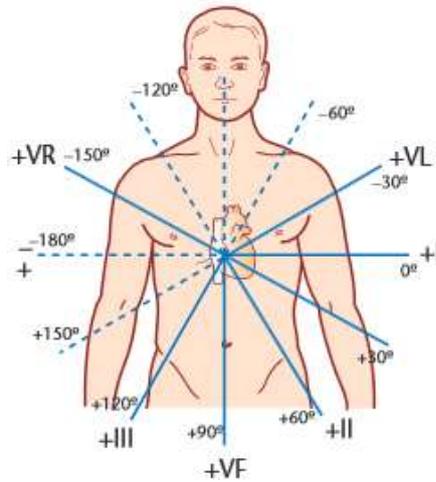


Figura 2. 8: Sistema hexaxial de Bailey.
Fuente: Enderle, J. D. (2007)

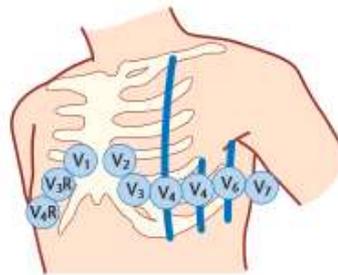


Figura 2. 9: Sitios donde se encuentran los polos positivos de las seis derivaciones precordiales.
Fuente: Enderle, J. D. (2007)

2.2.2. Descripción de las ondas y complejos que componen el ECG.

Según Vázquez S., C. R., (2001) cada ciclo de un electrocardiograma (ECG) constan de una serie de secuencias determinada como: onda P; complejo QRS que normalmente tiene tres ondas separadas (onda Q, onda R y onda S) sin embargo no necesariamente sucede así, la onda T y, en muy pocas ocasiones, una onda U, que son el resultado de fenómenos de despolarización que se inician en el nodo sinoauricular (SA) y se propagan por las vías de conducción auriculares y ventriculares. A continuación se describe las características normales de un ECG:

a. La frecuencia cardíaca

El ritmo sinusal normal en reposo por lo general se dice que van de 60 a 100 latidos por minuto (lpm), pero el ritmo cardíaco nocturna al dormir puede caer alrededor de 50 lpm y la tasa normal cardíaca de día en reposo rara vez supera los 90 lpm. Existen varios métodos para evaluar la frecuencia cardíaca a partir del ECG. Con la velocidad de grabación estándar de 25 mm/s, el método más común es dividir 300 espacios entre el número de 5 mm (el papel de gráfico se divide en 1 y 5 mm²) entre dos ondas R consecutivas (dos espacios representa 150 lpm, tres representa 100 lpm, cuatro representa 75 lpm, cinco representa 60 lpm, etc.).

b. El ritmo cardíaco.

El ritmo cardíaco puede ser el ritmo sinusal normal (que emana desde el nodo sinusal) o un ritmo ectópico (desde un sitio distinto del nodo sinusal). El ritmo sinusal se considera que está presente cuando la onda P es positiva en I, II, aVF y V2-V6, positiva o bifásica (+ / -) en III y V1, positivo o - / + en aVL, y negativa en aVR.

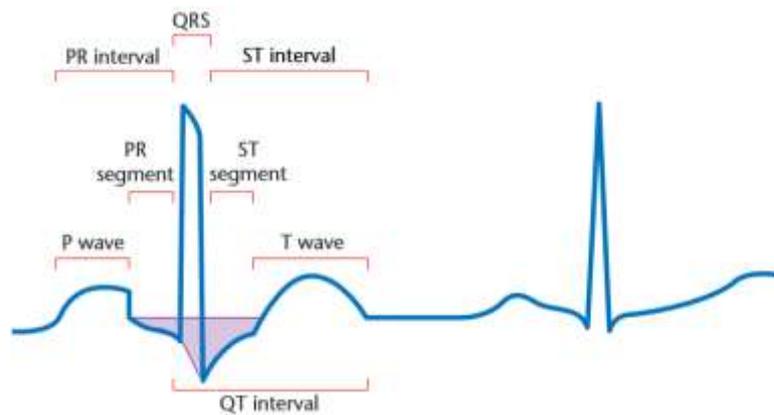


Figura 2. 10: Morfología de un ECG.
Fuente: Sánchez, J., & Bernal, G. (2004)

Cada despolarización va acompañada de su correspondiente repolarización. A continuación se da una explicación con más detalle de cada una de las ondas, segmentos y puntos característicos del ECG mostrados en la figura 2.10.

a. Onda P.

Es la primera deflexión del período cardíaco y representa la difusión del impulso (despolarización u onda de acceso) desde el nódulo senoauricular, siguiendo tangencialmente las paredes auriculares, hacia la aurícula izquierda y al nódulo auriculoventricular. Es decir, que se debe a los potenciales eléctricos generados cuando las aurículas se despolarizan antes de cada contracción.

Sánchez M., D. (2008), sostiene que la amplitud y la polaridad de la onda P dependen en parte de la magnitud de la onda de despolarización, pero también de la posición de los electrodos en la superficie del cuerpo, desde los cuales se toman las derivaciones electrocardiográficas. La onda P aumenta con el ejercicio y depende en parte de las fuerzas electromotrices de las cargas que se desarrollan en el músculo auricular.

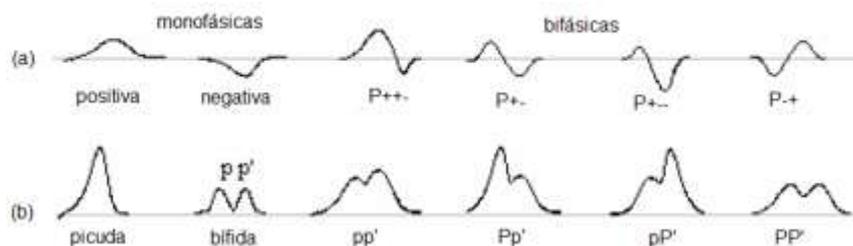


Figura 2. 11: (a) Morfología normal y (b) manifestaciones patológicas de onda P
Fuente: Sánchez, J., & Bernal, G. (2004)

La onda P tiene una duración en los niños de 0.06 s y en adultos de 0.08 s, considerándose el límite normal 0,12 s; se considera que la amplitud de la onda P es normal cuando tiene 0,25 mV en las derivaciones que aparece con mayor voltaje. Su morfología puede ser variada (véase la figura 2.11), presentando una apariencia monofásica, bifásica o multifásica.

b. Segmento P-Q o P-R.

Sánchez, J., & Bernal, G. (2004) indica que el intervalo P-Q o P-R se mide desde el comienzo de la onda P hasta el final de la onda Q, o el

comienzo de la onda R si no existe la onda Q. El segmento P-Q desde el final de P hasta el comienzo de Q representa el retraso en la transmisión del impulso desde las aurículas a los ventrículos por el Haz de His, pero principalmente en el nódulo auriculoventricular; aunque en este hay menos retraso.

El recorrido de la excitación durante este intervalo, es el siguiente: nódulo sinusal, paredes auriculares, nódulo auriculoventricular, tronco común del Haz de His, luego, a través de las dos ramas la excitación llega a la red subendocárdica de Purkinje, y por último, al miocardio ventricular, el complejo QRS comienza recién cuando se ha excitado suficiente el músculo ventricular. En adultos con frecuencias cardíacas entre 60 y 80 lpm, el intervalo P-R varía entre 0,12 a 0,20 s, aunque a veces se pueden observar 0,22 s en corazones al parecer normales.

c. Complejo QRS.

El complejo QRS también denominado deflexión ventricular inicial, representa la despolarización del ventrículo. Sánchez M., D. (2008) sostiene que la onda Q, es la primera deflexión negativa del período cardíaco con una amplitud del 25% de la onda R siendo esta la primera positiva del complejo con una amplitud de 1.60mV.

Vázquez S., C. R.,(2001) manifiesta que una deflexión hacia abajo después de la onda R, recibe el nombre de onda S. Es conveniente aclarar que las tres ondas de este complejo no tienen necesariamente que estar presente. Si la onda R está ausente y el complejo QRS consiste en una sola onda negativa, esta es denominada onda QS. El final del complejo QRS se conoce por punto J (*junctional*) o unión S-T.

Sánchez, J., & Bernal, G. (2004) manifiesta que la duración del complejo QRS se mide desde el comienzo de la onda Q hasta el final

de la onda S y corresponde al tiempo que emplea la onda de excitación para activar el conjunto de la masa ventricular, dicha duración depende de la edad y la frecuencia cardíaca siendo aproximadamente 0,1 s como máximo. En cuanto a la amplitud, se acepta que los límites de la normalidad oscilan entre 0,6 y 2mV.

d. Segmento S-T.

Vázquez S., C. R., (2001) indica que el segmento S-T, R-T o RS-T es el que se halla entre el final del complejo QRS y el principio de la onda T. Se mide desde el final de S hasta el comienzo de T o desde el final de R, si no hay onda S. Existe el consenso de utilizar el punto J como marcador de inicio de este complejo.

Sánchez, J., & Bernal, G. (2004) sostiene que el segmento S-T representa un estado de polarización que no cambia entre el final de la despolarización y el comienzo de la repolarización, o una etapa en la cual la despolarización terminal ocurre simultáneamente con la repolarización que comienza y la neutraliza.

Sánchez M., D. (2008), indica que los electrodos situados en cualquier parte del campo eléctrico cardíaco reciben un número igual de cargas negativas y cargas positivas, con lo cual no se registra fuerza electromotriz alguna, por lo tanto el segmento S-T del electrocardiograma suele ser isoeléctrico.

La duración del segmento S-T aumenta cuando la frecuencia cardíaca disminuye; varía entre 0,5 y 0,15 segundos. El segmento S-T es más largo en la mujer que en el hombre y niños. Siendo este segmento junto a la onda T la fase terminal del período cardíaco, las cuales están íntimamente vinculadas y, en general las causas que alteran la forma del segmento S-T, alteran también a la onda R.

e. Onda T.

Sánchez M., D. (2008) indica que la onda T es la última deflexión del electrocardiograma. Esta onda representa la repolarización ventricular y se produce durante, la última parte de la sístole. Presenta una amplitud de 0.1-0.5mV. Normalmente está dirigida hacia arriba en las derivaciones DI y DII, o invertida en DIII. Al igual que la onda P, la onda T tiene una morfología variable, destacándose 4 tipos de ondas.

f. Intervalo Q-T.

Sánchez M., D. (2008) manifiesta que el intervalo Q-T representa la duración de la sístole eléctrica ventricular, siendo el tiempo que transcurre entre la despolarización de la primera célula miocárdica y el final de la repolarización de la última célula ventricular. Su duración es de 0.35 a 0,44 s, incluyendo la despolarización y repolarización. Se mide desde el comienzo de QRS hasta el final de T. Su duración varía con la frecuencia cardíaca.

g. Intervalo P-R.

Vázquez S., C. R., (2001) indica que esta comprende la onda P y el segmento P-R. Es de gran valor semiológico en electrocardiografía. Nunca debe durar menos de 0,12 s ni más de 0,20 s.

h. Onda U.

Se trata de una onda baja, ancha, que generalmente no es observada en los registros de electrocardiogramas, pero cuando se observa, ocasionalmente ocurre de 0,02 a 0,04 s después de la onda T y su tiempo de duración es de 0,2 s. De manera que en el análisis clínico del ECG a lo largo del tiempo (eje horizontal del registro), se emplean ciertos parámetros cuyos valores normales están contenidos en la tabla 2.1.

Tabla 2. 1: Duración de intervalos en un registro de ECG.

Parámetro	Valores normales (s)
Intervalo PR.	0.12 a 0.2
Intervalo QRS.	0.07 a 0.1
Intervalo QT.	0.25 a 0.43
Segmento ST.	0.11 a 0.2

Fuente: Sánchez, J., & Bernal, G. (2004)

2.3. Diagnóstico cardíaco mediante el ECG.

La información obtenida al analizar las ondas del ECG en el transcurso del tiempo permite detectar la existencia de trastornos del ritmo cardíaco, de la secuencia de activación del sistema específico de conducción y del miocardio auricular o ventricular. Mientras que la amplitud, polaridad (eje vertical del registro), y la forma de las ondas, aportan información sobre aspectos funcionales o anatómicos del sustrato miocárdico que genera la actividad eléctrica registrada.

El ECG es un recurso muy útil para valorar trastornos en la conducción de los impulsos auriculares y ventriculares, el origen de las arritmias, la isquemia y el infarto del miocardio, el efecto de los medicamentos cardíacos (en especial del digital y algunos antiarrítmicos), las alteraciones del equilibrio electrolítico, la función de los marcapasos artificiales, la hipertrofia auricular y ventricular, la pericarditis y las enfermedades generales que afectan al corazón.

La sensibilidad del ECG para detectar el infarto miocárdico es aproximadamente del 50% y alcanza el 95% en registros secuenciales Burhan, E., & Yetkin, T. (2003). En la tabla 2.2 se muestra la sensibilidad del ECG en la detección de diversas patologías cardíacas.

Tabla 2. 2: Tipos de afecciones y sus respectivo porcentaje de sensibilidad.

Afecciones	Sensibilidad (%)
Infarto del miocardio	50 – 95
Cardiopatías isquémicas	53 – 91
Hipertrofias ligeras	15 – 35
Hipertrofias acusadas	10 – 57

Fuente: Burhan, E., & Yetkin, T. (2003)

Aunque el ECG es uno de los estudios más frecuentes en la medicina clínica por su carácter no invasivo y su bajo costo; solo es una prueba más de laboratorio, que se debe interpretar a la luz del contexto clínico específico, evitando sobre valorar sus posibilidades. Mientras no se establezcan lesiones que perturben la nutrición y la oxigenación del miocardio o se engrosen y se dilaten sus paredes, poco o nada puede esperarse del ECG (Mengana, R., & Espinel, A. (2002)).

Todas las afecciones cardíacas no se manifiestan por alteraciones específicas del trazo normal. Debido a la naturaleza eléctrica del método no proporciona un dato específico sobre la causa de la afección ni permite alcanzar un diagnóstico específico, salvo en el caso de arritmias. Por demás la señal puede ser afectada de manera apreciable por diversos factores no cardíacos como la edad, la estructura del cuerpo y las concentraciones de electrolitos en la sangre.

2.4. Variantes de la electrocardiografía.

Para aumentar las posibilidades de diagnóstico del ECG en reposo se han desarrollado diversas variantes como son:

a. Las pruebas de esfuerzo (físico o psíquico).

Burhan, E., & Yetkin, T. (2003) sostiene que las pruebas de esfuerzo en una población con sospecha de cardiopatía isquémica presenta una sensibilidad y especificidad mucho mayor que el ECG basal. La

sensibilidad está comprendida entre 53% y 91% según las series, y la especificidad entre 85% y 95%.

b. La electrocardiografía de alta resolución (HRECG).

Vázquez S., C. R., (2001) estableció que una de las variantes desarrollada en los últimos tiempos es la electrocardiografía de alta resolución, la cual permite analizar eventos micropotenciales que escapan a un examen visual. La monitorización ambulatoria, electrocardiografía dinámica o electrocardiografía de larga duración, es el registro de datos electrocardiográficos continuamente a lo largo de un período prolongado. Esta variante resulta muy atractiva, pues abarca diferentes situaciones de actividad (esfuerzo físico y/o psíquico, reposo, sueño, etc.) y registra episodios de corta duración como las arritmias y el síncope, lo que se traduce en un aumento de la sensibilidad diagnóstica del ECG. Además debe señalarse su costo relativamente bajo respecto a la electrocardiografía de alta resolución.

c. La electrocardiografía dinámica o ambulatoria (método Holter).

Resulta evidente que la monitorización ambulatoria, al englobar situaciones en que la movilidad del individuo aumenta, es más propensa a los artefactos de movimientos (cambios transitorios de la línea base producto de las variaciones de potencial e impedancia en el conjunto piel-electrodo). Siendo estos últimos la causa fundamental de artefactos en los ECG's que se registran mediante esta técnica.

Para el presente trabajo del grado académico Máster en Telecomunicaciones, se hablará de los artefactos que se originan en el ECG y PCG.

2.5. Series temporales.

La formación de series temporales una vez que han sido detectados con exactitud cada uno de los puntos característicos de la señal ECG y PCG constituye un paso previo y muy importante para la obtención de indicadores del comportamiento de la variabilidad de la frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria, etc., frente a diversas patologías cardíacas. Una serie temporal, aporta información sobre el comportamiento dinámico del sistema fisiológico sobre el que se ha realizado la medida; su definición parte de la identificación de la posición temporal de los puntos característicos como evento repetitivo.

2.5.1. Series temporales en el ECG.

Entre las series que se pueden formar entre las distintas ondas del ECG se destacan:

a. La Serie RR.

La serie RR es la serie de los intervalos de tiempo entre complejos QRS consecutivos. Matemáticamente cada elemento de la serie se puede expresar de la siguiente forma:

$$RR(i) = R(i + 1) - R(i)$$

De donde:

$RR(i)$, es el elemento i de la serie ($i = 0, 1, \dots, n - 1$).

$R(i)$ y $R(i + 1)$, son las posiciones de los latidos (puntos R) del corazón i e $i + 1$.

La serie RR puede ser expresada en unidades de tiempo (milisegundos) o simplemente en muestras de la señal ECG. Supóngase, por ejemplo, que el ECG ha sido muestreado a la frecuencia f_s (Hz), entonces si la serie RR está expresada en muestras, para obtenerla en milisegundos, basta con efectuar la operación indicada en la siguiente expresión:

$$RR(i) \text{ en ms} = \frac{RR(i) \text{ en muestras}}{f_s} * 100$$

En la figura 2.12 se muestra la gráfica de una serie RR cualquiera.

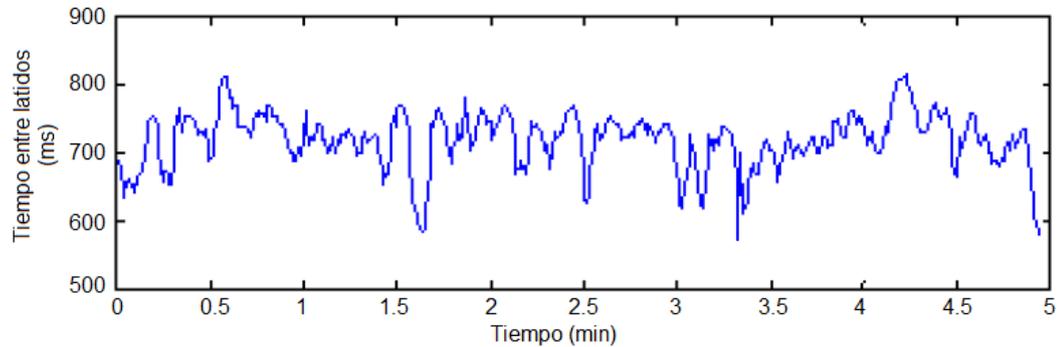


Figura 2. 12: Gráfica de la serie temporal RR.

Fuente: Sánchez, J., & Bernal, G. (2004)

García G., M. A. (1998), manifiesta que la serie temporal RR refleja la modulación del sistema nervioso autónomo, entre otros sobre el sistema cardiovascular. A partir de su análisis es posible calcular parámetros temporales y espectrales que brindan una importante información sobre el funcionamiento del sistema cardiovascular. Por ello su análisis puede resultar muy útil en el diagnóstico y pronóstico de neuropatías y patologías cardiovasculares. Además puede ser un elemento importante para predecir la muerte cardíaca súbita.

b. La Serie DRR.

Es la serie de las diferencias de los intervalos de tiempo entre complejos QRS consecutivos. Su definición matemática es la siguiente:

$$DRR(i) = RR(i + 1) - RR(i)$$

De donde:

$RR(i)$, es el elemento i de la serie ($i = 0, 1, \dots, n - 2$).

$RR(i)$ y $RR(i + 1)$, son las posiciones de los elementos de la serie RR en los latidos (puntos R) del corazón i e $i + 1$.

n , es la cantidad de ciclos cardíacos.

La serie DRR brinda una idea de la aceleración de los latidos del corazón. En la figura 2.6 se muestra un ejemplo de serie DRR.

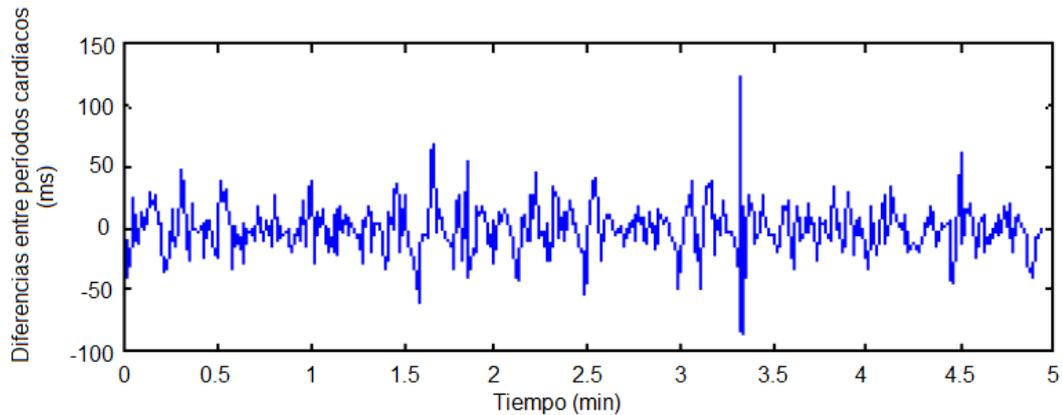


Figura 2. 13: Extensiones de cabeceras de IPv6.
Fuente: Sánchez, J., & Bernal, G. (2004)

c. La Serie RTm.

Es la serie de los intervalos de tiempo entre el punto R y el máximo de la onda T en un mismo ciclo cardíaco. Matemáticamente esta serie se define como:

$$RTm(i) = Tm(i) - R(i)$$

De donde:

$RTm(i)$, es el elemento i de la serie ($i = 0, 1, \dots, n$).

$Tm(i)$ y $R(i)$, son las posiciones de los puntos Tm y R dentro del ciclo cardíaco i .

n , es la cantidad de latidos o ciclos cardíacos.

d. La serie RTe.

Es la serie de los intervalos de tiempo entre el final de la onda T y el punto R en un mismo ciclo cardíaco. Matemáticamente se define como:

$$RTe(i) = Te(i) - R(i)$$

De donde:

$RTe(i)$, es el elemento i de la serie ($i = 0, 1, \dots, n$).

$Te(i)$ y $R(i)$, son las posiciones de los puntos Te y R dentro del ciclo cardíaco i .

n , es la cantidad de latidos o ciclos cardíacos.

Capítulo 3: Adquisición, almacenamiento, y transmisión del ECG

3.1. Consideraciones sobre el diseño inicial.

Antes de describir un ejemplo de una configuración de hardware para un sistema de adquisición de ECG, es importante tener en cuenta muchas cuestiones que pueden afectar el diseño general y los componentes individuales. A menudo se encuentra cada opción en los impactos del proceso de diseño de una selección hecha previamente (tal vez lo ideal), lo que exige una secuencia iterativa de las compensaciones hasta un compromiso adecuado.

3.1.1. Selección de una población de pacientes

Antes de decidirse a recopilar datos, es importante considerar las características demográficas de la población y los factores confusos que pueden complicar el análisis posterior del ECG. Los siguientes problemas o situaciones deben considerarse al seleccionar un grupo de pacientes:

1. Medicamentos o Drogas:

Los regímenes de medicación pueden causar diferencias significativas en el comportamiento cardiovascular basal. La administración rápida de algunos fármacos puede conducir a cambios en la estacionalidad y confundir el análisis a corto plazo.

2. Edad:

Diferencias significativas en el ECG se observan entre pediátrico, adulto joven, y las poblaciones de adultos de edad avanzada.

3. Género:

Las pequeñas diferencias importantes en los hombres y la ventaja fisiológica de la mujer, originan diferencias significativas. Si en un estudio se trata de identificar pequeñas pero determinadas

variaciones métricas, en la cual la diferencia intergénero puede enmascarar estas variaciones.

4. Condiciones preexistentes:

El pasado de una persona es a menudo el mejor indicador de lo que puede suceder en el futuro. El uso de probabilidades a priori puede mejorar significativamente la capacidad de predicción del modelo.

5. Historia Genética/familiar:

Los marcadores genéticos pueden predisponer a un sujeto a ciertos problemas médicos, y por lo tanto, la información genética puede ser considerada como otro método de adición de distribuciones previas a un modelo.

6. El número de pacientes en cada categoría:

En términos de algoritmos de aprendizaje, a menudo es necesario un conjunto de aprendizaje equilibrado. Además, para realizar pruebas estadísticamente precisas, se necesitan muestras suficientes en cada categoría.

7. Actividad:

Ciertos problemas médicos sólo se manifiestan en ciertos niveles de actividad. Algunas poblaciones de pacientes son incapaces de ciertas actividades o pueden experimentar ciertos estados con poca frecuencia. Además, una población debe ser controlada por las diferentes actividades individuales, incluyendo los ritmos circadianos.

En investigaciones clínicas es habitual el control de los artículos 1 a 4 (y a veces 5) anteriores, pero es raro que un investigador darse el lujo de controlar la cantidad de pacientes. Por lo tanto, las técnicas estadísticas deben ser empleados para corregir los conjuntos de datos desequilibrados o números bajos, tales como métodos de rutina de carga.

3.1.2. Recopilación de datos: ubicación y longitud

Al recopilar los datos de un ECG en los pacientes, es importante considerar la muestra de pacientes que se tolerará fácilmente. Aunque los pacientes hospitalizados toleran numerosos dispositivos de grabación y electrodos, mientras se recuperan, existe la expectativa de reducir la intensidad de la situación de la grabación. En los pacientes cuyos tratamientos son ambulatorios, es poco probable que toleren o impidan su actividad normal.

Aunque unamos el protocolo clínico existente para la recogida de datos por la vía rápida puede parecer una opción atractiva (sobre todo debido a la información adicional y la experiencia clínica que pueda estar disponible), a menudo puede ser más beneficioso para el desarrollo de las condiciones de grabación experimentales, que permiten un mayor control para el ajuste de ruido y tiempos de grabación.

Las expectativas poco realistas sobre la calidad de los datos recolectados, conducirían a una serie de datos grande y costosa con la información de un ECG de baja calidad, lo que requerirá un postprocesado significativo. Existen recomendaciones del tiempo mínimo del seguimiento de los pacientes para obtener datos clínicamente útiles. Por ejemplo, Johanson sostiene que por lo menos 60 minutos de datos deben ser registrados para un análisis efectivo ST. Sin embargo, si se piensa que los cambios de ST sean poco frecuentes (por ejemplo, en la isquemia silenciosa), es importante llevar al cabo la recogida de datos durante períodos más largos, tales como la noche.

Clifford, G., & Tarassenko, L., (2004) indican que la miniaturización de los monitores Holter, junto con el creciente cuerpo de literatura que conecta los problemas cardíacos relacionados con el sueño, indica que el monitoreo Holter en casa es una opción prometedora. Asimismo, Clifford, G., & Tarassenko, L., (2005), sostienen que en estudios recientes del

ECG durante el sueño, la segmentación de los datos de ECG en una base por fase del sueño puede aumentar de manera significativa la separación del tipo de paciente.

Este enfoque es esencialmente lo contrario a experimentos con perturbativas convencionales, tales como la de Valsalva o prueba de esfuerzo, donde el paciente se ve obligado a un extremo del sistema cardiovascular con el fin de ayudar a identificar anomalías cardíacas bajo estrés. El monitoreo durante el sueño no sólo proporciona un bajo nivel de ruido, a largo plazo el ECG analiza, sino también ayuda a identificar anomalías cardíacas que se manifiestan con frecuencia durante los períodos de actividad en reposo.

Sánchez, J., & Bernal, G. (2004) manifiestan que los cambios en el sistema cardiovascular debido a los ritmos biológicos que se extienden sobre días, semanas y meses sugieren un análisis cuyo seguimiento es a largo plazo, siendo muy útil en la prevención de cambios desconcertantes. Sin embargo, al analizar los extensos registros de ECG, es importante desarrollar algoritmos eficientes y confiables que pueden procesar fácilmente esos datos, así como los índices de calidad de señal fiable para identificar y descartar segmentos ruidosos de datos.

3.1.3. Energía y Transmisión de Datos.

Un factor adicional que a menudo influye en la elección de la población, es el entorno en el que el equipo funcione. Un diseño ambulatorio significa que uno debe examinar cuidadosamente las cuestiones de consumo de energía, tanto en términos de la cantidad de energía que el procesador requiere para adquirir (durante el proceso) datos y la cantidad de energía necesaria para almacenar o transmitir datos.

Aunque los recientes avances en la tecnología de baterías han hecho que la monitorización de un ECG a largo plazo sea más viable, aunque la tecnología de las baterías es todavía limitada, y las técnicas para reducir el consumo de energía siguen siendo importantes. Estos incluyen la grabación de segmentos poco frecuentes (ECG provocadas por sencillos algoritmos no excesivamente sensibles) y reducir al mínimo el número de partes móviles físicas o el tiempo que están en funcionamiento (tal como la grabación en memoria flash en lugar de un medio extraíble, o el uso de operaciones de sueño). Por otra parte, la incorporación de nuevas tecnologías, tales como módulos de transmisión inalámbrica de datos, aumenta las tasas de consumo de energía.

En pacientes sedentarios o inmóviles pueden ser más susceptibles a las fuentes de alimentación de ubicación fija, por lo tanto, los problemas de consumo de energía puede no ser importante para este tipo de población (a excepción de las consideraciones de respaldo de batería pérdida temporal de alimentación). El tamaño de la batería depende obviamente en el tiempo de respuesta para la restauración de potencia. Típicamente, los grupos de pacientes menos móviles se encuentran dentro de un entorno clínico, y por lo tanto, los problemas de interferencias electrónicas llegan a ser más importante y que se describirá en la sección 3.5.

3.1.4. Tipos y configuraciones de electrodos.

La interfaz entre una fuente de señal de ECG (paciente) y cualquier dispositivo de adquisición, es en sí un sistema de dos o más electrodos de la que está registrada una tensión diferencial. Dos electrodos comprenden un único cable del ECG. Los electrodos, pueden ser electrodos de superficie, que son no invasivos y utilizan un gel conductor para reducir la impedancia de la piel-electrodo. Los electrodos pueden ser implantados y por lo tanto tienen una excelente (baja resistencia) y menor

susceptibilidad a los artefactos de movimiento. Los electrodos también pueden estar sin contacto, y pueden detectar la actividad electromagnética a través de un acoplamiento capacitivo.

Además de determinar los tipos de electrodos, se debe considerar la cantidad de electrodos para ser usado. Por ejemplo, en un diagnóstico de calidad de un ECG, se colocan 12 derivaciones de ECG para adquisición simultánea. Cada cable representa un eje eléctrico diferente, sobre el que se proyecta la actividad eléctrica del corazón. Se puede considerar cada conductor para representar el punto de vista espacial diferente de la actividad eléctrica del corazón (si dejamos de lado los efectos dispersivos del torso de la señal). Si los cables se colocan adecuadamente en un ECG de multi-derivacional, el conjunto de las diferentes formas de onda proporciona una comprensión sólida de la actividad eléctrica en todo el corazón, lo que permite que el médico determine patologías a través de la correlación espacial de los eventos en pistas específicas.

Existen diferentes configuraciones de los cables que se deben considerar, incluyendo la configuración completa de 12 derivaciones, un montaje de seis cables, las reducidas configuraciones Frank o EASI, una configuración sencilla de dos o tres derivaciones (a menudo sólo conducirá II y V5), o tal vez un único cable. Aunque sería de esperar que tres terminales perpendiculares deban ser suficientes para obtener toda la información electrocardiográfica, la presencia de agentes capacitivos en el torso significa que se requiere un conjunto completo de pacientes potenciales. Se han realizado varios estudios para evaluar la exactitud de los diagnósticos, cuando se utiliza un conjunto reducido de pacientes potenciales y la capacidad de reconstruir la información de 12 derivaciones de un menor número de pacientes potenciales.

Madias, J. E. (2003) manifiesta que el estándar de 12 derivaciones de ECG puede ser derivada de la configuración del electrodo de Frank

ortogonal por la transformada inversa de Dower, y Kligfield, P. (2003) apoya el criterio de Madias en la que concluye que puede ser útil en muchas circunstancias. Además, las seis derivaciones de tórax (V1 a V6) se pueden derivar de las derivaciones I y II de acuerdo a la Ley de Einthoven (Madias, J. E., 2003).

Sin embargo, la calidad de los cables derivados no puede ser suficiente para el análisis de los cambios morfológicos sutiles en un ECG (tales como el segmento ST). Por ejemplo, se han reportado diferencias significativas en la dispersión QT entre la configuración del electrodo de Frank y las 12 derivaciones del ECG estándar. Mientras que Kligfield, P. (2003) señala que no hay consenso en cuanto al conjunto de cables que debe utilizarse de forma rutinaria en el análisis del intervalo QT, en parte debido a las distintas definiciones de la onda final T, que producen diferentes resultados en diferentes pistas.

En general, parece razonable asumir que debemos utilizar la mayor cantidad de clientes potenciales ortogonales como sea posible. Por encima de este, muchos clientes potenciales adicionales como sea posible se utilizan, para aumentar la SNR, rechazar el ruido, y la redundancia. Sin embargo, la anisotropía y propiedades dieléctricas no estacionarios del torso humano (debido a la actividad respiratoria y cardiovascular) significan un sobre-muestreo espacial a menudo requieren dar una evaluación precisa de las características clínicas. En otras palabras, a menudo se requieren múltiples cables en lugares similares (tales como V1 aunque V6).

Por ejemplo, el Grupo de Práctica de Trabajo para el Monitoreo del Segmento ST, recomienda que si dos cables están disponibles para la monitorización del segmento ST (para pacientes con síndromes coronarios agudos), debe utilizarse las derivaciones III y V3. Si la información anterior del ECG de 12 derivaciones registra pacientes

durante un evento isquémico, se deberá utilizar en lugar de la derivación III o V3.

El grupo de trabajo, también recomienda una mejor combinación de tres derivaciones, tales como III – V3 – V5. Sin embargo, muchos monitores cardíacos de noche son capaces de vigilar únicamente una (V) derivación precordial porque los monitores proporcionan únicamente un electrodo en el pecho del paciente. Además, estas combinaciones de dos y tres de cables para analizar la isquemia, incluyen la derivación V1, considerada como la mejor vía para supervisar y detectar posibles arritmias cardíacas.

Además, se recomienda el uso de al menos tres derivaciones precordiales (V3, V4, V5) para el análisis del segmento ST, que permita la reducción de ruido y la identificación del artefacto (aunque configuraciones de cuatro o cinco cables dan mejores resultados). En particular, se recomiendan la adición de V2 (ortogonal a V5), V6 (para predicciones de isquemia), e Y (ortogonal a V5 y V2).

Una configuración de las seis principales, y a veces sólo una configuración de dos principales, pueden ser sustituidas por el estándar de 12 derivaciones de ECG en ciertas aplicaciones clínicas o en investigaciones limitadas. También hay que señalar que los intentos de aumentar el sistema de Frank con cables adicionales, tienden a mejorar los métodos de derivación de 12 cables; por ejemplo, el sistema de cables EASI, que al igual que el sistema de Frank, se basa en la hipótesis del dipolo vector-cardiografía.

El sistema EASI, utiliza solamente cuatro zonas o posiciones de los electrodos, que son los electrodos de “Frank E”, “A” e “I”, y un cuarto electrodo “S” cuya ubicación es en el manubrio (además de un electrodo de referencia).

Para diferentes derivaciones se exhiben también, diferentes niveles de ruido bajo diferentes condiciones de actividad, la elección de la configuración de cable debe ser adaptada, de acuerdo al tipo de actividad que experimente el paciente. Las configuraciones de los electrodos en pacientes sedados en hospitales, no son adecuados para el seguimiento ambulatorio. Un comunicado de la *American Heart Association* (AHA) sobre las normas, señala que CM5 es la más sensible a los cambios del segmento ST durante el ejercicio.

CC5 excluye la componente vertical incluido en CM5 y disminuye la influencia de la repolarización de la aurícula, reduciendo de este modo las respuestas de falsos positivos. Para la comparación de la grabación de 12 derivaciones en reposo, brazo y piernas, los electrodos deberían ser trasladados a las muñecas y los tobillos con el sujeto en posición supina.

Para el año 1966 (Mason y Likar) se introdujo una variación estándar en la posición de los electrodos de las extremidades, que fueron diseñados específicamente para los ECG de 12 derivaciones en pruebas de esfuerzo. Para evitar el movimiento excesivo de los cables conectados a los cuatro puntos de registro en las extremidades, se propusieron cambiar los electrodos de los brazos tanto derecho como izquierdo (RA y LA) junto con los electrodos de las piernas tanto derecha como izquierda (RL y LL).

Welinder, A. (2004) en su trabajo de investigación, se encargó de comparar la susceptibilidad al ruido, de los sistemas EASI y Mason-Likar durante la actividad física de un paciente. Aunque, se encontró que los dos sistemas tienen susceptibilidades similares, se demostró que el sistema EASI es menos susceptible al ruido eléctrico que el sistema de Mason-Likar. Sin embargo, el bajo número de electrodos utilizados en el sistema EASI indica que debemos tener precaución al adoptar un sistema de este tipo.

Para electrodos ubicados en las proximidades del corazón (derivaciones precordiales) son especialmente propensos a cambiar la forma de onda, es decir, que los electrodos son reubicados a tan sólo 10 mm de distancia de su ubicación original. Esto puede ser particularmente importante, en estudios que se repiten o cuando los electrodos son sustituidos debido a problemas de calidad de la señal o por irritación de la piel.

Otro método que se utiliza para reducir el ruido cada vez mayor, debido a la degradación del electrodo y la irritación de la piel es el uso de electrodos sin contacto. Estos electrodos de alta impedancia de entrada, tienen niveles de ruido típicos de $2\mu\text{V Hz}^{-1}$ a 1 Hz, hasta $0.1\mu\text{V Hz}^{-1}$ a 1 kHz y un ancho de banda de funcionamiento de 0,01 Hz a 100 kHz. Por lo tanto, son muy apropiadas para la grabación del ECG. Sin embargo, la falta de una necesidad de contacto directo de la piel puede dar lugar a otros problemas, incluyendo artefactos debido al movimiento de la posición del electrodo con respecto al cuerpo (y el corazón).

3.2. Selección de Librerías de Datos

La selección de las librerías para el almacenamiento de datos de los ECG's puede parecer a primera vista, un tema periférico de poca importancia. Sin embargo, las malas decisiones del formato de almacenamiento a menudo pueden conducir a enormes sumideros de tiempo, que causarían importantes retrasos en un proyecto de investigación. De tal manera, que se pueden plantear preguntas importantes a la hora de elegir un formato de datos y librerías (bibliotecas) de acceso, estas preguntas son:

- a) ¿Cuáles son los datos que van a ser utilizados?
- b) ¿Están en el formato de datos y bibliotecas extensible?
- c) ¿Es el formato de datos compacto?
- d) ¿Son las librerías de código abierto?

- e) ¿Está el formato ampliamente aceptado (y bien probado)?
- f) ¿Puedo fácilmente (y verificable) identificar mis datos con este formato?
- g) ¿Las librerías para lectura y escritura de datos estén disponibles para todos los sistemas operativos en los que se analizará el ECG?
- h) ¿Existen librerías adicionales asociadas para el procesamiento de señales disponibles de manera gratuita?
- i) ¿Pueden las librerías interactuar en forma conjunta con todos los lenguajes de programación probables a utilizar (C, Java, Matlab)?
- j) ¿Hay librerías que permiten la transmisión de los datos a través de Internet?
- k) ¿Hay bibliotecas que me permiten proteger el acceso a los datos a través de Internet?
- l) ¿Puede el formato de datos convertir fácilmente en otros formatos de datos para su visualización o análisis?

En los formatos que utilizan las clínicas, son de uso general e incluyen: el formato extendido Europeo de Datos (FED +), que se utilizan comúnmente en electroencefalogramas (y cada vez más se está convirtiendo en el estándar para los ECG); formato HL7 (basado en XML para el intercambio de datos en los hospitales); y forma de onda de base de datos (Federación Mundial de Sordociegos), un conjunto de bibliotecas desarrolladas por el MIT (Massachusetts Institute Technology).

HL7 por naturaleza, es un formato de datos no muy compacto que se adapta mejor al intercambio de pequeños paquetes de datos, como para la facturación. A pesar de esto, la FDA ha presentado recientemente un estándar de archivo basado en XML para la presentación de los datos de ensayos clínicos (Draft, C., 2002) (CDISC ODM, 2002). La razón principal detrás de la medida, fue unificar el formato de presentación (previamente PDF) para lo que son esencialmente pequeñas cantidades de datos.

Wang, H., (2004), indica que los intentos de mejorar este formato e integrarlo con otras bibliotecas (librerías) de lectura de las forma de ondas existentes, como la Federación Mundial de Sordociegos, es <<ecgML>>. Aunque EDF+ resuelve algunos de los problemas de EDF (como la falta de anotaciones), sigue siendo restrictivo en muchos niveles, y no está bien apoyado en traducciones de diferentes lenguajes. Además, no es fácilmente extensible, y no enfrenta correctamente los cambios repentinos del formato de datos. En contraste, la Federación Mundial de Sordociegos es un conjunto de bibliotecas para acceder a muchos formatos de datos diferentes y permite respuestas positivas a las preguntas anteriores.

Los registros WFDB tienen tres componentes principales; un archivo de encabezado ASCII, un archivo de datos binarios, y un archivo de anotación binaria. El archivo de cabecera contiene información acerca de las variedades de formatos de archivos binarios, es decir, el número y tipo de canales, las longitudes, las ganancias, y las compensaciones de las señales, y cualquier otra información clínica que está disponible para el sujeto.

La separación del archivo de encabezado, permite realizar consultas rápidas. Del mismo modo, cualquier número de archivos de anotación se puede asociar con el archivo binario principal sólo mediante el uso del mismo nombre (con una extensión diferente). Una vez más, la lectura rápida de las anotaciones es entonces posible, sin la necesidad de buscar alrededor en un archivo binario grande. Por otra parte, permite a la Federación Mundial de Sordociegos, la concatenación virtual de cualquier cantidad de archivos separados, sin la necesidad de fusionar realmente.

Eventos pasados y recientes establecidos por la WFDB aparte de otras bibliotecas de lectura y escritura de datos, incluyen lo siguiente:

- ✓ La capacidad de leer datos a través de los protocolos HTTP;

- ✓ La extensibilidad del formato de anotaciones, que permita el uso definido de etiquetas y enlaces a documentos externos, incluyendo el uso de enlaces de hipertexto;
- ✓ La inclusión de las bibliotecas **<<libcurl>>** que permita acceder a la protección de los datos, por detrás de los sitios protegidos por contraseña;
- ✓ La capacidad para hacer frente a la perfección con los cambios en la ganancia de la señal, la frecuencia de muestreo, configuración de cables, dimensionalidad de los datos y las pausas arbitrarias no contiguas en el expediente;
- ✓ La flexibilidad de trabajar con muchos formatos de datos (rangos arbitrarios dinámicos, resoluciones, orden de bytes, y así sucesivamente);
- ✓ El desarrollo de las bibliotecas de procesamiento de señales de código abierto que han sido bien probados y documentados;
- ✓ Bibliotecas compatibles para varios lenguajes de programación, como C, Java, Matlab, y Python (utilizando envoltorios SWIG), en múltiples plataformas;
- ✓ Las herramientas de conversión entre otros formatos estándar (FED, ASCII) y entre las frecuencias de muestreo.

La Federación Mundial de Sordociegos, por lo tanto, es un excelente (si no el mejor) opción en la actualidad, para el almacenamiento de datos de ECG's. Otro desarrollo de recursos paralelos, íntimamente conectado con WFDB, es **<<libRASCH>>**. Este es un conjunto de bibliotecas basadas en la multiplataforma C, que proporciona una interfaz común para acceder a las señales biomédicas, casi sin importar el formato en el que se almacenan.

Muchos formatos de señales biomédicas propietarios son accesibles a través de este conjunto de librerías que trabajan con una gran variedad de idiomas (Perl, Python, Matlab, Octave y SciLab). Las bibliotecas son

modulares, basado en una interfaz de programación de aplicaciones (API), que permite la fácil adición de plugins. Por lo tanto, es fácilmente extensible para los nuevos formatos de datos, lenguajes de programación, herramientas de visualización, o bibliotecas de procesamiento de señales. Un conjunto de plugins de procesamiento de señales están disponibles para estas herramientas, incluyendo otras aplicaciones, tales como el análisis de la frecuencia cardíaca fetal, la turbulencia de la frecuencia cardíaca, y otras mediciones de la variabilidad del ritmo cardíaco más estándar. Para mayor información sobre la librería **libRASCH**, ver el siguiente enlace: <http://www.librasch.org/>

3.3. Análisis de bases de datos mediante WFDB

Antes de realizar cualquier recolección de datos, o con mayor frecuencia durante la recolección de datos, es importante probar los algoritmos propuestos sobre datos de libre acceso (anotado), utilizando las herramientas y estándares métricos. Sin esos datos y herramientas, es imposible juzgar, el mérito científico de un enfoque en particular, teniendo que volver a implementar completamente la investigación. En los últimos años, los avances tecnológicos del hardware, han hecho posible la adquisición de grandes bases de datos de ECG's multicanal.

La más extensa y gratuita recopilación de formas de ondas de ECG's (afines) están disponibles en **PhysioNet** (<http://www.physionet.org>) (conocido como Laboratorio del MIT del sitio Web de Computación Fisiológica) o en algunos de sus links relacionados. Esta colección de bases de datos se compone de cientos de ECG multi derivacionales, registrados de pacientes que sufren de varias condiciones cardíacas conocidas, así como ejemplos de ECG saludables, por períodos de 30 minutos a más de un día. Estos registros han sido comentados por expertos clínicos y, en algunos casos, verificado por algoritmos automáticos para facilitar la evolución ulterior de software de diagnóstico.

Investigadores disponen de herramientas robustas en el mismo sitio de trabajo investigativo, donde puede citar bibliotecas para leer y comparar los archivos clínicos, anotados o verificados por cada paciente, con un número de libre acceso de algoritmos clínicamente relevantes (como la detección de QRS, ECG-segmentación, localización aparición de ondas, y la calidad de la señal) o cualquier algoritmo de creación propia, utilizando las bibliotecas de lectura de datos WFDB.

La base de datos y bibliotecas de pruebas comparativas se ajustan a los American National Standards Institute (ANSI) aplicables [34] desarrollados por la Asociación para el Avance de la Instrumentación Médica (AAMI) [35]. Por otra parte, los dispositivos médicos que utilizan un algoritmo de detección de QRS y arritmias deben citar las estadísticas de rendimiento de la base de datos MIT-BIH.

Cada registro del paciente en la base de datos MIT-BIH, etiquetado 100 a 124 y de 200 a 234, consisten en tomar muestras de 30 minutos de ECG a una frecuencia de 360 Hz, con una precisión de 16 bits y etiquetadas por expertos. Estos registros pueden ser enmascarados, aumentando la resolución o utilizando la herramienta WFDB con cualquier muestreo (frecuencia) y la resolución necesaria. Las herramientas WFDB representan los cambios causados por la disminución de resolución (como aliasing y temporización anotación diferencias) y generar los archivos de cabecera para permitir la sincronización de las etiquetas con los nuevos archivos de datos.

Las anotaciones clínicas, constan de una serie de etiquetas para cada latido del corazón, que son:

- ✓ V-VEB (Ventricular Ectopic Beat, Latido Ventricular Ectópico (LVE): es un latido ventricular prematuro (tales como R sobre T), o un latido ventricular de escape.

- ✓ F–FB (Fusion Beat, Latido de Fusión, LF): es una fusión o unión de latidos (ritmos) ventriculares y un latido normal.
- ✓ Q–PB (Paced Beat, Latido de Marcapasos, LM): es una fusión de un ritmo (inducido artificialmente) y un ritmo normal o de un ritmo que no se pueda clasificar.
- ✓ S–SVEB (Supraventricular Ectopic Beat, Latido Ectópico Supraventricular, (LESV): es un latido prematuro atrial o nodal (unión) aberrante.
- ✓ N–Normal: cualquier ritmo que no caiga en las categorías S, V, F, Q. Estas categorías también incluyen el bloqueo de ritmos (BBBB) que dan un complejo QRS ensanchado y puede ser indicativo de infarto.
- ✓ X: una etiqueta de pseudo-ritmos, generada durante un segmento marcado como ilegible.
- ✓ U: marca el centro de los segmentos de datos ilegibles, a partir de 150 ms después de la última etiqueta de latido y 150 ms antes de la siguiente.
- ✓ [y]: etiquetas de ritmo que marcan el comienzo y el final de la fibrilación ventricular o aleteo (VF), respectivamente.

Hay que tener en cuenta que las etiquetas de los latidos, nunca se combinan con las etiquetas de ritmos, y dieron con ímpetu el etiquetado discontinuado entre estas etiquetas. La incorporación de las bibliotecas WFDB, a través de un algoritmo realizado por un usuario, que desea probar la generación de un archivo de anotación de etiquetas de eventos con marca de tiempo, en un formato comparable a los archivos de anotación clínica.

Cuando las herramientas WFDB, se ejecutan en estos archivos se realiza una comparación latido a latido, y se crea un archivo de salida, que se encarga de comparar el tiempo de puntuación de los acontecimientos.

Dos eventos se llevan a cabo para ser simultáneos (por las normas ANSI) en caso de que se produzcan dentro del intervalo de ± 150 ms entre sí. Por lo tanto, con el fin de realizar comparaciones latido a latido, para una etiqueta de latido aleatoria 'O', se genera cada vez que el algoritmo de prueba, etiqueta un punto del ECG como un latido y sin etiquetado clínico o médico dentro de los 150 ms.

En la tabla 3.1 se muestran los registros de un archivo típico generado por la herramienta de acceso gratuito <<bxb>> (algoritmo de comparación latido por latido), para descartar los resultados estándares de detectores QRS, que son similares a los aplicados en la base de datos de arritmias del MIT-BIH.

Tabla 3. 1: Registros del algoritmo 'bxb' para detección típica QRS.

Record	Nn'	Vn'	Fn'	On'	Nv'	Vv'	Fv'	Ov'	No'	Vo'	Fo'	Qse	Q+P
100	1901	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	100	100
101	1521	0	1	4	0	0	0	0	0	0	1	99,93	99,74
103	1725	0	0	1	0	0	0	0	4	0	0	99,77	99,94
105	2117	29	4	133	0	0	0	0	4	0	1	99,77	94,17
106	1236	459	0	1	0	0	0	0	0	1	0	99,94	99,94
108	1461	13	2	257	0	0	0	0	4	0	0	99,73	85,17
...
...
...
223	1736	447	8	1	0	0	0	0	0	8	0	99,64	99,95
228	1225	300	0	49	0	0	0	0	176	2	0	89,55	96,89
230	1858	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	100	99,95
231	1278	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	100	99,92
232	1485	0	0	5	0	0	0	0	0	0	0	100	99,66
233	1862	688	6	1	0	0	0	0	1	4	0	99,8	99,96
234	2288	0	0	1	0	0	0	0	0	3	0	99,87	99,96
Total	77011	5822	623	774	0	0	0	0	427	78	15		
Total Bruto												99,38	99,08
Promedio												99,33	99,06

Fuente: Bases de datos de PhysioNet

Las columnas 2 a 12 (desde Nn' hasta Fo') se refieren a las puntuaciones latido a latido con una etiqueta en mayúsculas que indica el evento en sí, y la letra minúscula indica que el etiquetado es proporcionado por el algoritmo de prueba Nn' , Vn' y Fn' , por lo tanto, son el número VEB's y de los latidos de fusión, del algoritmo de prueba, son etiquetados como normales, respectivamente. On' , es el número de latidos aleatorios normales, que el algoritmo genera (una etiqueta "normal" generada cuando ahí carecen de latidos). Para Nv' y Vv' respectivamente, son números etiquetados normalmente y etiquetados como VEB's. Mientras que Fv' , es el número de latidos de fusión etiquetadas como VEBs; y Ov' , es el número de etiquetas aleatorias de VEB (una etiqueta VEB generada por el algoritmo cuando no hay ningún latido en absoluto). Finalmente, No' , Vo' y Fo' , son los números de latidos aleatorios, generados en el archivo de anotaciones de prueba para los casos en que existía VEB o los latidos normales de fusión del ECG original, pero el algoritmo no puede detectar tales ritmos.

Por lo tanto, los registros están marcados con el número de falsos positivos (FP; latidos identificados por el algoritmo cuando el médico no tome notas), falsos negativos (FN; latidos perdidos por el algoritmo cuando el médico ha marcado uno), y verdaderos positivos (TP, ambas anotaciones van de acuerdo al momento del evento). Estos se definen como:

$$TP = Nn' + Vn' + Fn'$$

$$FN = No' + Vo' + Fo'$$

$$FP = On'$$

Nuevamente, analizando la tabla 2.1 en la penúltima columna QSe, es el algoritmo de sensibilidad, o el número de TP, dado en un porcentaje del total que realmente existe. Y en la última columna Q+P, es la capacidad de predicción positiva, o el número de TP dado en un porcentaje del número detectado por el algoritmo.

Por lo tanto, estos parámetros tratados son calculados de acuerdo a:

$$QSe = \frac{TP}{TP + FN} = \frac{Nn' + Vn' + Fn'}{Nn' + Vn' + Fn' + No' + Vo' + Fo'}$$

$$Q + P = \frac{TP}{TP + FP} = \frac{Nn' + Vn' + Fn'}{Nn' + Vn' + Fn' + On'}$$

De la Tabla 2.1 observamos que el paciente 100 tiene 1902 latidos del corazón, durante un período de 30 minutos, lo que indicaría una frecuencia cardíaca media de 63,4 lpm. Todos los latidos fueron clasificados como normales por el algoritmo (entradas no nulas en la segunda, tercera y cuarta columnas), aunque uno de estos latidos fue en realidad un VEB. Para este registro, QSe y Q+P, por lo tanto, ambos son algoritmos que trabajan al 100% bajo pruebas.

Por ejemplo, para el paciente 101 el algoritmo de etiquetado del ECG, contiene 1522 latidos normales. Aunque, los otros 5 latidos (On' 4 y Fo'1) son en realidad normales, excepto uno que es considerado un latido de fusión. Sin embargo, los cuatro normales fueron detectados por el algoritmo, cuando no había presencia de latidos reales. Por lo tanto, la sensibilidad sería del 99,74%, que se obtiene de la siguiente manera:

$$\frac{1521}{1521 + 1 + 4} = 0,9974$$

Además, un latido de fusión (paciente 101) se perdió desde un latido aleatorio, generado a partir del archivo de anotación WFDB ($Fo' = 1$). Por lo tanto, la capacidad positiva de predicción es reducida a un 99,93%, que se obtiene de la siguiente forma:

$$\frac{1521}{1521 + 1 + 1} = 0,9993$$

Ahora analizamos, al paciente 103 que tiene un total de 1729 latidos. Todos estos latidos fueron considerados normales, pero solamente cuatro latidos fueron detectados por el algoritmo. Sólo un latido fue etiquetado

como normal y no tuvo lugar realmente. Es importante señalar que los estándares ANSI, permiten ajustes de 5 minutos y adaptaciones de algoritmos de pruebas distintos, por lo tanto, los primeros 5 minutos de datos no incluyeron en los resultados generados por la herramienta WFDB.

El rendimiento promedio de todos los archivos se cita normalmente como brutos o promedio (A_v). Tenga en cuenta que los valores de 99,33% de sensibilidad y 99,06% la capacidad de predecir positivo para esta implementación de este algoritmo es comparable a la de el algoritmo original de Hamilton, P., & Tompkins, W. J. (1986), Pan, J., & Tompkins, W. J. (1985); y Hamilton, P., & Curley, M. (1987).

En la figura 3.1 se muestra el diagrama de bloques (esquemático) simplificado de la configuración del hardware, en la cual las fluctuaciones entre la DP (Diferencial de Potencial) y el ECG diferencial, son conducidos en la superficie de la piel (o, a veces en el interior del cuerpo), son amplificados mediante el amplificador de instrumentación ópticamente aislado (Isolation), a continuación la señal pasa a través del filtro HP, en la siguiente etapa por otro amplificador, y posteriormente, pasa por un filtro pasa bajo suavizado, para finalmente, la señal se muestrea por una tarjeta A/D (no se muestra esa etapa). Para consideración, el aislamiento óptico se puede retirar debido a que ocurre en la etapa final del convertidor A/D.

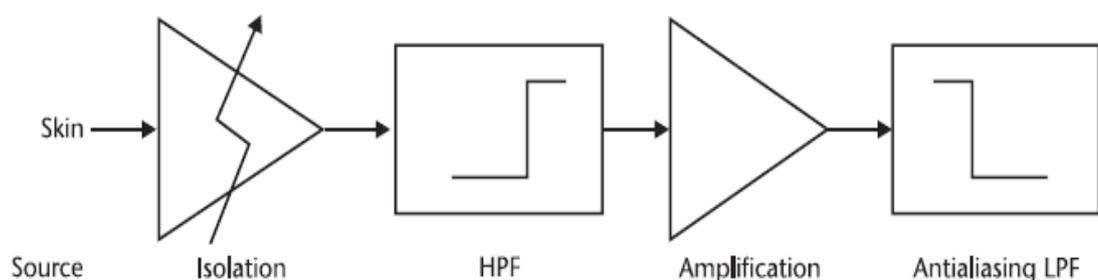


Figura 3. 1: Diagrama esquemático de la configuración del Hardware.
Fuente: Sornmo, L., & Laguna, P., (2005).

3.4. Hardware para Adquisición del ECG.

En la presente sección, discutiremos las cuestiones relacionadas con el diseño y la fabricación de una unidad de hardware para el acondicionamiento de señales ECG.

3.4.1. Arquitectura de un solo canal.

En la figura 3.1 (sección 3.3) se mostró el esquemático del proceso general para registrar un ECG en un paciente. Las fluctuaciones entre la DP (mV) y el ECG diferencial conducidos sobre la superficie de la piel (o, a veces en el interior del cuerpo) son amplificadas a través del amplificador de instrumentación con aislamiento óptico que se muestra en la figura 3.2. Para el esquemático mostrado, el electrodo C (Input C) sirve como tierra, mientras que la diferencia de voltaje entre los otros dos electrodos (Input A e Input B), sirve como la señal de entrada. Los dos filtros de Bessel (8vo. Orden) HPF, se utilizan para minimizar el ruido, con una distorsión mínima.

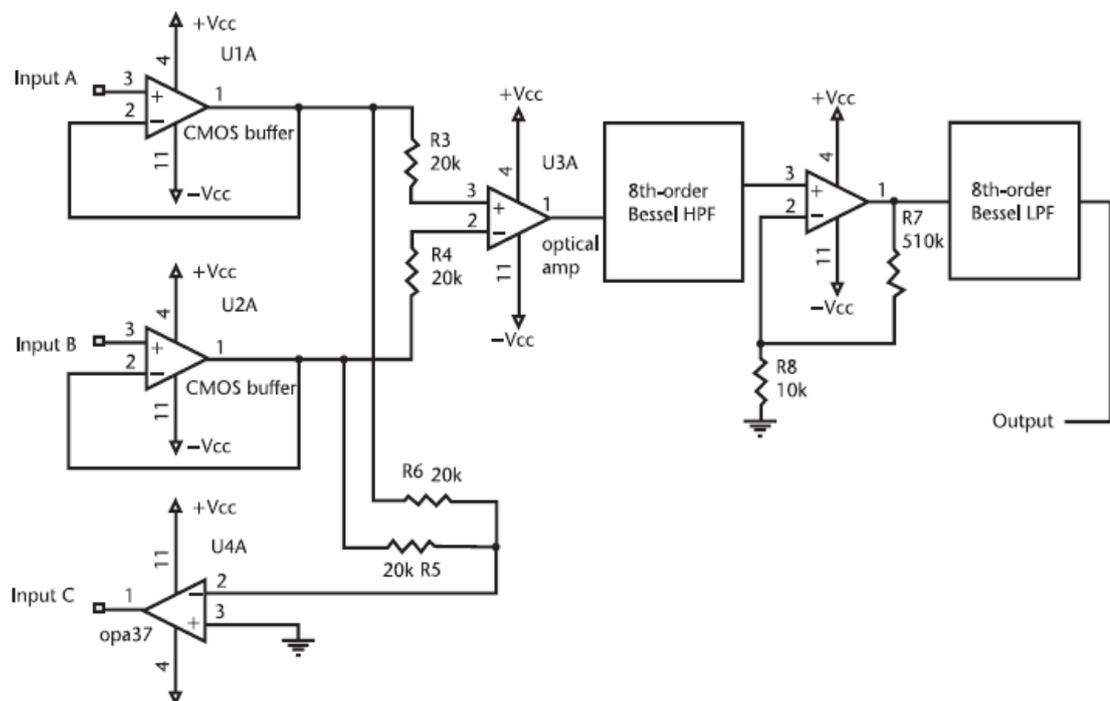


Figura 3. 2: Circuito esquemático para adquisición de señales ECG's.
Fuente: Sornmo, L., & Laguna, P., (2005).

En general, debemos considerar que se requieren de tres conductores para una señal ECG diferencial del paciente (sujeto), donde solo se requiere un electrodo de conexión a tierra (Input C). Como se mencionó anteriormente, la diferencia de voltaje entre los otros electrodos A y B, es la señal de entrada, la misma que es amplificada a través de los circuitos operacionales (Op-amp) U1A y U2A. Estas señales posteriormente, son amplificadas diferencialmente y pasan por el filtro pasa alto de Bessel del 8^{vo} Orden.

A través de plataformas de diseño de placas o tarjetas electrónicas (PCB), tales como Proteus, Multisim, Altium, Eagle, etc., o software libre, el esquemático de la figura 3.2 se puede convertir en una placa de circuito impreso (PCB), con todas las especificaciones de las dimensiones relevantes de los circuitos integrados. Los servicios de fabricación de una PCB son baratos y rápidos, por lo tanto alivian la necesidad de producción interna.

3.4.2. Aislamiento y Protección del Hardware.

Para cualquier circuito que utilizan fuentes de energías importantes (como la red eléctrica) y que estarán en contacto con el ser humano, la unión, debe ser segmentada en secciones aisladas y no aisladas. Estas secciones deben estar separadas por aproximadamente 10 mm (o más) en el espacio libre o la tarjeta de circuitos entre sí, en función de la constante dieléctrica del material. Inclusive, pequeñas cantidades de corriente de fuga (de menos de 100 μ A) pueden pasar a través del paciente (sujeto), lo que podría provocar una fibrilación ventricular letal en seres humanos por sondaje.

La alimentación de potencia de la (red) sección no aislada directamente a la unión, se transfiere a la sección aislada de la placa utilizando convertidores DC a DC. El uso de un transformador, a través de

inducción magnética, permite transferir la potencia en fotones, en lugar de electrones (y por lo tanto la corriente) a la región aislada de la unión (junta). Por lo tanto, ninguna corriente de la red eléctrica pasaría en el paciente monitorizado. En la mayoría de equipos, los voltajes se indican como $\pm V_{cc}$ sin importar si están en el lado aislado o no aislado de la placa, sin embargo, en algunos casos, $\pm V_{cc}$ en la parte aislada no está conectada a $\pm V_{cc}$ en la parte no aislado.

De manera similar, la información se transmite de vuelta desde el lado aislado (paciente) de la circuitería, hacia el lado no aislado, a través de aisladores ópticos. Los aisladores ópticos convierten los electrones (corriente) en fotones y viceversa en electrones, transmitiendo de esta manera solamente haces de luz (y no corriente) a través del boquete de aislamiento. Los aisladores ópticos se colocan de tal manera que cubren la brecha de 10 mm entre las secciones aisladas y no aisladas, de la junta y se alimentan de cualquier lado, ya sea la salida aislada de los convertidores DC-a-DC o la tensión de red en vivo, respectivamente.

Después de la etapa de opto-aislamiento, la señal a continuación pasa a través de un filtro paso alto (HP), en la segunda parte o etapa de amplificación, pasa por un filtro paso bajo (LP) antialiasing. La señal, se muestrea finalmente por una tarjeta de conversión A/D (Analógico/Digital).

3.4.3. Reducción de ruido de modo común primario: Circuito Activo a Tierra.

La línea de alimentación y el ruido electromagnético (de los mismos armónicos en menor medida) está presente internamente, ya que los sistemas eléctricos en los edificios utilizan alimentación de CA, suministrada a dichas frecuencias. El espectro de algunos ECG's, puede abarcar corriente directa desde 1 kHz, y posteriormente, utilizando un filtro de corte entre 50 Hz y 60 Hz, se logrará suprimir el ruido de la red, es

decir, eliminar invariablemente al menos algo de contenido de la señal. Un circuito de tierra activa (véase la figura 3.3) es el medio preferido para eliminación de este tipo de ruido de modo común.

La señal de modo común en los electrodos de entrada se invierte y se realimenta a través de una resistencia limitadora de corriente (para la proyección paciente). Este circuito, es particularmente útil en la reducción de ruido de la red prevalente, que está acoplado capacitivamente a los dos cables de entrada de señal. Donde GND indica tierra.

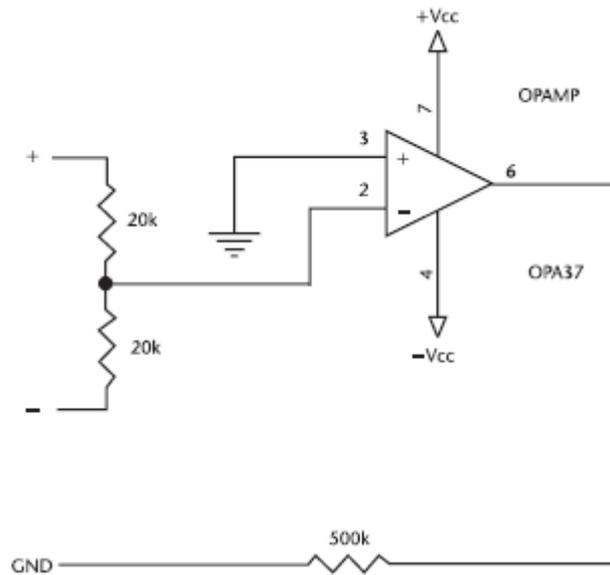


Figura 3. 3: Circuito a tierra activo utilizado para disminuir ruido de modo común.
Fuente: Sornmo, L., & Laguna, P., (2005).

El circuito de puesta a tierra activa, que se muestra en la figura 3.3, funciona tomando la media (modo común) de las tensiones en los dos terminales de entrada de la etapa de preamplificación. A continuación, amplifica e invierte la señal, y luego alimenta la señal resultante de nuevo a tierra, o tensión de referencia, del circuito. Cabe mencionar, que el circuito no elimina contenido de señales diferenciales, pero si logra mitigar el ruido de modo común, es decir, que elimina la parte de la señal que está presente simultáneamente en ambos electrodos.

3.4.4. Aumento de Impedancia de Entrada: Etapa CMOS Buffer.

En un diseño de instrumentación médica, es necesaria una impedancia de entrada alta, como las señales ECG's (en particular las señales electro-fisiológicas) son extremadamente débiles (del orden de varios cientos de μV) y, en consecuencia, no puede suministrar corriente sustancial. Una impedancia de entrada extremadamente alta y un amplificador de potencia, corresponden a una propiedad inherente de un circuito CMOS. Mientras, que un circuito preamplificador como el circuito amplificador operacional CMOS, por lo tanto, sirve como una etapa de desacoplamiento ideal entre la señal electrofisiológica débil y los circuitos de procesamiento de señal analógica posterior.

3.4.5. Preamplificación y aislamiento del Hardware.

Aunque es preferible colocar la etapa de aislamiento después de los amplificadores, esto significa que el usuario deberá redactar sus propios drivers para controladores de A/D. Si discriminamos el ECG, tales como potenciales tardíos, no son importantes, entonces es posible proporcionar aislamiento óptico en la etapa de preamplificación. Esto asegurará una subida de tensión dentro de los circuitos de instrumentación, el cual no podrá electrocutar al paciente (sujeto), y por el contrario, un aumento en los terminales de entrada no dañaría el circuito de instrumentación más allá del preamplificador.

La fuente más fuerte de tales corrientes se origina del acoplamiento capacitivo, a través de la fuente de alimentación del chasis de instrumentación a tierra. Sin embargo, si el chasis que alberga el hardware del ECG está correctamente conectado a tierra, la resistencia mínima de la caja a tierra llevará la mayor parte de la corriente a tierra mediante esta ruta. El amplificador de aislamiento óptico discutido en esta sección, ofrece una muy alta interrupción dieléctrica, o equivalentemente una muy pequeña capacidad, en serie entre el cable y la instrumentación,

de la protección del paciente, para actuar como una vía de la fuga de corriente a tierra.

Las tensiones fisiológicas producidas por los corazones de mamíferos, son del orden de 100 mV hasta varios μV , y el rango dinámico del preamplificador es generalmente $\pm 12 V_{cc}$. El número de diferentes potenciales de media celda en los electrodos, podrían producir una tensión diferencial de CC tan alta como 100 mV, se prevé una ganancia de 25, apropiada en la fase preamplificación, que proporciona una SNR adecuada y, al llegar al estado estacionario, no se satura. Sin embargo, debemos tener cuidado de los diferenciales de potenciales muy altos, que son encontrados en algunas aplicaciones (como la fluctuación lenta de fase de línea de base extrema), y de ganancias inferiores apropiadas.

3.4.6. Filtrado de paso alto

La señal de salida del amplificador de instrumentación, es la entrada del filtro de Bessel pasa alto de octavo orden, cuya frecuencia de corte es 0,1 Hz. Debemos considerar, que para el análisis de ST, se requiere una frecuencia de corte igual a 0,05 Hz, y la otra evidencia indica que existe información útil a 0,02 Hz. Este filtro pasa alto, sirve para eliminar el offset del CC, debida a la media de células potenciales de diferencias en los electrodos, así como otro ruido de la señal de baja frecuencia (fluctuación lenta de fase de línea de base en su mayoría).

La elección de una función de transferencia de Bessel, está motivada por el hecho de que tiene una respuesta de fase óptima. Es decir, que tiene la propiedad aceptable de retardo del grupo, así constante, y la distorsión de fase es insignificante.

Capítulo 4: Interface de Simulación ECG.

4.1. Plataforma de simulación simECG.

La presente plataforma de simulación de señales ECG's, nos permite aplicar el aprendizaje obtenido en el procesamiento de señales ECG. El simulador simECG comprende varias interacciones, tal como se muestra en la captura de pantalla de la figura 4.1.



Figura 4. 1: Captura de pantalla de simECG.

Fuente: El Autor.

En las siguientes secciones, se describirán, tanto: el menú o barra de herramientas, ECG Plotter, HR Display y la opción de etiquetas del simECG, las mismas que se muestran en la figura 4.1.

4.2. Barra de Menú del simECG: FILE.

En la barra de Menú o Herramientas, en la opción FILE, se pueden guardar, cargar datos y preferencias personalizadas (véase la figura 4.2).

- También se puede salir de la aplicación haciendo clic en Salir.
- Para cargar tus preferencias, presione → Archivo de preferencias de carga
- Para guardar sus preferencias presione Archivo → Guardar preferencias
- Para cargar tus configuraciones personalizadas presione → Archivo de configuración personalizado de carga



Figura 4. 2: Captura de pantalla del menú FILE.

Fuente: El Autor.

4.3. Barra de Menú del simECG: PREFERENCES.

En este menú se puede cambiar todos los datos técnicos de la señal ECG, como se describe a continuación. Se puede guardar la configuración y cargar las señales ECG cuando se los necesite.

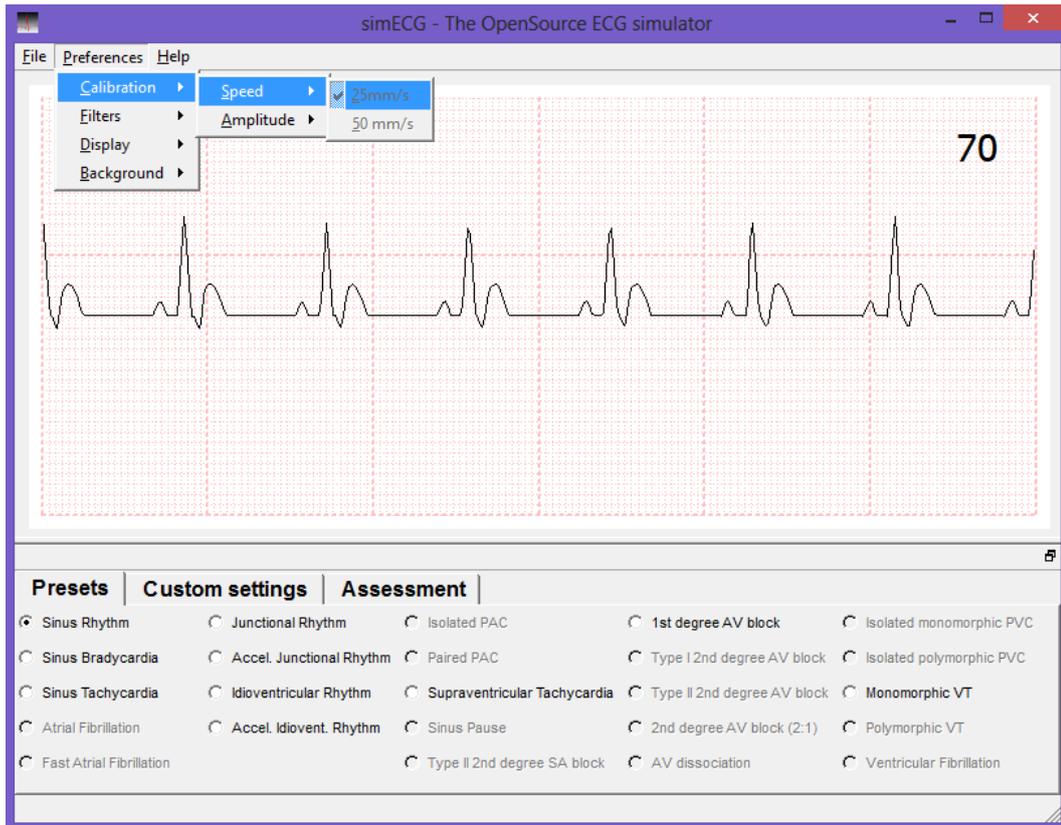


Figura 4. 3: Captura de pantalla del menú PREFERENCES.

Fuente: El Autor.

De la figura 4.3 se describirán cada uno de los elementos o funciones que dispone el menú PREFERENCES.

4.3.1. Calibración.

En este menú (véase la figura 4.3) se puede definir la configuración la calibración específica de cada señal, tales como la velocidad y la amplitud. También, deberá utilizar el estándar de calibración entre 25 mm/s y 10mm/s, o cambiar la velocidad y amplitud de acuerdo a sus necesidades. Para cambiar la velocidad sólo haga clic en Preferencias → Calibración → Velocidad y el que puede establecer los valores de 25 mm/s o 50 mm/s. Para cambiar Amplitud simplemente haga clic en Preferencias → Calibración → Amplitud y el que puede establecer los valores de 10 mm/ o 5 mm/mV.

4.3.2. Filtros.

También, se tiene la opción de configurar la activación y desactivación de los filtros, según las necesidades de su formación específica. Para establecer los filtros deberá activar o Desactivar, vaya a Preferencias → Filtros.

4.3.3. Visualización por Pantalla.

De acuerdo a su necesidades de formación, se puede configurar la señal ECG para balanceó, o simplemente mantenerlo estático. Para configurar las opciones de visualización, haga clic en Preferencias → Mostrar Filtros y seleccione estático o balanceó.

4.3.4. Fondo de pantalla.

Si se requiere enseñar un ECG "puro" se podría mostrar el fondo de papel estándar de un ECG color "rosa". Por otro lado, si usted necesita un enfoque más práctico, por ejemplo, para la simulación del ritmo, entonces la mejor opción sería el monitor con fondo de color negro. Para cambiar el fondo haga clic en Preferencias → Antecedentes y luego seleccione ECG papel o monitor.

4.4. ECG Plotter.

El monitor de ECG plotter es donde se presenta la señal ECG y la frecuencia cardíaca, se muestra en la esquina superior derecha.

4.5. Pestañas del ECG,

4.5.1. Ajustes preestablecidos (Preset).

Aquí se puede realizar los ajustes que se encuentran preestablecidos y que se deberán mostrar en el plotter del ECG. Varios ajustes preestablecidos pueden ser elegidos (véase figura 4.4). Para modificar o cambiar los valores predefinidos que se deseen mostrar, simplemente haga clic en el botón junto a ella.

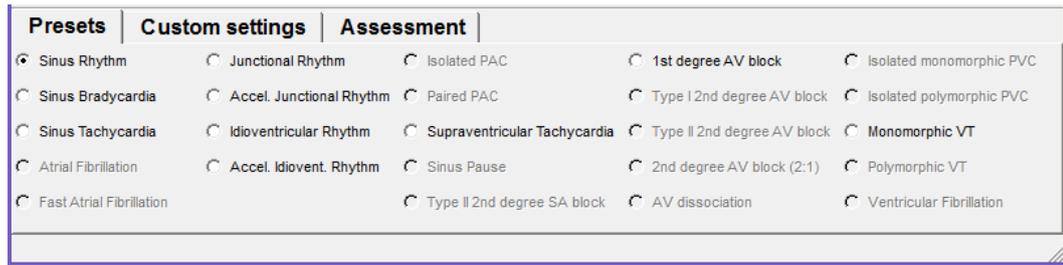


Figura 4. 4: Pestaña de ajustes preestablecidos (Presets).

Fuente: El Autor.

4.5.2. Configuración personalizada (Custom Settings).

En esta etapa, se puede modificar varios parámetros (véase la figura 4.5) de señales ECG, y construir una nueva señal. A continuación, se describen los valores que pueden ser modificados:

- a. Frecuencia cardíaca: oscila entre 30 y 200 latidos por minuto;
- b. Intervalo PR: oscila entre 0,08 s a 0,30 s; inactivo cuando la función AF está activada;
- c. Onda P: puede establecer la amplitud (0,05 a 0,40 mV), la duración (0,04 a 0,14 s) y la polaridad (positiva o negativa); inactivo cuando la función AF está activada;
- d. Complejo QRS: puede establecer la amplitud (0,50 a 2,00 mV), la duración (0,08 a 0,16 s) y morfología (normal, BRD o BRI);
- e. La onda T: puede establecer la amplitud (0,10 a 0,50 mV), la duración (0,10 a 0,40 s) y la polaridad (positiva o negativa);
- f. PAC: al activar la casilla de verificación se podrá definir el número y el acoplamiento del intervalo PAC; no se ha implementado en esta versión;
- g. PVC: al activar la casilla de verificación se podrá definir el número y el acoplamiento del intervalo PVC; no se ha implementado en esta versión;
- h. Condiciones especiales: puede seleccionar una serie de condiciones especiales; no se ha implementado en esta versión;
- i. Otras condiciones: marca de casilla de verificación para activar la fibrilación auricular; no se ha implementado en esta versión.

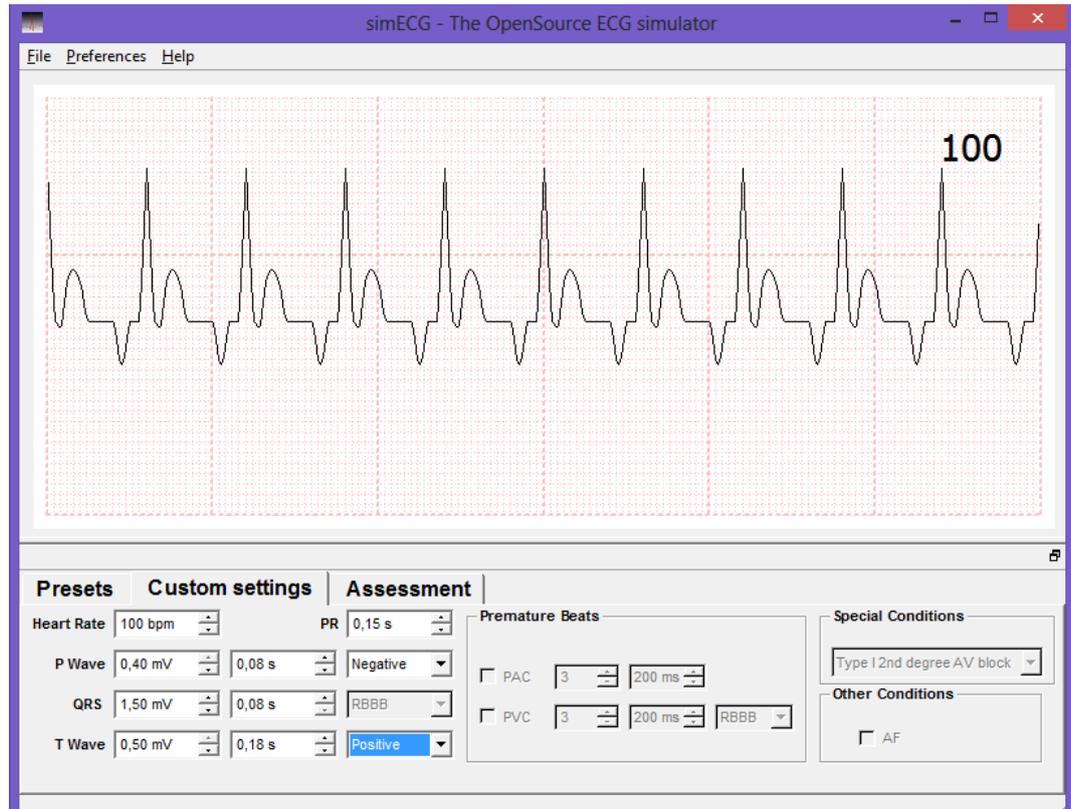


Figura 4. 5: Pestaña de configuración personalizada.
Fuente: J. Coellar y J. Cedeño.

Capítulo 5: Conclusiones y Recomendaciones.

5.1. Conclusiones.

1. Numerosos tipos de análisis de señales ECG han sido desarrollados en base al procesamiento de señales presentados hasta la actualidad. En el presente proyecto de intervención, no está al alcance proporcionar una descripción completa de estos tipos de análisis, sino más bien se realizó un análisis de métodos y herramientas para el procesamiento de señales ECG's.
2. En el estado del arte del procesamiento de señales ECG, se logró describir la señal ECG superficial, las ondas y complejos, variantes del ECG y series temporales que componen a un ECG.
3. Al mismo tiempo, sofisticados métodos también hacen posible la aplicación de algoritmos que interpretan automáticamente las señales ECG's, tanto en términos de morfología (la evaluación de múltiples derivaciones), arritmias y trastornos de la conducción (por lo general del monitoreo de un solo cable).
4. En la parte de adquisición, almacenamiento y transmisión de señales ECG, se revisaron temas como la recopilación de datos, la manera de transmitir datos, tipos y configuraciones de los electrodos, lo cual permitió analizar el hardware para adquirir datos desde un ECG Ambulatorio o fijo.

5.2. Recomendaciones.

1. Este tipo de trabajo se basó en la asignatura de Procesamiento Digital de Señales, en la cual se aprendió el tratamiento de las señales, entre las más destacadas las señales fisiológicas, como este caso las señales ECG. Por lo tanto, sería conveniente que se desarrollen diversos temas de tesis para futuros Maestros en Telecomunicaciones.
2. Sería conveniente que la Maestría en Telecomunicaciones adquiriera equipos de monitoreo o Holter (Hardware) para futuras prácticas del procesamiento o tratamiento de señales electrocardiográficas (ECG).
3. Adquirir la licencia de la plataforma de simulación MatLab 2013 (Software), para que se puedan realizar diseños de adquisición y procesamiento de señales ECG; y de otras plataformas como LabView que sería de gran ayuda para futuros trabajos de posgrado e investigativos en beneficio de la Maestría en Telecomunicaciones y de la Facultad de Educación Técnica para el Desarrollo.

Referencias Bibliográficas

Burhan, E., & Yetkin, T. (2003). *A different virtual instrument for data acquisition and analysis of phonocardiogram*. IJCI Proceedings of International Conference on Signal Processing, ISSN 1304-2386, Volume: 1, Number: 2.

CDISC ODM (2002). *Technical Report: The Clinical Data Interchange Standards Consortium (CDISC)*.

Clifford, G., & Tarassenko, L., (2004). *Segmenting Cardiac-Related Data Using Sleep Stages Increases Separation between Normal Subjects and Apnoeic Patients*. IOP Physiol. Meas., Vol. 25, pp. N27–N35.

Clifford, G., & Tarassenko, L. (2005). *Quantifying Errors in Spectral Estimates of HRV Due to Beat Replacement and Resampling*. IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 52, No. 4, pp. 630–638.

Cuesta F., D. (2001). *Estudio de métodos para procesamiento y agrupación de señales electrocardiográficas*. Departamento de Informática de Sistemas y Computadoras (DISCA) de la Universidad Politécnica de Valencia, España.

Draft, C. (2002). *Technical Report. FDA XML Data Format Design Specification*.

Enderle, J. D. (2007). *The ECG*. Biomedical Engineering of the University of Connecticut.

García G., M. A. (1998). *Estudio de la variabilidad del ritmo cardíaco mediante técnicas estadística, espectrales y no lineales*.

Tesis Doctoral del Departamento de Ingeniería Electrónica de la, Universidad Politécnica de Cataluña, España.

Hamilton, P., & Curley, M. (1987). *EP Limited: Open Source Arrhythmia Detection Software*. Disponible online: <http://www.eplimited.com/>

Hamilton, P., & Tompkins, W. J. (1986). *Quantitative Investigation of QRS Detection Rules Using the MIT/BIH Arrhythmia Database*. IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 33, No. 12.

Kligfield, P. (2003). *QT Analysis: Problems and Prospects*. International Journal of Bioelectromagnetism, Vol. 5, No. 1, pp. 205–206.

Madias, J. E. (2003). *A Comparison of 2-Lead, 6-Lead, and 12-Lead ECGs in Patients with Changing Edematous States: Implications for the Employment of Quantitative Electrocardiography in Research and Clinical Applications*. Chest, Vol. 124, No. 6, pp. 2057–2063.

Mark, R. G. (2004). *Quantitative Physiology: Organ Transport Systems*. Lecture notes from HST/MIT Open Courseware 2004. Disponible en la página web://ocw.mit.edu/OcwWeb/Health-Sciences-and-Technology/HST-542JSpring-2004/CourseHome/.

Martínez, J. P., (2004). *A Wavelet-Based ECG Delineator: Evaluation on Standard Database*. IEEE Trans. on Biomed. Vol. 51, No. 4, pp. 558–570.

Mengana, R., & Espinel, A. (2002). *Herramienta para la Corrección de Artefactos en el ECG ambulatorio*. Trabajo de Diplomado de la Universidad de Oriente, Cuba.

Pan, J., & Tompkins, W. J. (1985). *A Real-Time QRS Detection Algorithm*. IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 32, No. 3, pp. 220–236.

Sánchez, J., & Bernal, G. (2004). *Comprensión de la Señal de Electrocardiográfica (ECG)*. Revista Umbral Científico # 4. Disponible en la página web: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=30400405>

Sánchez M., D. (2008). *Procesado y Transmisión de Señales Biomédicas para El Diagnóstico de Trastornos y Enfermedades del Sueño*. Tesis Doctoral del Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática, Tecnología Electrónica y Electrónica de la Universidad de Cádiz, España.

Sornmo, L., & Laguna, P., (2005). *Bioelectric Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications*. Amsterdam: Elsevier Academic Press.

Vázquez S., C. R., (2001). *Análisis del ECG en Monitorización Ambulatoria para el Diagnóstico Cardíaco y la Predicción de Muerte Cardíaca Súbita*. Tesis Doctoral del Departamento de Ingeniería Electrónica de la Universidad Politécnica de Cataluña, España.

Vidal, C. & Pavesi, L. (2004). *Construcción de un Electrocardiógrafo Digital y Desarrollo de Algoritmos para la medición de parámetros relevantes al diagnóstico médico*. Tesis de Licenciatura de la Universidad Católica del Maule, Talca, Chile.

Wang, H., (2004). *Methods and Tools for Generating and Managing ecgML-Based Information*. Computers in Cardiology, Vol. 31, pp. 573–576.

Welinder, A. (2004). *Comparison of Signal Quality between EASI and Mason-Likar 12-Lead Electrocardiograms During Physical Activity*. *Am. J. Crit. Care.*, Vol. 13, No. 3, pp. 228–234.