



ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

**DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y
TELECOMUNICACIONES**

**CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN
Y CONTROL**

**TRABAJO DE TITULACIÓN, PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL
TÍTULO DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y
CONTROL**

**TEMA: “DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN DISPOSITIVO
PORTÁTIL PARA LA DETECCIÓN DE ARRITMIAS CARDÍACAS EN
BASE AL SENSADO Y ANÁLISIS DE LA SEÑAL ECG”.**

AUTOR: ARIAS REVELO, JUAN SEBASTIÁN

DIRECTOR: ING. ARCENTALES VITERI, ANDRÉS RICARDO MSC.

SANGOLQUÍ

2018



DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA, Y
TELECOMUNICACIONES

CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN
Y CONTROL

* CERTIFICACIÓN

Certifico que el trabajo de titulación “DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN DISPOSITIVO PORTÁTIL PARA LA DETECCIÓN DE ARRITMIAS CARDÍACAS EN BASE AL SENSADO Y ANÁLISIS DE LA SEÑAL ECG” fue realizado por el señor **Arias Revelo, Juan Sebastián** el mismo que ha sido revisado en su totalidad, analizado por la herramienta de verificación de similitud de contenido; por lo tanto cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, razón por la cual me permito acreditar y autorizar para que lo sustente públicamente.

Sangolquí, 10 de Diciembre del 2018


Ing. Alconales Viteri, Andrés Ricardo PHD.
CI 1712480746



**DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA, Y
TELECOMUNICACIONES**

**CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN
Y CONTROL**

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Yo, **Juan Sebastián Arias Revelo**, declaro que el contenido, ideas y criterios del trabajo de titulación: **“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN DISPOSITIVO PORTÁTIL PARA LA DETECCIÓN DE ARRITMIAS CARDÍACAS EN BASE AL SENSADO Y ANÁLISIS DE LA SEÑAL ECG”** es de mi autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, respetando los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas utilizadas.

Consecuentemente el contenido de la investigación mencionada es veraz.

Sangolquí, 10 de Diciembre del 2018

JUAN SEBASTIÁN ARIAS REVELO

CI: 1722242748



**DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA, Y
TELECOMUNICACIONES**

**CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN
Y CONTROL**

AUTORIZACIÓN

Yo, **Arias Revelo, Juan Sebastián**, autorizo a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar el trabajo de titulación **“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN DISPOSITIVO PORTÁTIL PARA LA DETECCIÓN DE ARRITMIAS CARDÍACAS EN BASE AL SENSADO Y ANÁLISIS DE LA SEÑAL ECG”**, en el Repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi autoría y responsabilidad.

Sangolquí, 10 de Diciembre de 2018

JUAN SEBASTIÁN ARIAS REVELO

CI: 1722242748

DEDICATORIA

Dedico el presente trabajo de titulación a Dios y a mi Madre Celestial, por cuidarme, apoyarme, y brindarme cobijo a lo largo de mis 25 años de vida.

A mis padres Jaime Heriberto Arias Velarde y Mariana de Jesús Revelo Proaño, por haber caminado de la mano junto a mí durante toda mi vida y ser mi fuente de inspiración, aspiraciones, amor y apoyo. A mi abuelita que siempre me cuidó en vida y lo sigue haciendo en el cielo.

De igual forma a mi familia y amigos, y finalmente a mi persona por toda la dedicación y esfuerzo de los cuales me siento muy orgulloso.

AGRADECIMIENTOS

Primeramente agradezco a Dios y mi Madre Celestial por todo el cuidado y amor que me han brindado en cada instante de mi vida, y principalmente por haber puesto en mi camino a tantas personas maravillosas que no solo han sido parte de mi vida, sino que han forjado junto a mi todo lo que soy.

A mi padre, por haber sido el mejor consejero, por todo su amor y dedicación, por haber sido un maestro y un amigo, por esa mano cálida que siempre me levantaba y me motivaba a seguir adelante.

A mi madre, por levantarme cada que me tropezaba, por haberme puesto todo su amor y vida a mi disposición, por cada madrugada que se levantaba a darme algo de comer junto a un abrazo y una sonrisa, por cada mala noche, por cada llamada de preocupación, por cada felicidad y problema que hemos compartido, gracias mamá.

A mi familia por siempre apoyarme de una u otra forma, por las palabras de aliento y el cariño que siempre me han dado.

A mis amigos, por ser los hermanos que he escogido, por todas las risas y anécdotas, por haberse convertido en parte de mi familia.

Un agradecimiento especial a Cynthia Villagrán, por haberme apoyado durante la mayor parte del transcurso de mi carrera, y haberme brindado su cariño y ayuda en un sinnúmero de momentos.

Y finalmente a mi persona, por toda la paciencia, dedicación, y esfuerzo entregados a lo largo de estos años.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

CERTIFICACIÓN	i
AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD	ii
AUTORIZACIÓN	iii
DEDICATORIA	iv
AGRADECIMIENTOS	v
ÍNDICE DE CONTENIDOS	vi
ÍNDICE DE TABLAS	x
ÍNDICE DE FIGURAS	xii
RESUMEN	xvi
ABSTRACT	xvii
CAPÍTULO I	1
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN	1
1.1 Antecedentes	1
1.2 Justificación e Importancia	4
1.3 Alcance.....	7
1.4 Objetivos	9
1.4.1 Objetivo general	9
1.4.2 Objetivos específicos.....	9

CAPÍTULO II	10
SISTEMA CARDIOVASCULAR Y EL ELECTROCARDIOGRAMA	10
2.1 Anatomía y funciones del sistema cardiovascular	10
2.1.1 La sangre	10
2.1.2 El corazón.....	12
2.1.3 Los vasos sanguíneos	16
2.2 Actividad eléctrica del corazón	17
2.3 Adquisición de la señal ECG	23
2.4 Las derivaciones del electrocardiograma	25
2.4.1 Derivaciones bipolares	25
2.4.2 Derivaciones unipolares aumentadas	27
2.4.3 Derivaciones unipolares precordiales.....	29
2.5 Registro de señales ECG.....	33
2.5.1 Dispositivos wearables ECG.....	36
2.6 Enfermedades cardiovasculares	38
CAPÍTULO III	44
DISEÑO HARDWARE DEL DISPOSITIVO PORTABLE ECG.	44
3.1 Introducción	44
3.2 Consideraciones de diseño	45

3.3	Diseño del circuito para la adquisición de la señal ECG	46
3.3.1	Sistema de transducción	46
3.3.2	Pre-amplificación de la señal ECG.	48
3.3.3	Etapas de filtrado de la señal ECG.	52
3.3.4	Amplificación de la señal.	63
3.3.5	Acondicionamiento de la señal.	64
3.3.6	Procesamiento digital de la señal.	69
3.4	Estudio comparativo de la señal ECG.	72
3.5	Componente hardware finalizado.	85
CAPÍTULO IV		89
DISEÑO DEL ALGORITMO DEL DISPOSITIVO PORTABLE ECG.		89
4.1	Introducción.	89
4.2	Procesamiento digital de la señal ECG.	90
4.3	Algoritmo de detección de ritmo cardiaco	93
4.4	Detección de intervalos RR.	99
4.5	Algoritmo de clasificación de arritmias cardiacas	100
4.5.1	Clasificación de arritmias.	103
4.5.2	Pruebas y evaluación del algoritmo de detección de arritmias	104
4.6	Diseño e implementación de la aplicación android.	108

CAPÍTULO V	115
PRUEBAS Y RESULTADOS	115
5.1 Introducción	115
5.2 Parámetros de pruebas.....	116
5.3 Resultados obtenidos.....	122
CAPÍTULO VI	126
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	126
6.1 Hardware del dispositivo portable ECG.....	126
6.2 Diseño del algoritmo del dispositivo portable ECG.....	128
6.3 Pruebas y resultados.....	131
BIBLIOGRAFÍA	133

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 <i>Principales arritmias cardiacas</i>	43
Tabla 2 <i>Características del encapsulado AD620</i>	49
Tabla 3 <i>Listado de componentes filtro pasa-altos</i>	58
Tabla 4 <i>Listado de componentes filtro pasa-bajos</i>	61
Tabla 5 <i>Opciones de Tarjetas Electrónicas</i>	69
Tabla 6 <i>Principales Características Tarjeta ESP32</i>	70
Tabla 7 <i>Principales Pines Tarjeta ESP32. ESP32</i>	70
Tabla 8 <i>Electrodos utilizados en la realización del estudio comparativo</i>	74
Tabla 9 <i>Tabla de datos (Electrodo Estándar de AgCl)</i>	77
Tabla 10 <i>Tabla de datos (Electrodo tipo parche de AgCl)</i>	78
Tabla 11 <i>Tabla de datos (Electrodo seco cuadrado de acero inoxidable 1,5 cm de lado)</i>	79
Tabla 12 <i>Tabla de datos (Electrodo seco cuadrado de acero inoxidable 1 cm de lado)</i>	81
Tabla 13 <i>Tabla de datos (Electrodo seco circular de acero inoxidable 1,5 cm de diámetro)</i>	82
Tabla 14 <i>Tabla de datos (Electrodo seco circular de acero inoxidable 1 cm de diámetro)</i>	83
Tabla 15 <i>Características de Baterías Polímero Litio</i>	87
Tabla 16 <i>Valor de desviación estándar máximo identificado en el vector resultante</i>	101
Tabla 17 <i>Codificación de arritmias cardiacas</i>	103
Tabla 18 <i>Matriz de confusión de detección de señales ECG con latidos ectópicos</i>	106
Tabla 19 <i>Matriz de confusión de detección de señales ECG con bradicardia</i>	107
Tabla 20 <i>Matriz de confusión de detección de señales ECG con taquicardia</i>	107
Tabla 21 <i>Matriz de confusión de detección de señales ECG con taquicardia ventricular</i>	107
Tabla 22 <i>Matriz de confusión de detección de señales ECG con fibrilación ventricular</i>	108

Tabla 23 <i>Resultados de pruebas realizadas en estado basal</i>	123
Tabla 24 <i>Resultados del análisis de datos en pruebas de estado de esfuerzo moderado.</i>	123
Tabla 25 <i>Resultados del análisis de datos obtenidos en estado de máximo esfuerzo físico.</i>	124

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.- Frotis sanguíneo.	12
Figura 2.- Fisionomía básica del corazón	13
Figura 3.- Diagrama del flujo Sanguíneo	15
Figura 4.- Estructura interna de los vasos sanguíneos	17
Figura 5.- Potencial de acción en una fibra contráctil del músculo cardíaco.....	19
Figura 6.- Sistema de conducción cardíaco.....	20
Figura 7.- Gráfica de los potenciales de acción durante el ciclo de trabajo del corazón.	21
Figura 8.- Secuencia del ciclo de trabajo del músculo cardíaco.	22
Figura 9.- Modelo eléctrico de un (a) electrodo con gel, (b) electrodo seco.	24
Figura 10.- Señales ECG resultantes de las derivaciones bipolares.....	26
Figura 11.- Esquema del triángulo de Einthoven y posicionamiento de electrodos.	27
Figura 12.- Señales ECG resultantes de las derivaciones unipolares aumentadas.....	28
Figura 13.- Esquema de las derivaciones unipolares VR, VL, y VF.	28
Figura 14.- Esquema de la ubicación de las derivaciones precordiales.	29
Figura 15. Morfología de la señal obtenida por medio de la derivación precordial V1.	30
Figura 16.- Morfología de la señal obtenida por medio de la derivación precordial V2.	30
Figura 17.- Morfología de la señal obtenida por medio de la derivación precordial V3.	31
Figura 18.- Morfología de la señal obtenida por medio de la derivación precordial V4.	32
Figura 19.- Morfología de la señal obtenida por medio de la derivación precordial V5.	32
Figura 20.- Morfología de la señal obtenida por medio de la derivación precordial V6.	33
Figura 21.- Dispositivo ECG QARDIOCORE.	36
Figura 22.- Dispositivo ECG CALM.	37

Figura 23.- Dispositivo ECG ZIO - XT.	38
Figura 24.- Señal ECG con extrasístole ventricular.	39
Figura 25.- Señal ECG con bradicardia presente.	40
Figura 26.- Señal ECG con taquicardia presente.	41
Figura 27.- Señal ECG con taquicardia auricular (supraventricular) presente.	41
Figura 28.- Señal ECG con taquicardia ventricular presente.	42
Figura 29.- Señal ECG con fibrilación ventricular presente.	42
Figura 30.- Diagrama de bloques del componente hardware del dispositivo portable ECG.	44
Figura 31.- Diagrama de bloques del circuito de adquisición de señales ECG.	46
Figura 32.- Ubicación de los electrodos del dispositivo ECG portable.	47
Figura 33.- Esquema general de un amplificador de instrumentación.	48
Figura 34.- Diagrama de pines del integrado AD620.	49
Figura 35.- Diagrama de pines del integrado TL084.	50
Figura 36.- Circuito recomendado para la adquisición de señales ECG.	51
Figura 37.- Diagrama eléctrico Etapa de amplificación primaria y circuito de referencia.	52
Figura 38.- Diagrama de Amplitud y Fase de un filtro pasa-banda real.	53
Figura 39.- Diagrama de atenuación en magnitud de un filtro pasa-bajo tipo Butterworth.	54
Figura 40.- Diagrama de atenuación en magnitud de un filtro pasa-bajos tipo Tschebyscheff. ...	54
Figura 41.- Diagrama de fase de filtros pasa-bajo primer orden de diferente tipología.	55
Figura 42.- Diagrama de magnitud de filtros pasa-bajo primer orden de diferente tipología.	55
Figura 43.- Diseño de filtro pasa-altos de segundo orden Butterworth.	57
Figura 44.- Diagrama de bode del filtro pasa-altos.	58
Figura 45.- Diagrama eléctrico Filtro pasa-alto implementado.	59

Figura 46.- Diseño de filtro pasa-bajos de segundo orden Butterworth	60
Figura 47.- Diagrama de bode filtro pasa-bajos.....	61
Figura 48.- Diagrama eléctrico Filtro pasa-bajos implementado.....	62
Figura 49.- Gráfica de la señal ECG sensada (rojo), versus la señal ECG filtrada (azul).	62
Figura 50.- Diagrama eléctrico Amplificación final implementado.....	64
Figura 51.- Diagrama eléctrico Acondicionamiento de la señal implementado.....	66
Figura 52.- Diagrama eléctrico unificado del circuito de adquisición de señales ECG.....	68
Figura 53.- Tarjeta electrónica ESP32	70
Figura 54.- Electrocardiógrafo multicanal Cardioexpress SL3.....	73
Figura 55.- Contraste de las señales registradas por el dispositivo ECG (azul) vs DI (rojo).....	77
Figura 56.- Contraste de las Señales registradas por el dispositivo ECG (azul) vs V6 (rojo)	79
Figura 57.- Contraste de las Señales registradas por el dispositivo ECG (azul) vs DI (rojo).....	80
Figura 58.- Contraste de las Señales registradas por el dispositivo ECG (azul) vs DI (rojo).....	81
Figura 59.- Contraste de las Señales registradas por el dispositivo ECG (azul) vs V5 (rojo)	83
Figura 60.- Contraste de las Señales registradas por el dispositivo ECG (azul) vs DI (rojo).....	84
Figura 61.- Diseño PCB del circuito del dispositivo ECG portable.	85
Figura 62.- Vista superior del modelo 3D de la placa PCB.	85
Figura 63.- Placa PCB final del dispositivo ECG portable.....	86
Figura 64.- Puntos de sujeción de electrodos del dispositivo portable ECG.	86
Figura 65.- Batería de Litio 3.7 Voltios DC, 900 mAh.....	87
Figura 66.- Vista superior y de planta de la carcasa del dispositivo portable ECG.....	88
Figura 67.- Diagrama de bloques del componente software del dispositivo portable ECG.	90
Figura 68.- Diagrama de Bode de magnitud y fase del filtro digital pasa-alto.	91

Figura 69.- Diagrama de Bode de magnitud y fase del filtro digital pasa-bajos.....	92
Figura 70.- Señal ECG previa (a), versus señal ECG posterior al filtrado digital (b).	93
Figura 71.- Señal ECG con características normales obtenida de la base de datos Physionet.	95
Figura 72.- Señal ECG sometida al proceso de derivación.....	95
Figura 73.- Señal ECG resultante del proceso de derivación y potenciación cuadrática.....	96
Figura 74.- Ubicación de Picos R identificados en la señal ECG original.	99
Figura 75.- Tacograma en el dominio del tiempo resultante de los intervalos RR	100
Figura 76.- Irregularidad (a), y pico (b) generados por el movimiento de electrodos.	102
Figura 77.- Pantalla principal aplicación "Safe Heart".	110
Figura 78.- Aviso emergente "Detección de Arritmia".....	110
Figura 79.- Diagrama de flujo algoritmo de detección y alarma App.	111
Figura 80.- Pantalla secundaria de Gestión de Contactos	112
Figura 81.- Sub-pantalla de navegación de contactos.....	113
Figura 82.- Señal ECG en estado basal con 70 latidos/minuto presentes.	117
Figura 83.- Ritmo cardiaco obtenido bajo el algoritmo implementado en Matlab 2014a	117
Figura 84.- Datos proporcionados por obtenido bajo el algoritmo la aplicación Safe Heart.....	118
Figura 85.- Señal ECG en estado de esfuerzo moderado con 88 latidos/minuto.....	119
Figura 86.- Ritmo cardiaco obtenido bajo el algoritmo implementado en Matlab 2014a	119
Figura 87.- Datos proporcionados por la aplicación Safe Heart.	120
Figura 88.- Señal ECG en estado de máximo esfuerzo con 114 latidos/minuto.....	121
Figura 89.- Ritmo cardiaco obtenido bajo el algoritmo implementado en Matlab 2014a	121
Figura 90.- Datos proporcionados por la aplicación Safe Heart.	122

RESUMEN

Un electrocardiograma representa la manera más fiable de corroborar como se encuentra la actividad eléctrica del corazón. Este examen es necesario para personas que presentan enfermedades cardíacas, principalmente arritmias, siendo necesario un monitoreo constante mediante dispositivos ECG portables. El principal problema reside en la funcionalidad de estos dispositivos, limitándose al monitoreo y almacenaje de la señal sin generar una alarma en caso de presentarse una arritmia. Por esto resulta imprescindible el diseño e implementación de un dispositivo portable que permita la detección de arritmias mediante el análisis de la actividad eléctrica del corazón registrada en la señal ECG. El dispositivo portable consta de dos electrodos en configuración bipolar para el registro de la señal y un tercer electrodo como referencia. La morfología y material de los electrodos fue seleccionado por medio de un estudio comparativo. La señal sensada es acondicionada para poder ser evaluada mediante una rutina software que permite la detección de arritmias. El algoritmo de detección se basa en dos puntos clave, la detección de picos por medio del algoritmo de Pan Tompkins, y la duración de intervalos RR. La información obtenida es transmitida y receptada mediante una aplicación en un dispositivo inteligente móvil. De obtener un resultado positivo en la presencia de una arritmia, la aplicación procede a alertar, vía mensaje de texto, a los contactos de emergencia del paciente. De esta manera se disminuye el tiempo transcurrido desde que sucede un evento cardíaco, hasta la llegada de ayuda médico-profesional.

PALABRAS CLAVE:

- **ECG PORTABLE**
- **DETECCIÓN ARRITMIAS**
- **ALERTA DE EVENTOS**

ABSTRACT

An electrocardiogram represents the most reliable way of corroborating how the electrical activity of the heart is. This test is necessary for people who present events or cardiac diseases, mainly arrhythmias, being necessary a constant monitoring by portable ECG devices. The main problem is the functionality of these devices, limited to the monitoring and storage of the signal without generating an alarm in case of an arrhythmia. Therefore, the design and implementation of a portable device that allows the detection of arrhythmias by analyzing the electrical activity of the heart recorded in the ECG signal is essential. The portable device consists of two electrodes in bipolar configuration for recording the signal and a third electrode as a reference. The morphology and material of the electrodes was selected by a comparative study. The sensed signal is conditioned to be evaluated by a software routine that allows the detection of arrhythmias. The detection algorithm is based on two key points, the detection of peaks by Pam Tompkins algorithm, and the ratio of RR intervals. The information obtained is transmitted through the Bluetooth protocol to an Android application on a mobile smart device. To obtain a positive result in the presence of an arrhythmia, the application proceeds to alert, with a text message, to the emergency contacts of the patient. In this way, the time between the occurrence of a cardiac event and the arrival of medical professional help is reduced.

KEYWORDS:

- **PORTABLE ECG**
- **ARRHYTHMIA DETECTION**
- **EVENT ALERT**

CAPÍTULO I

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

1.1 ANTECEDENTES

Las enfermedades cardiovasculares (ECV) son una de las principales causas de muerte en todo el mundo. El 31,5% de todas las muertes de 54,9 millones de personas reportadas en el año 2013 en Europa, fueron por fallos cardíacos desencadenados por enfermedades cardiovasculares. En los últimos años el accidente cerebrovascular y la cardiopatía isquémica (principales afecciones que conllevan a un paro cardíaco) son algunas de las causas que más comúnmente acarrearán consigo el deceso de los pacientes. En países del tercer mundo las ECV son aún más graves, y siguen siendo de las principales causas de mortalidad en pacientes con este tipo de patologías. (Lahdenoja, Koivisto, Jafari, & Iftikhar, 2017).

Sólo una cuarta parte de los pacientes son capaces de reconocer inmediatamente los síntomas de un paro cardíaco. Según los especialistas, la ayuda de emergencia es más efectiva si se administra durante las próximas 4 horas después del evento. Este periodo de tiempo es considerado propicio para prevenir complicaciones graves y daños del corazón u otros órganos importantes.

El paro cardíaco significa que el tejido muscular cardíaco está muriendo por un suministro insuficiente de sangre y oxígeno en el corazón debido a que el flujo sanguíneo en las arterias coronarias está bloqueado, o al suscitarse una fibrilación el corazón no puede bombear sangre apropiadamente.

La mayoría de ataques cardíacos tienen lugar al bloquearse una de las arterias coronarias, principalmente por la formación de coágulos. Estas arterias son las encargadas de llevar sangre y

oxígeno al corazón, por lo que si el flujo es obstruido se genera el deterioro y posterior muerte del tejido cardíaco. El estrechamiento de los vasos sanguíneos que proveen sangre y oxígeno se conoce como enfermedad cardíaca coronaria o CHD. (Chen, 2016)

Los pacientes que presentan enfermedades como hipertensión arterial, diabetes, u otros factores de riesgo son más propensos a sufrir un ataque cardíaco. Se consideran factores de riesgo de dos tipos: Que no se pueden modificar (Edad, género, genes o raza), y que si se pueden modificar (ser fumador, presentar índices de colesterol alto, padecer diabetes, hipertensión arterial, estilo sedentario de vida, padecer obesidad, estrés, ingerir bebidas alcohólicas). Todos estos factores conllevan a una persona a ser más propensa de adquirir una CHD y por ende sufrir un paro cardíaco. (Chen, 2016)

Los métodos generales de diagnóstico son el ECG y el análisis de marcadores cardíacos. De esta manera se analiza la señal ECG y se puede detectar lesiones en el músculo miocárdico que conlleven a una necrosis por falta de irrigación sanguínea y culminar en un cese de las funciones cardiacas. (Lee, Jung, Lee, & Tae Kim, 2014)

De igual forma otro método para la detección es realizar exámenes sanguíneos para detectar niveles elevados de una proteína del músculo cardiaco conocida como troponina, lo cual indica lesión en ese músculo. Actualmente este examen provee un 94-96% de acierto al identificar lesiones en el músculo cardíaco, sin embargo, estos deben realizarse en una institución médica certificada con cita previa.

Otro tipo de evento que comúnmente puede desencadenar un ataque cardíaco son las arritmias. Entre los eventos de arritmia considerados de riesgo se encuentran las fibrilaciones ventriculares, fibrilación auricular, taquicardia ventricular sin pulso, entre otros, que pueden ser causados por presentar isquemias y lesiones que desembocan en un IAM (Infarto Agudo al

Miocardio). Estas irregularidades en el ritmo cardíaco pueden ser detectadas por medio de un análisis del ECG del paciente.

Las arritmias se dan por la activación de focos ectópicos en el músculo cardíaco que conllevan a la generación de un ritmo cardíaco anormal y descompasado, lo cual es potencialmente mortal. La fibrilación tanto auricular como ventricular, generan contracciones tipo temblor en las cámaras del corazón lo que impide que la sangre sea bombeada con normalidad e inclusive que esta no sea bombeada, lo que conlleva a la muerte de órganos vitales por falta de oxígeno y a un paro cardíaco. Estas patologías se las debe atender inmediatamente con atención médico-profesional para evitar un daño que pueda ser irreversible en el músculo cardíaco y ponga en riesgo la vida del paciente. La detección inmediata de estas afecciones al momento de suscitarse dispone la diferencia entre la vida o la muerte del paciente. (Zieve, Ogilvie, & Chen, 2016)

Un síntoma común es el dolor torácico agudo, que también puede ser síntoma de otros fenómenos menos severos. El tiempo que transcurre desde el inicio del evento cardíaco, hasta la operación cardiovascular afecta drásticamente al resultado del tratamiento. Por lo tanto, es esencial guiar a una persona que sufre de síntomas de paro cardíaco y necesita tratamiento médico al hospital lo antes posible. (Lahdenoja, Koivisto, Jafari, & Iftikhar, 2017)

El uso de Smart-phones cada día se vuelve más práctico y necesario para personas de toda edad principalmente por las facilidades que brindan los mismos a sus usuarios. La opción de integrar un sinnúmero de aplicaciones al dispositivo inteligente brinda un mar de posibilidades tanto para desarrolladores, como para el público en general. Es por esta razón que muchas de las actividades que se realizan con dispositivos específicos han sido integradas en apps al alcance de cualquier persona. En el ámbito de la medicina se han desarrollado distintos gadgets o

dispositivos que, al ser utilizados en combinación con una aplicación instalada en el Smartphone, brindan medidas biométricas como son la presión arterial, pulso cardíaco, temperatura corporal, etc. Bajo este principio es posible desarrollar métodos para una detección temprana de arritmias o ataques cardíacos y de esta forma decrementar la franja temporal desde que una persona sufre estas condiciones, hasta su ingreso a un hospital, por lo que se consigue incrementar la posibilidad de una recuperación sin daños irreversibles en el músculo cardíaco.

1.2 JUSTIFICACIÓN E IMPORTANCIA

Uno de los factores más significativos que aumentan los riesgos de deceso al suscitarse un evento o fallo cardíaco es la edad del paciente, centrándose principalmente en pacientes adulto-mayores, es decir con más de 65 años. En Estados Unidos, en el año 2002 se registró que un 35% de las muertes ocurridas en pacientes adulto-mayores se dieron por fallos cardíacos, y este porcentaje ha ido en aumento cada año. Otro factor indirecto en el aumento de estos índices es la falta de estudios enfocados a combatir y/o prevenir este tipo de afecciones cardíacas en este subgrupo, ya que se lo considera un caso aislado. El alto porcentaje de mortalidad en este grupo no solo se presenta a causa de una edad avanzada, que si bien es identificado como el principal factor, ha este se le suman que los pacientes presentan una mayor comorbilidad, al igual que la asistencia a consultas médicas de control son menos frecuentes, e inclusive una errónea o nula aplicación de tratamiento. Con el avance de la medicina en estos últimos años se ha logrado que, tanto la prevención, como el diagnóstico y tratamiento de patologías sean realizados de forma temprana y puedan ser corregidos, de esta manera aumentar la expectativa de vida de pacientes con diferentes enfermedades, por lo que en el año 2025, se espera que la población adulto-mayor

aumente un 20%, y será esencial tener soluciones listas para el tratamiento de nuevos pacientes con patologías cardíacas. (Ugalde, Ugalde, & Muñoz, 2010).

Los factores de riesgo de presentar una CHD que conlleve a un IAM y/o desencadenen en un cese de las funciones cardíacas, sean estos modificables, como no modificables, afectan a un grupo cada vez mayor de personas, principalmente adultos mayores, que se espera a futuro siga en aumento, gracias a que la medicina ha logrado aumentar la esperanza y calidad de vida (Ugalde, Ugalde, & Muñoz, 2010), por lo que un monitoreo constante de la actividad eléctrica del corazón es de vital importancia para este grupo de personas.

Otro factor de riesgo, principalmente para personas con movilidad restringida o adultos mayores que se encuentren dentro del grupo de riesgo, es la dificultad de comunicarse rápidamente con algún familiar/amigo o servicio de emergencias al momento de presentar un cuadro arritmia o ataque cardíaco. Un estudio realizado por la Facultad de Psicología de la Universidad de Granada a 350 personas con edades entre 65 y 95 años presenta datos de importancia para desarrollar dispositivos que se enfoquen principalmente en este grupo. Del total de 350 personas, solo un 11,1% afirmó no presentar ninguna enfermedad crónica, 45% afirmó presentar una enfermedad crónica, y el 43,9% restante afirmó tener más de dos enfermedades crónicas. Del 88,9% de personas con enfermedades crónicas, un 64,3% indicó padecer hipertensión arterial y el 40,3% padecer de diabetes en sus diferentes tipos. Estos datos indican que este grupo es propenso a presentar un cuadro de alteraciones en el ritmo cardíaco o cese de funciones del músculo. (Sequeira Daza, Noviembre, 2011)

Haciendo una referencia al estudio previamente analizado, este nos indica de igual forma que del total de 350 personas, un 54% de estas conviven con dos o menos familiares/amigos/allegados de confianza, por lo que si estas personas trabajan o llevan un estilo de vida que no les permita

estar junto a la persona que por su condición presente varios factores de riesgo de CHD que susciten a un ataque cardíaco, esto disminuye las posibilidades de recuperación del paciente de presentarse dicho evento. (Sequeira Daza, Noviembre, 2011).

En el Ecuador las enfermedades cardíacas son la principal causa de muerte con un porcentaje total de 10,3% de muertes registradas en el 2012, siendo los paros cardíacos el 7,7%. El Instituto Nacional de Estadísticas Y censos del Ecuador (INEC) reportó que alrededor de 12.000 personas murieron en el 2014 por enfermedades relacionadas a fallos cardíacos. En el 2016 la Organización Panamericana de Salud (OPS) realizó un estudio en Ecuador donde se encuestó a 2231 personas entre 18 y 69 años, de los cuales el 30% presenta riesgo de padecer enfermedades cardiovasculares en un futuro. (Diario El Comercio, 2016)

Todos estos datos abren camino al desarrollo e implementación de un dispositivo portátil de monitoreo de las señales eléctricas del corazón que genere una alerta en caso de ocurrir un evento de peligro. Los eventos que presenten una sintomatología de lesión en el músculo cardíaco o arritmias son indicativos de que el usuario está próximo a sufrir un ataque cardíaco por lo cual se deben tomar acciones inmediatas.

El sistema descrito no solo estará enfocado hacia el grupo de adultos mayores con enfermedades crónicas, si no, también a personas que presenten uno o varios factores de riesgo de sufrir un paro cardíaco, todo esto con el fin de conseguir salvar un mayor número de vidas y disminuir complicaciones o daños irreversibles en el músculo cardíaco de las personas que sufren dichas enfermedades.

Con el auge y aumento del uso de dispositivos móviles inteligentes que trabajan simultáneamente con otros sistemas, accesorios o gadgets por medio de aplicaciones software, el enfoque de estos hacia la adquisición de señales ECG tanto por facilidad de uso, como por

minimización de costos se han convertido en una opción viable para desarrolladores y usuarios que hacen disposición de estos sistemas.

1.3 ALCANCE

Se propone el diseño e implementación de un sistema portátil que permita el registro de la señal ECG por medio de una configuración de electrodos que presente una buena relación desempeño/comodidad tanto para el sensado de la señal, como para el empleo por parte del usuario. Esto con el objetivo de registrar y analizar la señal ECG y detectar posibles arritmias que puedan conllevar a un cese del funcionamiento del músculo cardíaco. De encontrar alguna anomalía, el sistema debe ser capaz de alertar al usuario para que busque ayuda médica de forma inmediata o alerte a un familiar/personal médico.

El dispositivo constará de dos partes fundamentales: la primera será un sistema de sensado de las señales eléctricas del corazón portátil el cual estará adherido al usuario y constará de un módulo de transmisión de datos inalámbrico; la segunda será una aplicación que pueda ser instalada en un dispositivo móvil inteligente el cual reciba los datos enviados por el dispositivo de sensado y realice acciones inmediatas para alertar al usuario.

Para el sensado de la señal ECG se realizarán pruebas con varios tipos de electrodos y configuraciones para poder cualificar el desempeño de estos versus la facilidad de conexión y comodidad que presentan al usuario. De igual manera se realizarán pruebas con diferentes tipos de alimentación que permitan al sistema trabajar de forma portátil sin disminuir la capacidad de procesamiento del mismo.

El hardware referente a la parte electrónica se realizó en primera instancia en un protoboard, para que una vez decidido que el diseño es el adecuado, se pueda implementar el circuito en una

placa PCB con dimensiones lo mínimas posibles. Una vez realizado el dispositivo se pasará a una etapa de prueba donde por medio de señales simuladas se hará un testeo de todo el sistema para depurar cualquier posible error.

Se desarrollará en primera instancia un algoritmo software en lenguaje de alto nivel para analizar señales ECG e identificar arritmias existentes. Para esto se utilizará señales extraídas de una base de datos médica PhysioNet (PHYSIONET, Physionet, 2018), que presenten arritmias cardíacas. Una vez culminado este proceso y habiéndose realizado las pruebas pertinentes, se integrará el algoritmo al microcontrolador del dispositivo hardware diseñado.

El sistema va conectado a un dispositivo móvil inteligente a través de una aplicación que deberá desarrollarse para ser soportada por sistemas operativos Android y trabajar sin ningún problema bajo esta condición. El principal objetivo de la aplicación será indicar si ha ocurrido alguna arritmia en la señal obtenida del corazón, y si este fuera el caso, alertar al usuario sobre lo ocurrido para que busque ayuda médica de manera inmediata o alertar a un familiar/personal médico.

Para la realización de todo el proceso mencionado anteriormente se deberá realizar una investigación previa tanto de estudios, como de dispositivos en el mercado que realicen funciones similares al sistema planteado. Esto con el fin de partir de diseños ya testeados y que funcionan correctamente, como también seguir recomendaciones en cada etapa de la realización del dispositivo.

1.4 OBJETIVOS

1.4.1 OBJETIVO GENERAL

- Diseñar e implementar un sistema portátil que integra hardware en la adquisición real-time de la señal ECG, y software en el procesado digital de la señal sensada para la detección de arritmias cardíacas.

1.4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Diseñar e implementar un sistema hardware portable para la adquisición de señales ECG de un usuario.
- Realizar un estudio comparativo de las señales adquiridas con diferentes tipos de electrodos al variar su morfología y material.
- Realizar las pruebas pertinentes al dispositivo de adquisición ECG mediante el contraste de la señal adquirida por el sistema versus señales generadas por un dispositivo validado.
- Diseñar un algoritmo que permita la identificación de arritmias en señales ECG extraídas de la base de datos médica PhysioNet.
- Integrar al microcontrolador del dispositivo hardware diseñado, el algoritmo de análisis y búsqueda de arritmias en las señales ECG adquiridas.
- Desarrollar una aplicación para teléfono móvil que permita la recepción de la información que será transmitida por el dispositivo ECG portable. Esta aplicación deberá ser capaz de identificar si existe una arritmia por medio del análisis de la información receptada y generar una alarma vía mensaje de texto.

CAPÍTULO II

SISTEMA CARDIOVASCULAR Y EL ELECTROCARDIOGRAMA

2.1 ANATOMÍA Y FUNCIONES DEL SISTEMA CARDIOVASCULAR

El sistema circulatorio se encuentra constituido principalmente por tres partes o subsistemas: La sangre, la cual es la encargada de llevar oxígeno y nutrientes a todas las células del cuerpo y receptor el dióxido de carbono y los desechos para que estos sean eliminados, también permite regular la temperatura y el pH corporal, y sirve como medio de protección al transportar glóbulos blancos, anticuerpos y plaquetas cuando se presenta alguna lesión o se detecta la presencia de un microorganismo anómalo; El corazón, el cual cumple la función de bombear la sangre a todo el cuerpo humano; y los vasos sanguíneos, los cuales son conductos cerrados presentes en todo el cuerpo humano y sirven como medio de transporte de la sangre. De esta manera el sistema cardiovascular aporta a la homeostasis (mantenimiento constante de las condiciones internas de un organismo) del cuerpo humano. En los siguientes apartados del presente trabajo de titulación se describirá de manera breve y resumida las principales funciones y características de cada una de las partes del sistema cardiovascular que fueron previamente mencionadas. (Tortora & Derrickson, 2006)

2.1.1 LA SANGRE

La sangre es una sustancia presente en estado líquido de consistencia semi-densa y coloración roja opaca, que cumple con varias funciones destinadas a mantener la homeostasis fisiológica en organismos pluricelulares. El cuerpo humano alberga alrededor de 5 litros de sangre a lo largo de los vasos sanguíneos que constituyen el sistema vascular. Se encuentra constituida principalmente por dos componentes: el plasma, el cual es una sustancia líquida conformada mayoritariamente

por agua que sirve como medio de transporte del segundo componente, que son los elementos corpusculares. Este conjunto de componentes cumple con diversas funciones que son especificadas a continuación:

- **Transporte:** cumple la función de transportar oxígeno, nutrientes, hormonas, y elementos corpusculares hacia todas las células, de igual forma recolecta dióxido de carbono y desechos para su posterior eliminación por medio de otros sistemas del cuerpo.
- **Regulación:** permite la regulación tanto del pH, como de la temperatura corporal debido a las propiedades que contienen sus componentes (sustancias amortiguadoras, agua, entre otros).
- **Protección:** Va de la mano con la función de transporte ya que sirve como medio para que viajen diversos elementos corpusculares como son los glóbulos rojos, glóbulos blancos, y plaquetas. Estos elementos se encargan de prevenir la pérdida de sangre cuando se detectan lesiones en los tejidos del cuerpo, también cumplen con la función de combatir microorganismos que puedan atentar contra la estabilidad u homeostasis fisiológica. (Tortora & Derrickson, 2006)

La sangre se encuentra compuesta casi en partes iguales por plasma y elementos corpusculares como se puede observar en la Figura 1. Estos últimos se desglosan a razón de 99 glóbulos rojos de cada 100 elementos, es decir que el 1 por ciento restante es compartido por glóbulos blancos y plaquetas.

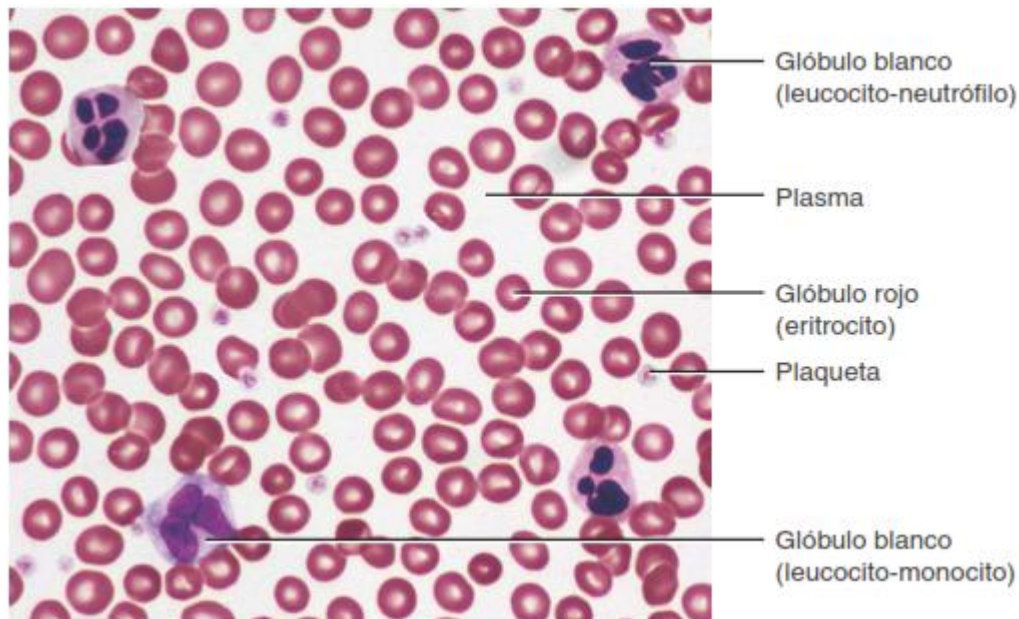


Figura 1.- Frotis sanguíneo.
Fuente: (Tortora & Derrickson, 2006)

2.1.2 EL CORAZÓN

El corazón es el órgano encargado de bombear la sangre hacia los vasos sanguíneos para que pueda ser distribuida hacia todo el cuerpo humano. Se encuentra compuesto por 4 cámaras internas, dos superiores (aurículas), y dos inferiores (ventrículos), donde la parte izquierda bombea la sangre hacia los vasos sanguíneos, y la derecha hacia los pulmones. Las cámaras superiores o aurículas se encuentran conectadas a varios vasos sanguíneos por los cuales reciben la sangre. La aurícula derecha se encuentra conectada a dos principales venas, la cava superior y la cava inferior, mientras que la aurícula izquierda está conectada a las venas pulmonares. De igual forma las cámaras inferiores o ventrículos se encuentran conectados a otros vasos sanguíneos que sirven como medios de evacuación a la sangre que es bombeada por el corazón. El ventrículo derecho está conectado a la arteria pulmonar, mientras que el ventrículo izquierdo se encuentra conectado a la arteria aorta. Cada aurícula se comunica con su respectivo ventrículo a través de una válvula, la cual permite el paso de sangre de la parte superior del corazón a la cámara inferior, la válvula

que comunica a la aurícula derecha con el ventrículo derecho se denomina válvula tricúspide o válvula atrioventricular derecha, y está formada por tres solapas o cúspides. La válvula que comunica a la aurícula izquierda con el ventrículo izquierda se denomina válvula bicúspide o válvula atrioventricular izquierda, y está constituida por dos solapas o cúspides. De igual forma existen válvulas que permiten la comunicación entre cada ventrículo con su respectiva arteria por donde se bombea la sangre. La válvula que comunica el ventrículo derecho con la arteria pulmonar se denomina válvula pulmonar, mientras que la que comunica al ventrículo izquierdo con la arteria aorta se denomina válvula mitral o aórtica. (Tortora & Derrickson, 2006). En la Figura 2 se observa la fisionomía básica del corazón.

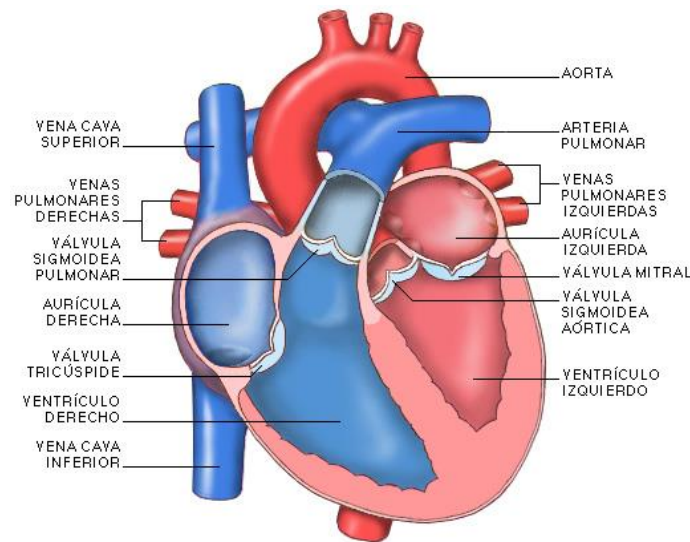


Figura 2.- Fisionomía básica del corazón

Fuente: (Ministerio de educación del gobierno de España, 2002)

La sangre circula a través del cuerpo por dos sistemas principales: el sistema de circulación pulmonar, el cual permite la circulación de la sangre desoxigenada, la cual se bombea por medio de las cámaras derechas del corazón, y el sistema de circulación sistemática, que permite la circulación de la sangre oxigenada, la cual se bombea por acción de las cámaras izquierdas del

corazón. Cada circuito se encuentra conectado al otro, por lo que conforman un solo circuito de circulación unificado.

El proceso de circulación sanguínea puede ser explicado de varias maneras, sin embargo, se procederá a analizar su recorrido desde el instante en que la sangre es oxigenada, es decir en los capilares pulmonares, donde la sangre libera el dióxido de carbono y recepta el oxígeno que será entregado a las células del cuerpo humano. La sangre oxigenada viaja hacia la aurícula izquierda del corazón por medio de las venas pulmonares, donde la presión interna de las cámaras del corazón, abre y cierra cada válvula, donde permite el paso de la sangre, y bloquea el flujo inverso de esta. Una vez que la sangre se encuentra en la aurícula izquierda, la sangre procede a pasar al ventrículo izquierdo mediante la apertura de la válvula bicúspide y es bombeada hacia la arteria aorta por medio de la apertura de la válvula mitral. La sangre rica en oxígeno se transporta hacia las células por medio de todo el sistema de vasos sanguíneos.

Una vez que la sangre llega a los capilares sanguíneos, se realiza el intercambio de oxígeno por dióxido de carbono, y sigue su ciclo hasta llegar a las venas cava superior e inferior, donde ingresa a la aurícula izquierda que, a su vez, por el cambio de presión, permite el paso de la sangre hacia el ventrículo derecho por medio de la apertura de la válvula tricúspide. Una vez que la válvula se cierra, se procede a bombear la sangre hacia la arteria pulmonar, la cual transporta la sangre hacia los alveolos pulmonares, donde por medio de los capilares pulmonares que cubren a los alveolos, se realiza el intercambio de dióxido de carbono por oxígeno dando cierre a todo el circuito de circulación sanguíneo. (Tortora & Derrickson, 2006). En la Figura 3 se observa el ciclo de circulación sanguíneo.

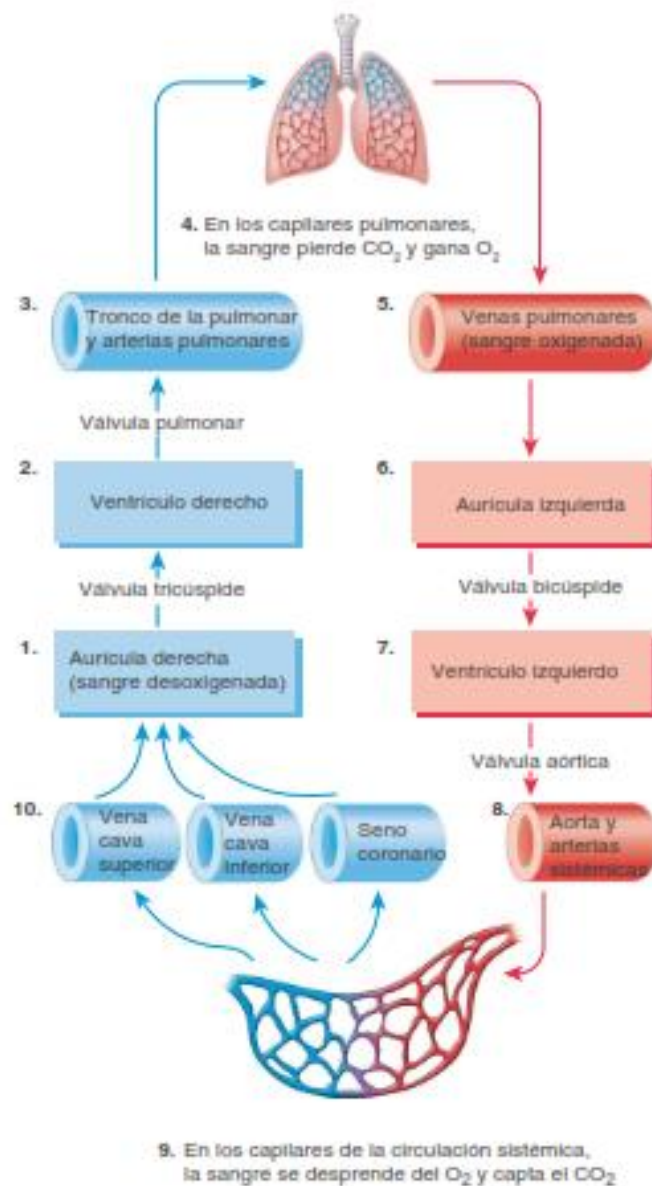


Figura 3.- Diagrama del flujo Sanguíneo

Fuente: (Tortora & Derrickson, 2006)

Existe otro sistema de circulación exclusivo para el músculo cardíaco que se denomina circulación coronaria. Este sistema se encarga de proveer oxígeno y nutrientes al corazón ya que en el proceso de bombeado, las cámaras cardiacas no son capaces de captar dichos componentes, por lo que la circulación coronaria forma una red de vasos sanguíneos que rodean al corazón y

transportan sangre mediante la contracción y relajación del músculo cardíaco en el proceso de bombeo (Tortora & Derrickson, 2006).

En promedio, el corazón de un sujeto sin patologías cardíacas diagnosticadas late entre 60 a 100 veces por minuto en estado basal, o en total reposo, por lo que realiza alrededor de 100.000 latidos diarios y bombea 5 litros de sangre por todo el cuerpo humano a lo largo de más de 100.000 kilómetros de vasos sanguíneos. (Tortora & Derrickson, 2006).

2.1.3 LOS VASOS SANGUÍNEOS

La sangre bombeada circula desde el corazón hacia los distintos sistemas del cuerpo a través de un circuito de vasos sanguíneos que sirven como medio de transporte de oxígeno, células del sistema inmune, plaquetas, nutrientes y hormonas para mantener a todos los sistemas en homeostasis o equilibrio fisiológico. Existen tres diferentes tipos de vasos sanguíneos que son considerados los principales: arterias, venas y vasos capilares. Las arterias son las encargadas de transportar la sangre que es bombeada por los ventrículos del corazón hacia los diferentes sistemas del cuerpo. Las venas, al contrario que las arterias, son las encargadas de transportar la sangre desde los diferentes sistemas del cuerpo hacia las cámaras auriculares del corazón. A medida que las arterias y las venas se dispersan por el cuerpo, van disminuyendo su espesor, dando lugar a arteriolas y vénulas, que finalmente se ramifican en una serie de vasos capilares encargados de realizar el intercambio de sustancias con las células del cuerpo por medio de sus delgadas paredes (Tortora & Derrickson, 2006).

Los vasos sanguíneos se encuentran estructurados por tres capas principales: una capa interna, media, y externa. La capa interna es la que se encuentra en contacto directo con la sangre y cumple la función de revestimiento del vaso sanguíneo. La capa media, al estar formada por tejido

muscular liso, es la encargada de variar el diámetro interno del vaso sanguíneo con el fin de regular el volumen de sangre circulante, también regula la presión arterial mediante dos procesos: la vasoconstricción o angostamiento del diámetro interno, o luz del vaso sanguíneo, y la vasodilatación o ensanchamiento del diámetro interno del vaso sanguíneo. Finalmente, la capa externa cumple la función de sujeción a los tejidos donde se encuentran dispersos los vasos sanguíneos y se encuentra formado por tejido elástico. En la Figura 4 se detalla la estructura interna de los vasos sanguíneos (Tortora & Derrickson, 2006).

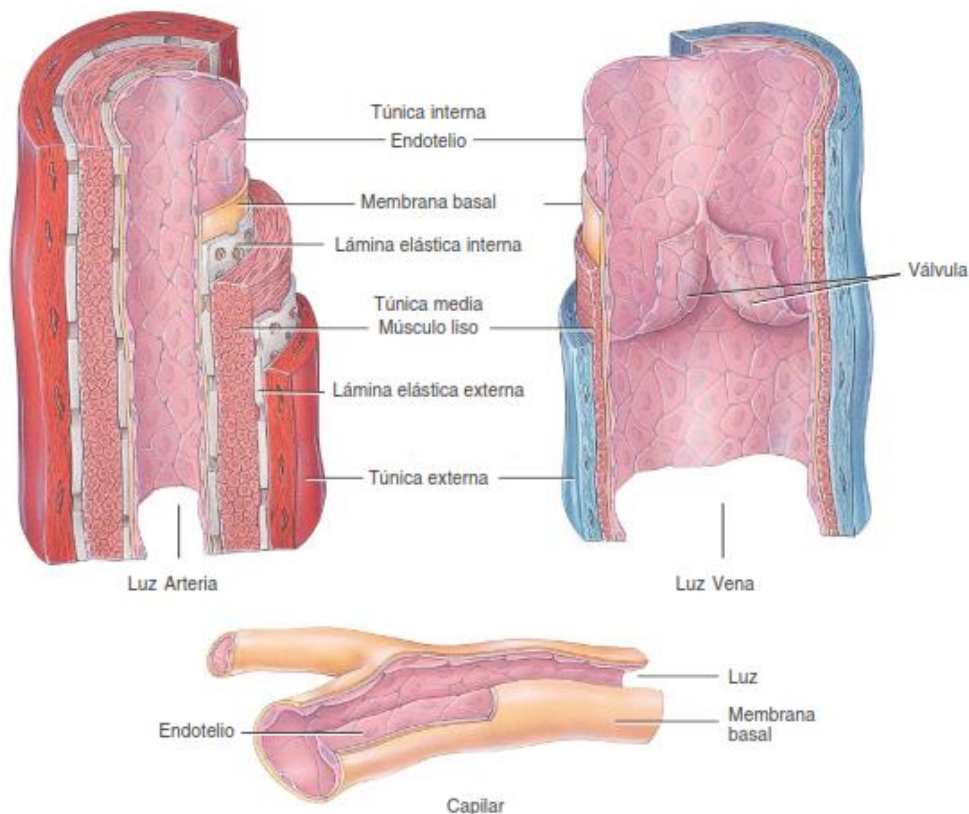


Figura 4.- Estructura interna de los vasos sanguíneos
Fuente: (Tortora & Derrickson, 2006)

2.2 ACTIVIDAD ELÉCTRICA DEL CORAZÓN

Las células de las fibras musculares ubicadas en el músculo cardíaco generan potenciales de acción para realizar diferentes funciones. La despolarización y repolarización de los potenciales

en las células se regulan mediante la apertura de los canales de la membrana en la célula, permitiendo el ingreso de iones de sodio (Despolarización), o la salida de iones de potasio (Repolarización). Las células de las fibras musculares tienen un potencial de reposo equivalente a -90 mili voltios (Tortora & Derrickson, 2006).

Cuando una célula recibe un estímulo por el potencial de acción de otra célula contigua, esta abre los canales ubicados en su membrana, permitiendo el paso de iones de sodio (Na^+) presentes en el líquido intersticial. Esto resulta en una variación de potencial que sobrepasa el nivel umbral conocido como proceso de despolarización. Al sobrepasar el nivel umbral, los canales de sodio se cierran y se da la apertura de los canales de potasio, permitiendo que los iones K^+ dentro de la célula sean liberados hacia el líquido intersticial, provocando una reducción en el nivel de voltaje. De manera casi inmediata ocurre la apertura de los canales de calcio, lo que permite el ingreso de iones Ca^{2+} de la membrana intersticial al interior de la célula, manteniendo el nivel de voltaje en un estado de meseta o constante. El nivel de voltaje en la etapa de meseta es aproximadamente de 0 mili voltios, y se mantiene de esta manera por un periodo cercano a 250 mili segundos (Tortora & Derrickson, 2006).

Una vez culminada la etapa de meseta, continúa el proceso repolarización del potencial de la célula, donde los canales de potasio permiten la salida de iones K^+ hacia el líquido intersticial, mientras que los canales de calcio se cierran, haciendo posible el retorno hacia el nivel de voltaje en reposo de -90 mili voltios. (Tortora & Derrickson, 2006). En la Figura 5 se observa una gráfica voltaje versus tiempo del potencial de activación de una fibra contráctil muscular.

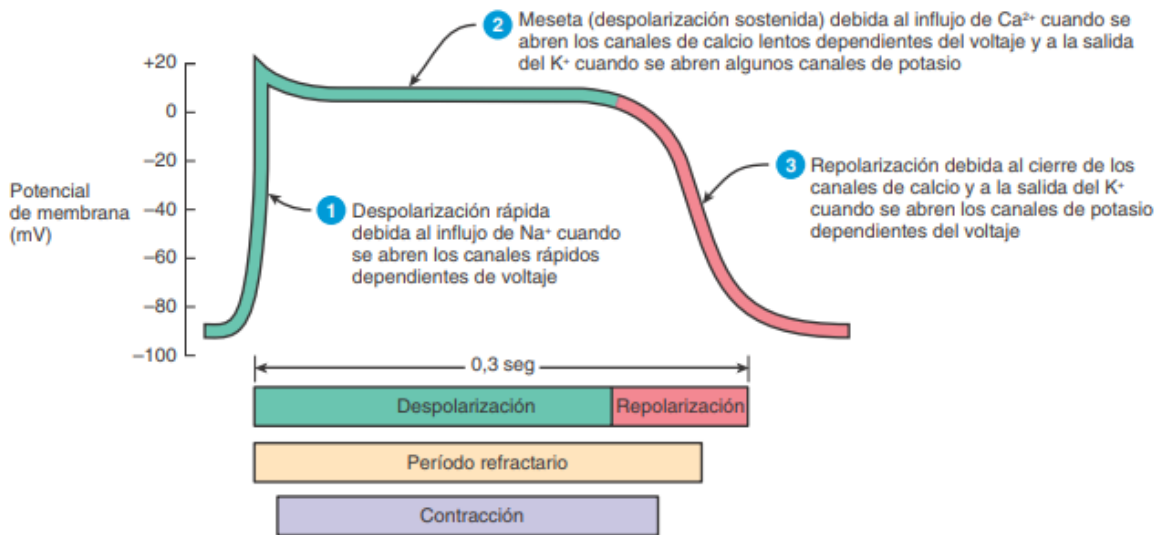


Figura 5.- Potencial de acción en una fibra contráctil del músculo cardíaco.

Fuente: (Tortora & Derrickson, 2006)

La señal electrocardiográfica viene dada por el sensado de la actividad eléctrica del corazón a lo largo de todo el ciclo de activación de las fibras cardíacas en el proceso de bombeo, es decir, desde el momento en que el corazón recibe el primer impulso, hasta que vuelve a su estado de reposo y se prepara para realizar un nuevo latido. Este proceso requiere de un estímulo rítmico y cíclico que regule el funcionamiento de cada fibra del corazón, por lo que existe un conjunto de fibras musculares que realizan esta función, denominadas fibras automáticas. Estas fibras son las encargadas de generar estímulos o potenciales de acción durante el ciclo de trabajo del corazón para generar la contracción cardíaca o latido, y trabajan en un cierto orden establecido al activar distintas partes del músculo cardíaco con un determinado ritmo dependiendo de los factores actuales o actividad del sujeto (Tortora & Derrickson, 2006).

Los potenciales de acción que actúan en el corazón durante el proceso de contracción realizan su ciclo de trabajo de acuerdo al siguiente orden establecido:

- **Nodo Sinoatrial.** - cumple la función de marcar el ritmo en el que se realizarán las contracciones cardiacas mediante una despolarización súbita de potencial en sus células. Este estímulo tiene como finalidad la contracción de las aurículas.
- **Nodo Atrioventricular.** - el estímulo generado por las células del nodo sinoatrial es transmitido por las fibras musculares de la aurícula hasta el nodo atrioventricular, el mismo que permite la conducción del estímulo hacia el “haz de His”.
- **Haz de His.** - cumple la función de conducir el estímulo generado por el nodo sinoatrial desde las fibras musculares de las aurículas, hacia las fibras musculares de los ventrículos.
- **Fibras de Purkinje.** - su función es recibir el estímulo conducido por el haz de His y transmitirlo hacia el miocardio ventricular para hacer posible la contracción de los ventrículos del corazón, permitiendo el bombeo de la sangre.

El nodo sinoatrial, al funcionar como un marcapasos, genera un estímulo a razón de 60 a 100 veces por minuto mientras el sujeto se encuentre en reposo. (Tortora & Derrickson, 2006). En la Figura 6 se puede apreciar los distintos componentes que se activan en el sistema de conducción de potencial en el corazón.

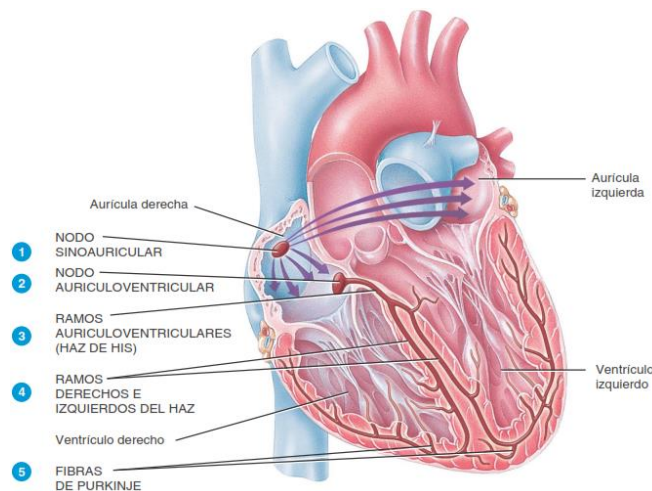


Figura 6.- Sistema de conducción cardíaco.

Fuente: (Tortora & Derrickson, 2006)

La morfología de la señal ECG es el resultado de la sumatoria de la actividad eléctrica generada por la totalidad del conjunto de células que actúan a lo largo del ciclo de trabajo del corazón, por lo que cada onda de la señal es producida por la activación individual de las células que integran los componentes del sistema de conducción cardiaca, así como las fibras musculares que actúan en la contracción y relajación del músculo cardiaco. En la Figura 7 se observan las gráficas de los potenciales de acción generados por cada componente que actúa durante el ciclo de trabajo, dando como resultado la señal ECG.

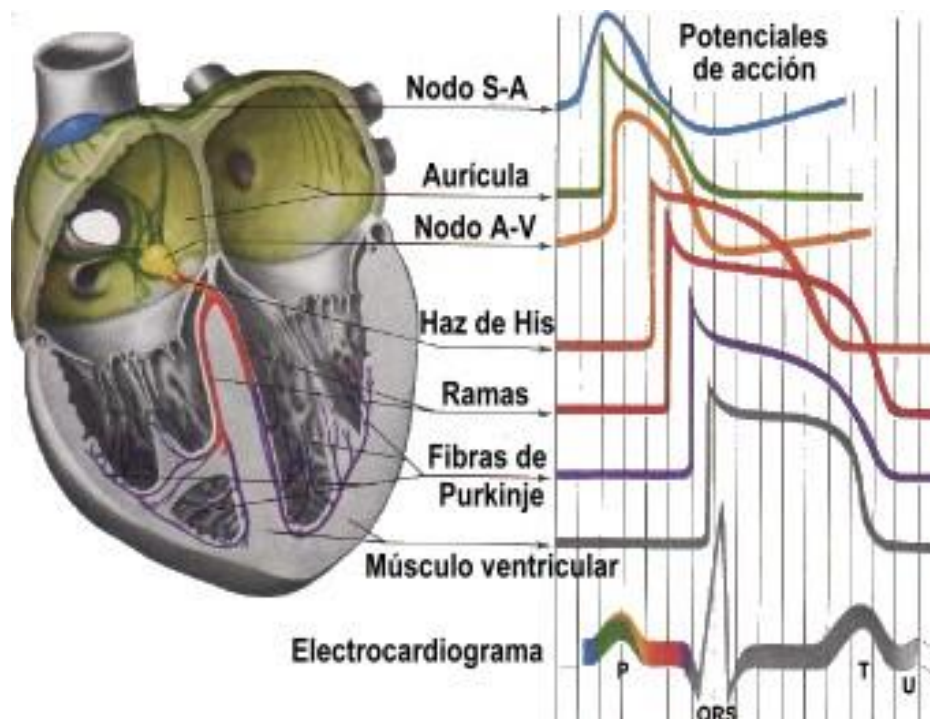


Figura 7.- Gráfica de los potenciales de acción durante el ciclo de trabajo del corazón.

Fuente: (Robles G, 2010)

Si se aísla la actividad provocada por un latido, es decir un solo ciclo de trabajo, se pueden evidenciar varias elevaciones y valles a lo largo de la gráfica ECG. La primera elevación se denomina onda P y representa la actividad eléctrica dada por la activación del nodo sinoatrial y la despolarización auricular al dar paso a la contracción auricular. La segunda elevación es la más

notoria de toda la gráfica y se denomina onda R, viene precedida por un valle denominado onda Q, y precedida por otro valle denominado onda S, por lo que el conjunto de estas tres ondas conforma el denominado complejo QRS, y representa la despolarización ventricular al dar paso a la contracción ventricular. Por último, se registra una elevación denominada onda T, y representa la repolarización de todo el ciclo de trabajo del corazón. En la Figura 8 se puede apreciar la generación individual de cada onda de la señal ECG.

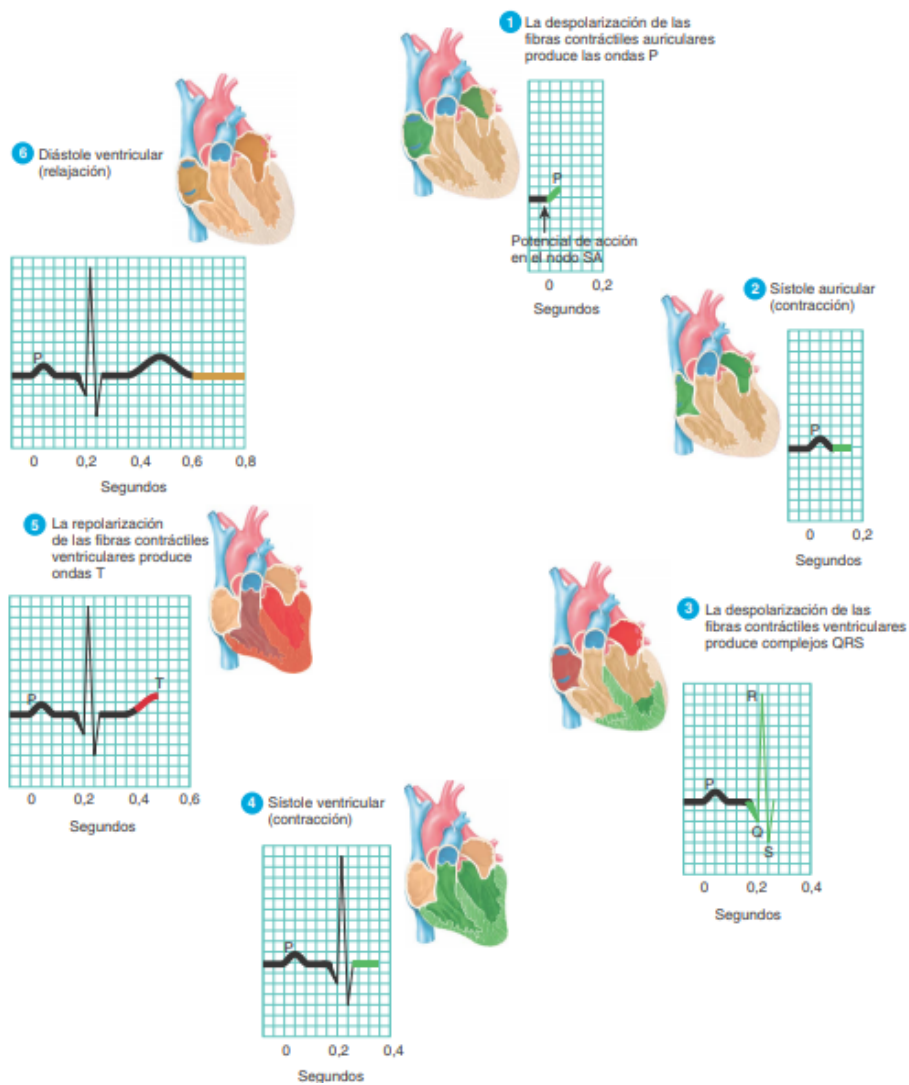


Figura 8.- Secuencia del ciclo de trabajo del músculo cardíaco.

Fuente: (Tortora & Derrickson, 2006)

2.3 ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL ECG

Las señales eléctricas emitidas por las fibras musculares del corazón son sensadas por medio de un sistema de transducción y procesadas para poder ser presentadas gráficamente en la señal ECG. La representación gráfica de las señales eléctricas del ciclo de trabajo del corazón a lo largo de un determinado período de tiempo se denomina electrocardiograma.

Los electrodos son utilizados como sistema de transducción para la adquisición de una variedad de señales bioeléctricas del cuerpo humano. Existen dos principales tipos de electrodos: invasivos y superficiales. Los electrodos invasivos realizan el sensado de las señales de forma directa en el punto de interés mediante la inserción de agujas, o por un catéter, y son usados principalmente en estudios de carácter investigativo, o en el diagnóstico de cierto tipo de patologías. Por otro lado, los electrodos superficiales realizan el sensado de las señales de forma indirecta, siendo aplicados sobre la piel del paciente. Este tipo de electrodos son los más utilizados tanto en el ámbito clínico, como en dispositivos de monitoreo y adquisición de señales bioeléctricas. Dentro del grupo de electrodos superficiales se destacan dos tipos: electrodos con gel electrolítico, y electrodos secos. La diferencia de estos se basa en la aplicación de una sustancia conductora denominada gel electrolítico que facilita la conducción de corriente eléctrica en el electrodo.

El principio de funcionamiento de un electrodo viene dado al actuar como un conductor eléctrico en contacto con la piel, específicamente con las soluciones acuosas de la piel. De esta forma se logra captar las señales eléctricas generadas por los cambios de potencial en las células que son resultado de la fluctuación de iones de potasio, calcio y sodio. Al no ser una medición directa, las señales sensadas no pueden ser aisladas, por lo que se captan varias señales, ya sean

generadas por los diferentes sistemas del cuerpo humano, o señales de interferencia implícitas en el ambiente (Neuman, 2000).

Existe una variedad de electrodos, siendo los más usados los electrodos de cloruro de plata y de acero inoxidable. La composición de un electrodo en contacto con la piel puede representarse mediante el circuito eléctrico equivalente presente en la Figura 9:

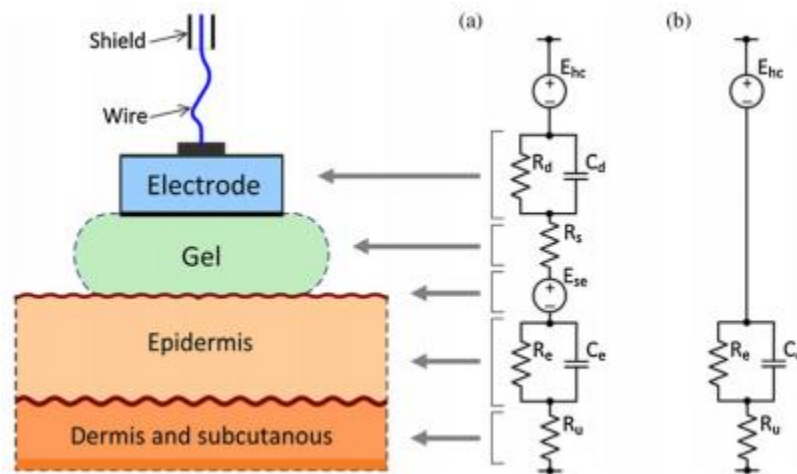


Figura 9.- Modelo eléctrico de un (a) electrodo con gel, (b) electrodo seco.

Fuente: (Meziane, 2013)

En la figura 14 se observan dos modelos equivalentes del circuito, el primero perteneciente a un electrodo con gel (a), y el segundo a un electrodo seco (b). El gel electrolítico actúa como una solución salina facilitando la conducción eléctrica entre el electrodo y las soluciones acuosas de la piel. La capa interna de la piel, denominada Dermis, y el gel electrolítico se representan como una resistencia pura. La Epidermis es representada como un circuito paralelo con parte resistiva y capacitiva, donde su capa exterior se representa como un potencial dado por la ecuación de Nernst en presencia de gel electrolítico. La eliminación de esta sustancia en la aplicación de los electrodos se representa por medio del modelado eléctrico (b) en los primeros minutos de contacto, ya que el

efecto de la transpiración en la piel actúa de manera similar al gel electrolítico, por lo que el modelado eléctrico se torna similar al modelo (a) (Meziane, 2013).

2.4 LAS DERIVACIONES DEL ELECTROCARDIOGRAMA (ECG)

Los electrodos son usados como sistema de transducción de corrientes iónicas a corrientes eléctricas, lo que hace posible el sensado y obtención de las señales eléctricas del corazón. El lugar y modo de ubicación de los electrodos sobre el paciente dicta las características de la señal resultante, por lo que se puede acentuar una onda requerida para poder ser visualizada o estudiada. Es por esto que se realizan 12 derivaciones de la señal ECG. Existe un número mayor de derivaciones utilizadas con fines de investigación o diagnóstico exclusivo, por lo que no serán tomadas en cuenta en el presente trabajo de titulación. Una derivación electrocardiográfica se define como la captura del potencial diferencial entre dos puntos referidos al músculo cardiaco.

2.4.1 DERIVACIONES BIPOLARES

Estas derivaciones son determinadas por medio del triángulo de Einthoven, quien propuso que el corazón es una fuente de corriente, y la misma fluye por medio del cuerpo humano a manera de un conductor eléctrico. Al encontrarse $2/3$ de la totalidad del corazón en el lado izquierdo del cuerpo humano, se formuló el triángulo de Einthoven, el cual utiliza las extremidades superiores y la extremidad inferior izquierda como prolongaciones de los puntos propuestos. Cada derivación tiene una relación matemática entre sí, por lo que la derivación DIII es equivalente a la diferencia de potencial entre la derivación DI con respecto a la derivación DII. (Red de salud pública de Cuba, 2010)

Se denominan derivadas bipolares ya que registran la diferencia de potencial entre dos puntos donde son colocados los electrodos, asignando un polo positivo y un polo negativo de potencial.

Esta disposición permite eliminar señales parásitas e indeseables que sean registradas de igual forma por los dos electrodos donde se da un rechazo de señales en modo común. Al seguir este principio y usando como referencia el triángulo de Einthoven para la colocación de los electrodos, se registran tres diferentes derivaciones bipolares:

- **DI:** Brazo izquierdo como polo de potencial positivo y brazo derecho como polo de potencial negativo ($DI = VL - VR$).
- **DII:** Pierna izquierda como polo de potencial positivo y brazo derecho como polo de potencial negativo ($DII = VF - VR$).
- **DIII:** Pierna izquierdo como polo de potencial positivo y brazo izquierdo como polo de potencial negativo ($DIII = VF - VL$).

En la Figura 10 se observan las señales ECG resultantes de las diferentes derivaciones bipolares

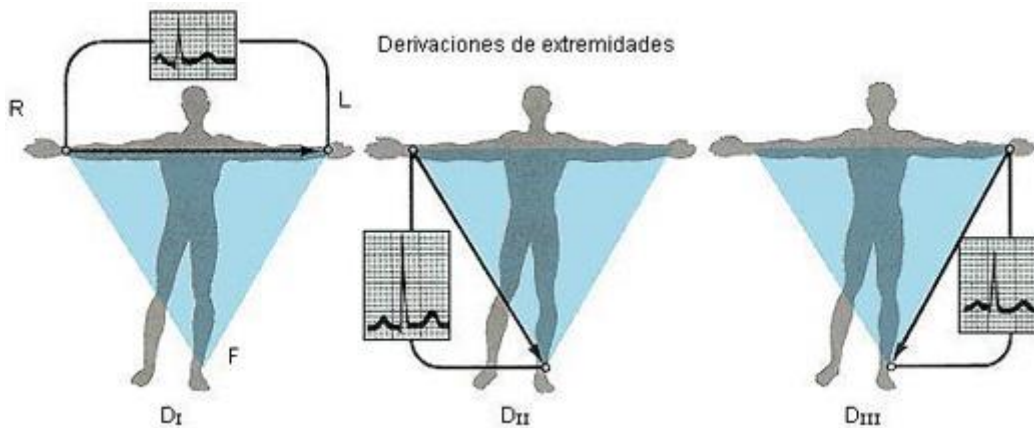


Figura 10.- Señales ECG resultantes de las derivaciones bipolares.

Fuente: (Electrocardiografia.es, 2015)

Estas derivaciones son óptimas en cuanto a la detección del ritmo cardiaco de un paciente, sin embargo, solo se puede detectar información eléctrica del plano frontal del corazón. Otra

desventaja radica en que la resultante es la diferencia de potencial entre dos puntos, por lo que la señal resultante no brinda información de un punto conciso (Red de salud pública de Cuba, 2010). En la Figura 11 se puede apreciar el esquema del triángulo de Einthoven y el posicionamiento de los electrodos en las extremidades del cuerpo.

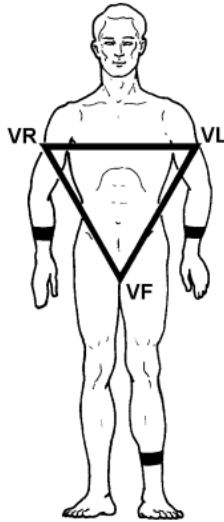


Figura 11.- Esquema del triángulo de Einthoven y posicionamiento de electrodos.

Fuente: (Red de salud pública de Cuba, 2010)

2.4.2 DERIVACIONES UNIPOLARES AUMENTADAS

Estas derivaciones obtienen los potenciales eléctricos de las posiciones de las extremidades superiores y la extremidad inferior izquierda. Se denominan unipolares ya que consta de un electrodo que realizará el sensado de la señal en los 3 puntos anteriormente mencionados, mientras que el segundo electrodo se lo utiliza como referencia, por lo que se procura que su ubicación sea en un punto de potencial nulo. De esta manera se obtienen las derivaciones VR, VL, y VF, las cuales se denominan de esa forma dependiendo de la ubicación del primer electrodo, siendo VR brazo derecho, VL brazo izquierdo, y VF pierna izquierda. Se suele anteponer la letra “a”

minúscula con el fin de indicar que el potencial de la derivación fue amplificado para facilitar la visualización de la señal (aVR, aVL, aVF). En la Figura 12 se observan las señales ECG resultantes de las derivaciones unipolares aumentadas.

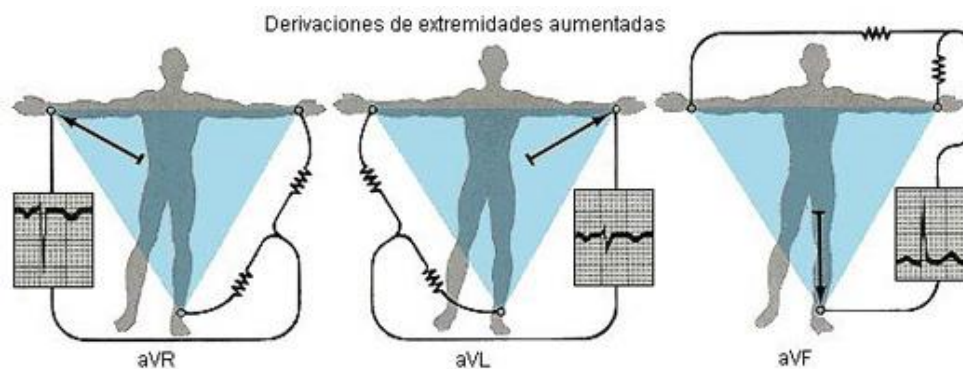


Figura 12.- Señales ECG resultantes de las derivaciones unipolares aumentadas.
Fuente: (Electrocardiografia.es, 2018)

Estas derivaciones, al captar el potencial únicamente de la ubicación del primer electrodo, ofrecen información más puntual sobre la zona requerida. De igual forma, mediante el análisis de las señales obtenidas, se puede ubicar la posición del corazón (Red de salud pública de Cuba, 2010). En la Figura 13 se puede apreciar el esquema de las derivaciones unipolares aumentadas.

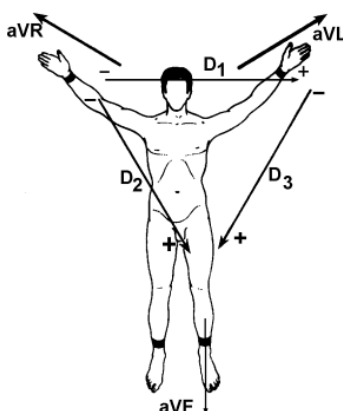


Figura 13.- Esquema de las derivaciones unipolares VR, VL, y VF.
Fuente: (Red de salud pública de Cuba, 2010)

2.4.3 DERIVACIONES UNIPOLARES PRECORDIALES

De igual forma que las derivaciones unipolares aumentadas, las derivaciones unipolares precordiales utilizan dos electrodos, el primero se irá ubicando de acuerdo a la derivación que se requiera, y el segundo electrodo se ubica en un punto donde el potencial sea nulo con el fin de obtener solo el potencial sentido por el primer electrodo. Las derivaciones unipolares precordiales se extienden a lo largo del pecho, específicamente partiendo del cuarto espacio intercostal derecho, y terminando en el quinto espacio intercostal izquierdo por debajo de la línea axilar. Permiten obtener información aislada de diferentes partes del corazón, así como de la ubicación del mismo. Estas derivaciones constan de 6 puntos de sensado que pueden apreciarse en la Figura 14, partiendo de la derivación unipolar precordial V1, hasta la derivación unipolar precordial V6. (Red de salud pública de Cuba, 2010)

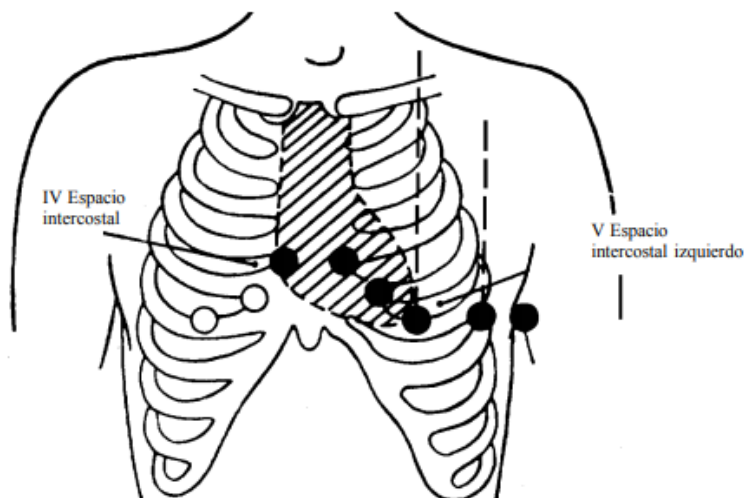


Figura 14.- Esquema de la ubicación de las derivaciones precordiales.

Fuente: (Red de salud pública de Cuba, 2010).

- **V1:** Se coloca el electrodo en el cuarto espacio intercostal derecho, procurando que se encuentre lo más cerca al esternón. Permite obtener información de la actividad eléctrica principalmente de la aurícula derecha, activación del ventrículo derecho e izquierdo.

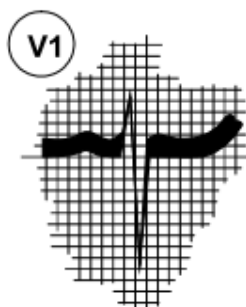


Figura 15. Morfología de la señal obtenida por medio de la derivación precordial V1.

Fuente: (Red de salud pública de Cuba, 2010)

- **V2:** Se coloca el electrodo en el cuarto espacio intercostal izquierdo de igual forma procurando que su ubicación sea lo más cercana al esternón. Permite obtener información de la actividad eléctrica de las aurículas, y por su ubicación presenta un pico negativo muy pronunciado debido a su cercanía con el ventrículo derecho.

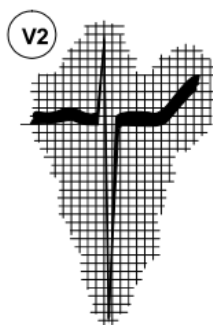


Figura 16.- Morfología de la señal obtenida por medio de la derivación precordial V2.

Fuente: (Red de salud pública de Cuba, 2010)

- **V3:** Se coloca el electrodo en el punto medio de la línea imaginaria trazada desde la ubicación de los electrodos de las derivaciones V2 y V4. Permite obtener información principalmente de la ubicación del corazón ya que la ubicación del electrodo en la derivación V3 teóricamente se encuentra cercana al tabique interventricular que delimita a los dos ventrículos, por esta razón la morfología de la señal presenta una elevación positiva y negativa con un potencial similar.

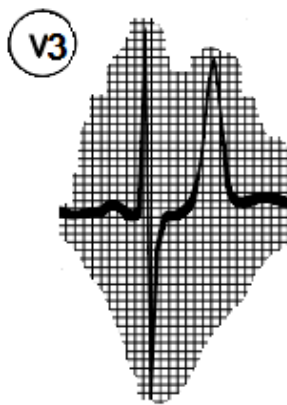


Figura 17.- Morfología de la señal obtenida por medio de la derivación precordial V3.

Fuente: (Red de salud pública de Cuba, 2010)

- **V4:** Se coloca el electrodo en el quinto espacio intercostal izquierdo a la altura del punto medio de la clavícula izquierda. Permite obtener información de la actividad eléctrica principalmente del ventrículo izquierdo dada la ubicación del electrodo, por lo que en la gráfica se presenta una elevación positiva pronunciada.

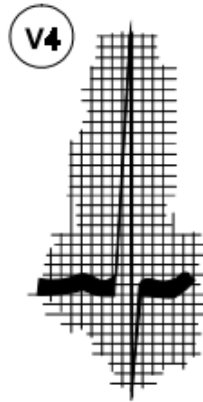


Figura 18.- Morfología de la señal obtenida por medio de la derivación precordial V4.

Fuente: (Red de salud pública de Cuba, 2010)

- **V5:** Se coloca el electrodo en el quinto espacio intercostal izquierdo a la altura del punto medio entre el punto medio-clavicular y el punto final de la clavícula. Permite obtener información de la actividad eléctrica ventricular, principalmente del ventrículo izquierdo.

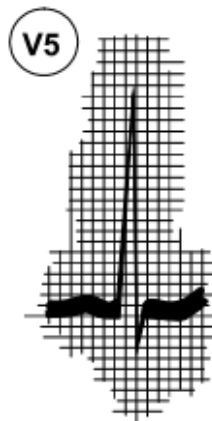


Figura 19.- Morfología de la señal obtenida por medio de la derivación precordial V5.

Fuente: (Red de salud pública de Cuba, 2010)

- **V6:** Se coloca el electrodo en el quinto espacio intercostal izquierdo a la altura de la línea axilar media. Permite obtener información de la actividad eléctrica principalmente del ventrículo izquierdo, con una presencia muy débil del resto de ondas de la señal ECG.

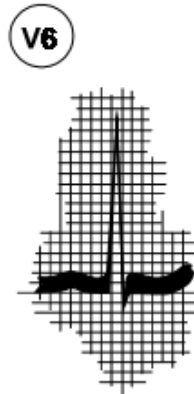


Figura 20.-
Morfología de la
señal obtenida por
medio de la
derivación
precordial V6.
Fuente: (Red de salud
pública de Cuba, 2010)

2.5 REGISTRO DE SEÑALES ECG.

Los sistemas encargados del sensado, procesado y visualización de las señales ECG son denominados electrocardiógrafos. Estos dispositivos representan gráficamente la actividad cardiaca del corazón donde el eje de las abscisas pertenece al tiempo, y el eje de ordenadas pertenece al nivel de voltaje de la señal. Para un sensado más preciso, las señales pasan por un proceso de amplificación inicial con el fin de elevar el voltaje de la señal hasta un nivel de trabajo adecuado, posteriormente se realiza un proceso de filtrado, eliminando de esa forma las señales que no son de interés y aislando solo las que contengan información sobre las señales deseadas, como último paso de amplifica nuevamente la señal filtrada, incrementando el nivel de voltaje de la misma para que pueda ser representada gráficamente y obtener diferentes parámetros.

Dentro de los procesos que se realizan para adecuar la señal ECG, uno de los más importantes es la identificación del rango de frecuencias con la que trabajan los filtros, es decir el ancho de banda. La asociación Americana del Corazón recomienda un rango de frecuencias desde 0.05 Hz, hasta 100 Hz, rango en el cual se encuentra concentrada la información de la actividad cardíaca. Sin embargo, diferentes estudios han encontrado que el 97% de la información contenida en la señal ECG se encuentra por debajo de los 80 Hz, a su vez se determinó que la mayor parte de la información contenida en el complejo QRS presenta un rango de frecuencias inferior a 35 Hz, y prácticamente es inexistente por sobre los 70 Hz. Estos rangos de frecuencia varían dependiendo de los requerimientos y fines para los que se realizará la obtención de la señal ECG (Henkin & Dubner, 2015).

Los diferentes dispositivos de obtención de señales ECG se clasifican de acuerdo a los fines en los que será utilizada la señal resultante, así como el tipo de sensado de la actividad eléctrica del corazón. Por el tipo de sensado se refiere al número de canales de adquisición de la señal ECG, es decir, el número de derivaciones cardíacas que van a ser sensadas y si estas van a ser adquiridas de manera simultánea o individual, por lo que se clasifican de la siguiente manera:

- **Por el número de canales de adquisición:**
 - **Monocanal.** - Este tipo de electrocardiógrafos registra una sola derivación cardíaca en un determinado tiempo. Pueden registrar desde 1 hasta 12 derivaciones, sin embargo los datos no pertenecerán al mismo rango de tiempo, por lo que registrarán las derivaciones una a una en una secuencia predeterminada. (Subdirección de ingeniería biomédica de Cenetec, 2006)
 - **Multicanal.** - Este tipo de electrocardiógrafos registran varias derivaciones cardíacas en el mismo intervalo de tiempo. Los más comunes realizan la adquisición de 3, 6, y 12 derivaciones simultáneamente. (Subdirección de ingeniería biomédica de Cenetec, 2006)

- **Por su función específica:**
 - **ECG clínico.-** Se refiere a los electrocardiógrafos utilizados comúnmente para la obtención de la señal electrocardiográfica de pacientes en hospitales y clínicas. Se requiere que el paciente se encuentre estático mientras se realiza la adquisición de la señal ECG. Los rangos de frecuencia de las señales sensadas por estos dispositivos generalmente van desde 0.05 Hz, hasta 100 Hz, aunque algunos extienden este límite hasta 256 Hz. (Subdirección de ingeniería biomédica de Cenetec, 2006)
 - **ECG de esfuerzo.-** Se refiere a los electrocardiógrafos que realizan una función similar a los dispositivos ECG clínicos, sin embargo a lo largo de la adquisición de la señal, el paciente realiza actividad física de estrés. (Subdirección de ingeniería biomédica de Cenetec, 2006)
 - **ECG Portables. -** Se refiere a los electrocardiógrafos que obtienen la señal ECG del paciente sin la necesidad de estar energizados a una red eléctrica. Su principal función es el monitoreo continuo de la señal ECG de un paciente en un intervalo prolongado de tiempo, razón por la cual la señal no puede ser adquirida directamente en un centro clínico u hospital. (Subdirección de ingeniería biomédica de Cenetec, 2006) Los dispositivos portables más comunes son los tipos Holter, los cuales son utilizados en el registro la actividad cardiaca de un paciente para periodos prolongados de tiempo (entre 8 a 72 horas). El rango de frecuencias de las señales sensadas por estos dispositivos se encuentra entre 0.05 Hz y 40 Hz. (Excorde 3C, 2018)
 - **Dispositivos ECG Wearables. -** Son electrocardiógrafos con características similares a los dispositivos ECG portables, con la diferencia que su enfoque va dirigido al uso cotidiano (de donde proviene el término anglosajón “wearable”), principalmente para funciones de monitoreo y alerta. Otra característica de estos dispositivos es que incorporan diferentes tecnologías y protocolos de transmisión y recepción de datos, como bluetooth o vía internet

Wi-Fi, que permite la conexión con dispositivos móviles como smartphones, tablets, etc, permitiendo compartir o almacenar información del usuario. (Dispositivos Wearables, 2014)

2.5.1 DISPOSITIVOS WEARABLES ECG.

EL presente trabajo de investigación se centra en el diseño wearable para el monitoreo constante de la actividad cardiaca, por tanto se realizó un estudio del estado del arte de dispositivos certificados. Se analizó tres dispositivos ECG que presentan tecnología Wearable, donde se destacaron sus principales características que fueron tomadas como referencia para el diseño del dispositivo ECG portable.

Monitor ECG Portable QARDIOCORE.- Es un dispositivo Wearable ECG que permite el monitoreo de la actividad eléctrica del corazón, así como de otras variables adicionales, como ritmo respiratorio y temperatura corporal. Permite la conexión con una aplicación para dispositivo móvil donde brinda la información actual del ritmo cardiaco y permite almacenarla en una base de datos para realizar un seguimiento del usuario. En su componente Hardware consta de dos placas que funcionan como electrodos secos y van ubicados en la parte central de la caja torácica del usuario, sin necesidad de acoplar electrodos externos. En la

Figura 21 se puede observar el dispositivo ECG QARDIOCORE.



Figura 21.- Dispositivo ECG QARDIOCORE.
Fuente: (QARDIOCORE, 2018)

CALM, Dispositivo ECG deportivo.- Es un dispositivo ECG Wearable caracterizado por su tamaño compacto. Permite la adquisición de la señal ECG así como otras variables para el análisis del estado físico y la calidad de sueño del usuario. El dispositivo puede conectarse a una aplicación móvil que permite visualizar la señal ECG y las variables que han sido registradas durante la actividad física o descanso del usuario. Su componente hardware se basa principalmente en dos electrodos secos fijados a la parte central izquierda de la caja torácica. En la Figura 22 se observa una imagen del dispositivo ECG CALM.



Figura 22.- Dispositivo ECG CALM.
Fuente: (Calm, 2017)

ZIO – XT Dispositivo Wearable ECG .- Es un dispositivo Wearable ECG que permite la adquisición y el análisis de la señal ECG para la detección una patología cardiacas denominada Fibrilación Atrial. El dispositivo consta de una aplicación para dispositivo móvil que genera una alerta hacia el usuario si se detectan indicios de fibrilación atrial. El hardware del dispositivo consta de un parche que contiene dos electrodos ubicados en la parte central izquierda de la caja torácica del usuario. En la Figura 23 se observa una imagen del dispositivo ECG ZIO –XT.



Figura 23.- Dispositivo ECG ZIO - XT.

Fuente: (The Scripps research institute, 2018)

2.6 ENFERMEDADES CARDIOVASCULARES

Los eventos cardiovasculares o ECV son enfermedades que afectan al corazón o a los vasos sanguíneos, afectando el ciclo normal de trabajo del sistema cardiovascular. Generalmente son ocasionados por obstrucción de los vasos sanguíneos o anomalías en el bombeo de sangre por parte del corazón. En el año 2015 se registró que casi 18 millones de personas murieron por ECV, que constituyen un tercio de todas las muertes registradas en ese año (Organización Mundial de la Salud, 2017). Dentro de los eventos cardíacos, las arritmias son las patologías con mayor ocurrencia donde, dependiendo de su origen y tipología, pueden ser pasajeras o considerarse de riesgo. La identificación inmediata al momento de suscitarse una arritmia en un paciente que presente una patología cardíaca es de suma importancia, ya que de esta manera se puede reducir el tiempo de respuesta desde el momento en que se detecta el evento cardíaco, hasta la llegada de ayuda médico-profesional (Zieve, Ogilvie, & Chen, 2016).

Una arritmia cardíaca ocurre cuando el corazón presenta un ritmo fuera de los parámetros normales ya sea que el número de latidos por minuto se encuentre fuera de los parámetros normales, o bien por presentar un ritmo irregular no acompasado. Son producidas por varios

factores en los que se destacan: el surgimiento de un foco ectópico que haga fibrilar al corazón; la ingesta de sustancias que puedan alterar la frecuencia cardiaca; enfermedades o eventos cardiacos anteriores; enfermedades cardiovasculares u hormonales; e inclusive el estado anímico del sujeto. Se las puede clasificar por varias características ya sea por el lugar de incidencia, por el número de frecuencia cardiaca, o por el tiempo de presencia de la misma. (Pérez Castellano, 2017)

Por el lugar de incidencia se clasifican en: Supraventriculares, las cuales tienen lugar principalmente en las cámaras auriculares y en el nodo atrioventricular, y Ventriculares que ocurren principalmente en las cámaras inferiores o ventrículos del corazón.

Por su número de frecuencia se clasifican en: Taquiarritmias que se caracterizan por presentar una frecuencia mayor a 100 latidos por minuto, y Bradiarritmias las cuales presentan una frecuencia menor a 60 latidos por minuto.

Por su tiempo de presencia se las puede clasificar en: Crónicas o sostenidas, las cuales se presentan de forma permanente o durante un tiempo prolongado, y Paroxísticas, que se caracterizan por ser arritmias ocasionales con periodos cortos de duración.

Existe un evento cardiaco que no se considera en la clasificación anteriormente mencionada, sin embargo, es de gran importancia y es la Extrasístole. Son latidos ectópicos, es decir fuera de ritmo que ocurren de forma espontánea en las cavidades auriculares o ventriculares del corazón. Generalmente no requieren atención médica y suelen suscitarse ocasionalmente lo cual es considerado normal. (Cortez, Cardeñosa García, & Raja, 2010).



Figura 24.- Señal ECG con extrasístole ventricular.

Fuente: (Cortez, Cardeñosa García, & Raja, 2010)

Una arritmia diagnosticada puede pertenecer a una clasificación concisa, o tener características de los tres grupos de clasificación. Entre las arritmias más comunes se encuentran las bradiarritmias y taquiarritmias, siendo estas últimas las más peligrosas.

Las Bradiarritmias son arritmias que presentan una frecuencia cardíaca menor al límite inferior de los parámetros normales. Dentro de estas se encuentran la Bradicardia sinusal que se caracteriza por presentar una frecuencia cardíaca menor a 60 latidos por minuto. Personas que poseen un buen acondicionamiento físico suelen presentar una frecuencia cardíaca menor a 60 latidos por minuto por lo que se debe tomar en cuenta la condición y estado físico del sujeto. Las causas más comunes para presentar una bradicardia son desequilibrios hormonales, edad avanzada, uso de medicinas, entre otros. No se registran alteraciones en la morfología de la señal ECG. (Cortez, Cardeñosa García, & Raja, 2010). Otra bradiarritmia común es la Bradicardia con extrasístole la cual es similar a una bradicardia, con la diferencia que presenta latidos arrítmicos o ectópicos eventuales.



Figura 25.- Señal ECG con bradicardia presente.

Fuente: (Cortez, Cardeñosa García, & Raja, 2010)

Las Taquiarritmias son arritmias que presentan una frecuencia cardíaca mayor al límite superior de los parámetros normales. Suelen ser las arritmias más peligrosas por lo que requieren de atención médica urgente. Las más comunes son la Taquicardia sinusal, la cual se presenta cuando la frecuencia cardíaca supera los 100 latidos por minuto. Este tipo de arritmia no registra alteraciones en la morfología de la señal ECG. Entre las causas más comunes para originar una

taquicardia se encuentran: actividad física o aeróbica moderada, estados de ánimo como nerviosismo, ansiedad u estrés, ingesta de sustancias que aceleren la frecuencia cardiaca, desequilibrio del organismo, entre otros. (Cortez, Cardeñosa García, & Raja, 2010). De igual forma existe una variante a esta arritmia conocida como Taquicardia con extrasístole, la cual es similar a la taquicardia con la diferencia que presenta latidos arrítmicos o ectópicos.

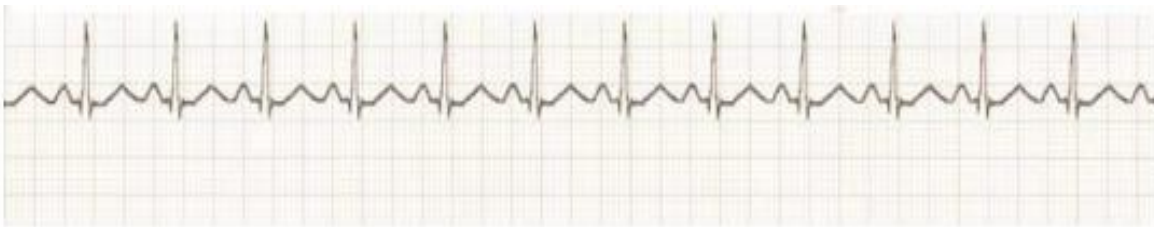


Figura 26.- Señal ECG con taquicardia presente.

Fuente: (Cortez, Cardeñosa García, & Raja, 2010)

Otra taquiarritmia que tiende a ser muy común es la Taquicardia supraventricular caracterizada por presentar una frecuencia cardiaca elevada debido a la activación de un foco ectópico en las aurículas. Puede presentarse al realizar una actividad física intensa. Las ondas P y T son sustituidas por varias elevaciones en forma de montículo. (U.S. Department of Health & Human Services, 2017).

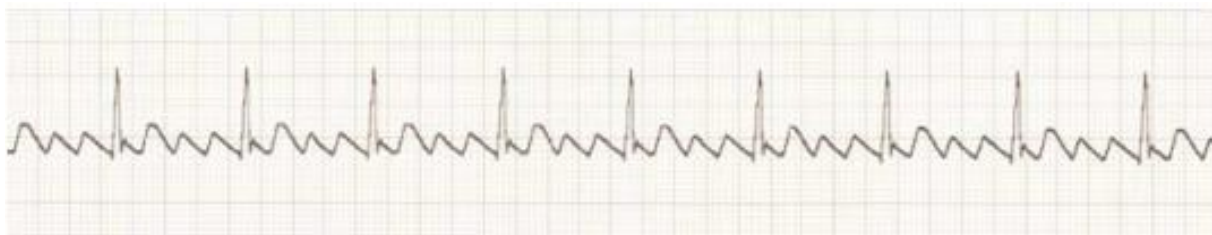


Figura 27.- Señal ECG con taquicardia auricular (supraventricular) presente.

Fuente: (Cortez, Cardeñosa García, & Raja, 2010)

Dentro de las taquiarritmias consideradas de mayor peligro se encuentra la Taquicardia Ventricular que se caracteriza por presentar una frecuencia cardiaca elevada y rítmica debido a la presencia de focos ectópicos en los ventrículos del corazón. La morfología de la señal ECG se

modifica presentando complejos QRS anchos. Si no es tratada con rapidez, puede convertirse en una fibrilación ventricular. (U.S. Department of Health & Human Services, 2017).

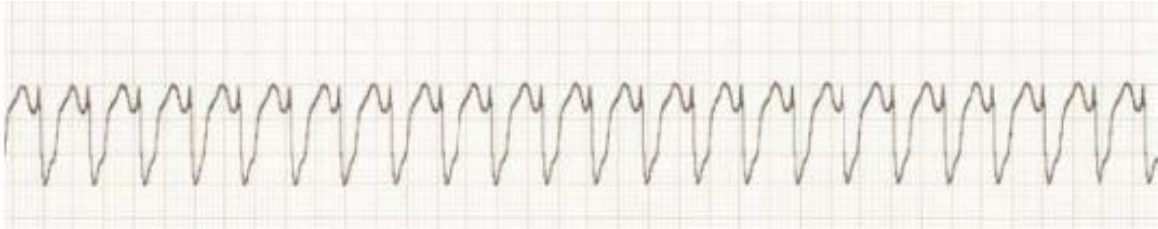


Figura 28.- Señal ECG con taquicardia ventricular presente.

Fuente: (Cortez, Cardeñosa García, & Raja, 2010)

La Fibrilación Ventricular es considerada la arritmia más grave, y presenta una frecuencia cardiaca elevada muchas veces superior a 120 latidos por minuto, con un ritmo irregular y caótico. La morfología de la señal ECG desaparece por completo presentando únicamente picos y valles.

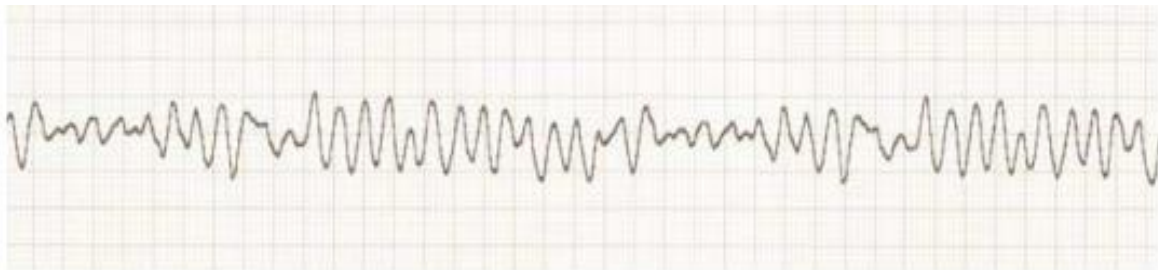


Figura 29.- Señal ECG con fibrilación ventricular presente.

Fuente: (Cortez, Cardeñosa García, & Raja, 2010)

En el presente trabajo de titulación se dio importancia a las arritmias más comunes que se presentan y pueden significar un riesgo para las personas con una patología cardiaca diagnosticada, o con un cuadro de comorbilidad alto. En la Tabla 1 se presenta un resumen de las arritmias que fueron tomadas en cuenta para la realización del dispositivo portable ECG y del algoritmo implementado en la detección de arritmias.

Tabla 1*Principales arritmias cardiacas*

PRINCIPALES ARRITMIAS CARDIACAS			
Nombre	Ritmo Cardiaco característico	Presencia de ritmo irregular	Descripción General
Extrasístole Ventricular	Indiferente del ritmo cardiaco	Si	Se caracteriza por la presencia de latidos arrítmicos en la señal ECG generados por focos ectópicos en las cámaras ventriculares del corazón.
Bradycardia	Menor a 60 latidos por minuto	Indiferente del ritmo	Arritmia caracterizada por presentar un ritmo cardiaco regular o irregular menor a 60 latidos por minuto.
Taquicardia	Mayor a 100 latidos por minuto	indiferente del ritmo	Arritmia caracterizada por presentar un ritmo cardiaco regular o irregular mayor a 100 latidos por minuto.
Taquicardia Ventricular	Mayor a 120 latidos por minuto	No	Arritmia caracterizada por presentar un ritmo cardiaco regular mayor a 120 latidos por minuto. La señal presenta pérdida de la onda P y T.
Fibrilación Ventricular	Mayor a 120 latidos por minuto	Si	Arritmia caracterizada por presentar un ritmo cardiaco irregular y caótico mayor a 120 latidos por minuto. Pierde todas las características de la Señal ECG.

Fuente: (Cortez, Cardenosa García, & Raja, 2010)

CAPÍTULO III

DISEÑO HARDWARE DEL DISPOSITIVO PORTABLE ECG.

3.1 INTRODUCCIÓN

El hardware abarca tanto la parte electrónica, diseño del circuito para la obtención de la señal ECG, diseño de la placa PCB, elección de tipología de electrodos, así como la implementación de la carcasa del dispositivo y los estudios realizados para corroborar que la señal resultante es adecuada y viable para ser procesada por un algoritmo de detección de arritmias cardiacas. En la Figura 30 se observa un diagrama de bloques donde se resume la totalidad del componente hardware del dispositivo ECG portable, donde se utiliza los electrodos como sistema de transducción de las corrientes iónicas a señales eléctricas que puedan ser tratadas y obtener una señal ECG de condiciones óptimas para ser procesada por un algoritmo de detección de arritmias.

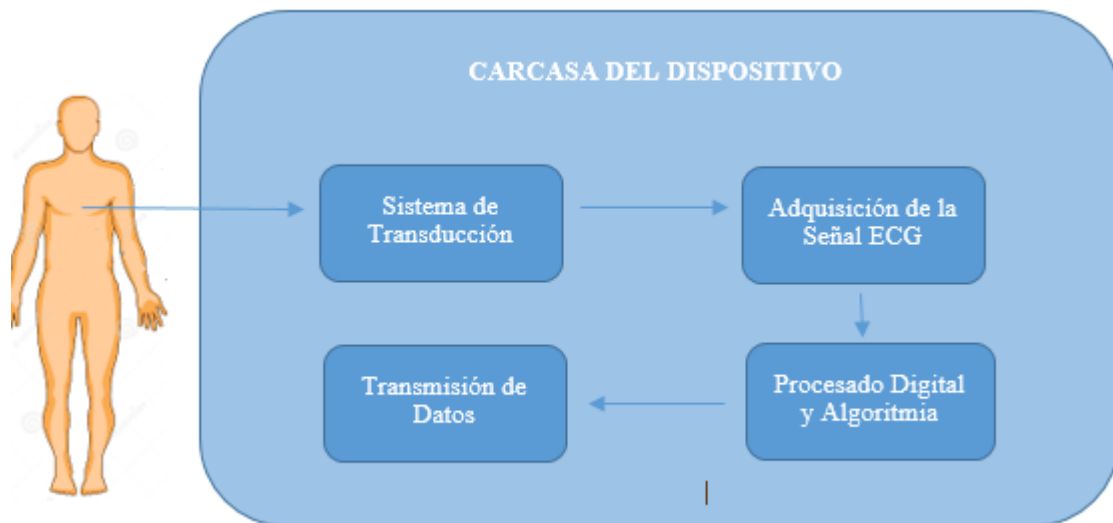


Figura 30.- Diagrama de bloques del componente hardware del dispositivo portable ECG.

3.2 CONSIDERACIONES DE DISEÑO

Los requerimientos para poder realizar el análisis y estimación del ritmo cardiaco, la señal ECG sensada demanda una correcta identificación de los complejos QRS, por lo que se adecuó a todo el dispositivo con el fin de evidenciar con claridad las ondas R. Para cumplir con las especificaciones planteadas el dispositivo consta de las siguientes partes: adquisición y amplificación de la señal ECG por medio de electrodos como sistema de transducción, filtrado análogo de la señal ECG amplificada mediante dos filtros de segundo orden con rangos de frecuencia entre 0.5 Hz (Filtro pasa-altos) y 64 Hz (Filtro pasa-bajos) para eliminar señales con frecuencias que no son de interés, una segunda etapa de amplificación de la señal filtrada, y finalmente se realiza un proceso de acondicionamiento para poder realizar la conversión análoga digital de la señal por medio de un microcontrolador. (González López, 2012), (Pérez Rodas, 2011), (Delgado Bolivar, 2006).

Al ser un dispositivo del tipo wearable, debe ser capaz de realizar un monitoreo constante de la actividad cardiaca del usuario a lo largo de sus actividades diarias, por lo que una consideración importante es el tamaño y el diseño del dispositivo portable ECG, ya que debe ser lo más compacto y cómodo posible para brindar ergonomía hacia el usuario. De igual manera la elección de un microcontrolador que presente un mínimo consumo de corriente, y de baterías con una óptima relación tamaño/capacidad es indispensable para extender el ciclo de funcionamiento del dispositivo. Se espera que este breve resumen sirva de vistazo general para comprender las consideraciones de diseño tomadas para el dispositivo ECG portable.

3.3 DISEÑO DEL CIRCUITO PARA LA ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL ECG

La instrumentación recomendada para la adquisición de las señales eléctricas del corazón viene dado por una etapa de pre-amplificación de las señales sensadas por medio de electrodos superficiales como sistema de transducción, un circuito de referencia de potencial, una etapa de filtrado de las señales sensadas, y por último una amplificación final de la señal filtrada (Analog Devices, 1999). Para que estas señales sean adquiridas por el conversor análogo-digital de un microcontrolador, deben ser acondicionadas a un cierto nivel de voltaje, por esta razón se añadió una etapa de acondicionamiento de la señal previa a la etapa de conversión análogo-digital. A continuación, en la Figura 31 se presenta el diagrama de bloques del circuito:

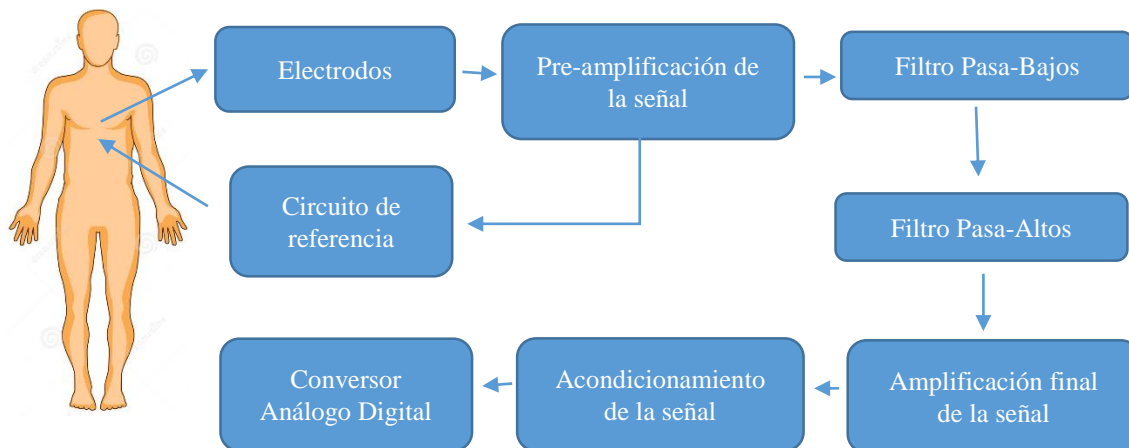


Figura 31.- Diagrama de bloques del circuito de adquisición de señales ECG.

3.3.1 SISTEMA DE TRANSDUCCIÓN

Como sistema de transducción se utilizaron 3 electrodos distribuidos como se muestra en la Figura 24, para realizar la función de sensado de la actividad eléctrica del músculo cardiaco. Los dos electrodos superiores se encuentran ubicados en configuración bipolar. El tercer electrodo ubicado en la parte inferior tiene la función de aportar una referencia o neutro al circuito lo que

permite una eliminación de las señales no deseadas llamado rechazo en modo común. El posicionamiento de los electrodos fue decidido al analizar varios dispositivos ECG wearables que tienen validación o certificación médica por lo que se optó a ubicar los mismos sobre la desembocadura del hueso esternón y el inicio de los músculos abdominales (Calm, 2017), (The Scripps research institute, 2018), (QARDIOCORE, 2018). La distancia entre electrodos permite que el dispositivo brinde comodidad y ergonomía por su reducido tamaño, y adicionalmente sigue las pautas de los dispositivos ECG consultados. Se puede observar la distancia y el correcto posicionamiento de los electrodos en la Figura 32.

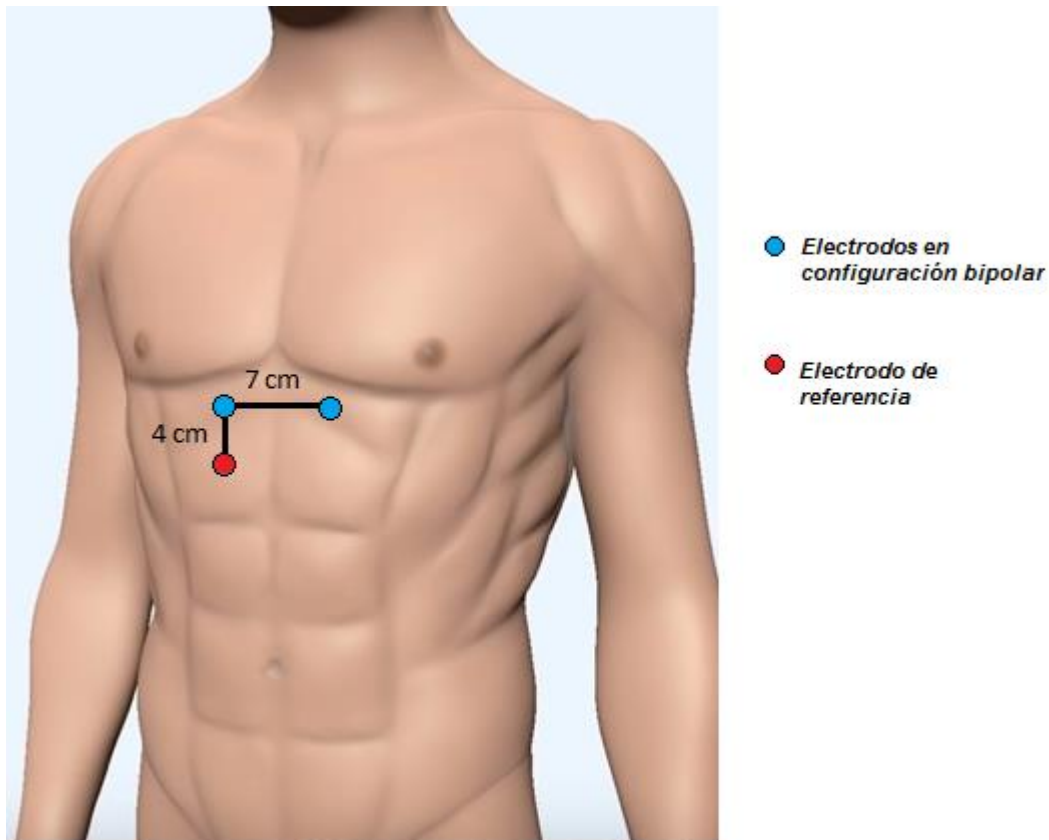


Figura 32.- Ubicación de los electrodos del dispositivo ECG portable.

3.3.2 PRE-AMPLIFICACIÓN DE LA SEÑAL ECG.

Las señales eléctricas del músculo cardiaco que son sensadas presentan niveles mínimos de voltaje, por lo que se debe pre-amplificar la señal para poder trabajar con la misma. Para este propósito se utilizó un amplificador operacional de instrumentación. Este dispositivo ofrece rangos de ganancia de entre 1 a 1000, regulados por medio de una resistencia externa, su impedancia de entrada y salida tiene valores óptimos para que el dispositivo trabaje de manera similar a un amplificador ideal, su rechazo en modo común es elevado, por lo que elimina una gran cantidad de señales que interfieran en las entradas del dispositivo (Drake Moyano, 2005). La configuración de un amplificador operacional se encuentra conformado por tres amplificadores operacionales, dos de ellos, AO_1 y AO_2 , conectados de forma paralela por medio de una resistencia R_G que permite ajustar la ganancia del amplificador, y un tercer amplificador que cumple la función de obtener la diferencia de las entradas V_1 y V_2 (Eberlein & Vásquez, 2013). La configuración de un amplificador operacional de instrumentación se puede apreciar en la Figura 33.

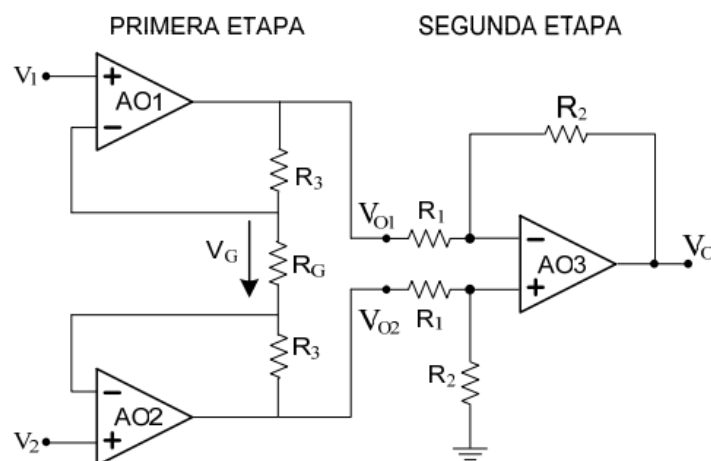


Figura 33.- Esquema general de un amplificador de instrumentación

Fuente: (Eberlein & Vásquez, 2013)

El integrado AD620 (Figura 34), es un amplificador de instrumentación utilizado en la etapa de amplificación de la señal ECG sensada por los electrodos. Este integrado es uno de los más usados en cuanto a la fabricación de dispositivos que adquieran señales biométricas del cuerpo, por lo que los mismos desarrolladores recomiendan una configuración para la adquisición de señales cardíacas. Su ganancia puede calibrarse por medio de una resistencia externa. Adicional a las características propias de un amplificador de instrumentación, presenta características propias mostradas en la Tabla 2.

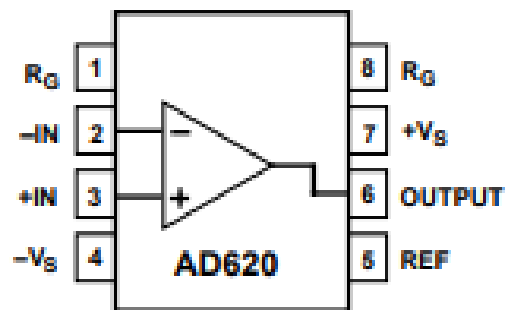


Figura 34.- Diagrama de pines del integrado AD620.

Fuente: (Analog Devices, 1999)

Tabla 2

Características del encapsulado AD620.

AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN AD620	
Productor:	ANALOG DEVICES.
Voltaje máx. polarización:	Desde +/- 2.3 hasta +/- 18 Voltios DC.
Rango de Ganancia ajustable:	1-1000.
Frecuencia de trabajo:	0-120 KHz.
CMR (Rechazo en modo común):	100 dB
Número de pines:	8 pines, 4 por lado.

Fuente: (Analog Devices, 1999).

La ganancia del amplificador de instrumentación AD620 viene dado por la siguiente ecuación:

$$G = 1 + \frac{49.4 \text{ K}\Omega}{R_G} \quad (2)$$

Donde:

- **G**= Ganancia.
- **R_G**= Resistencia externa en $K\Omega$

Para su uso en dispositivos ECG, la hoja de información del dispositivo recomienda utilizar una ganancia de valor 7, precedido por un circuito de conexión de los electrodos en configuración bipolar, así como de un electrodo de referencia. Como excepción en el circuito propuesto, se utilizó un amplificador operacional TL084 en remplazo al encapsulado AD705J, por falta de continuidad en la producción del mismo. De igual forma para las diferentes etapas del circuito de adquisición y acondicionamiento de la señal ECG se utilizó el encapsulado TL084, que consta de 4 amplificadores operacionales en su estructura, lo cual es factible para reducir el tamaño del circuito y facilita la distribución de los componentes externos.

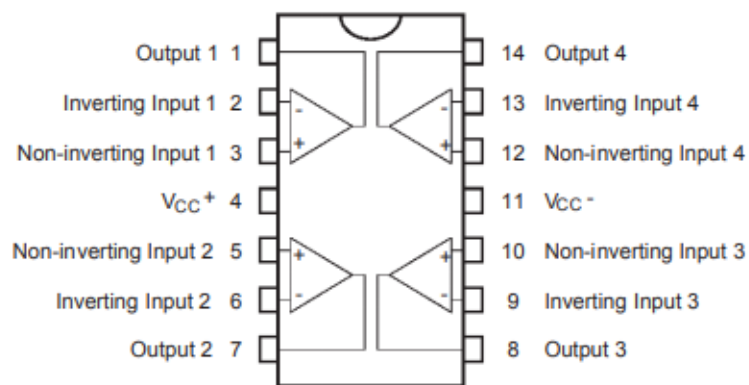


Figura 35.- Diagrama de pines del integrado TL084.
Fuente: (ST Microelectronics, 1999)

Los demás valores en cuanto a resistencias y capacitores se mantienen como muestra la Figura 36.

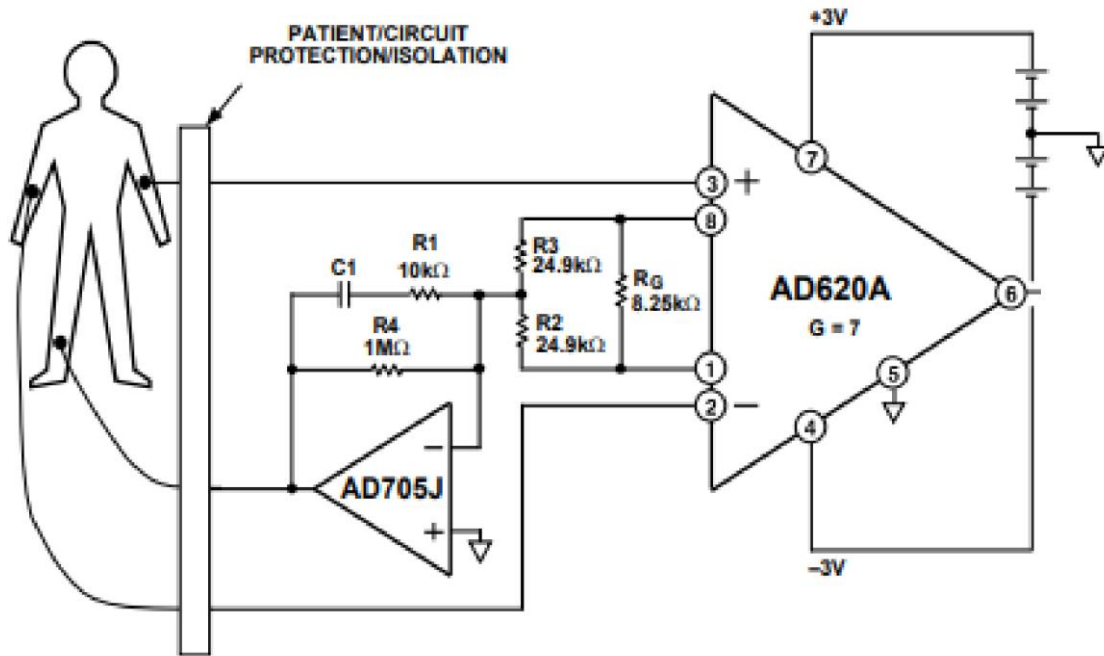


Figura 36.- Circuito recomendado para la adquisición de señales ECG.
Fuente: (Analog Devices, 1999)

Se verificó la ganancia y el valor de la resistencia externa al reemplazar los datos en la ecuación 2:

$$G = 1 + \frac{49.4 \text{ K}\Omega}{8.25 \text{ K}\Omega} = 6.99 \approx 7$$

El diagrama eléctrico de la etapa de amplificación implementada en el dispositivo portable ECG se presenta en la Figura 37.

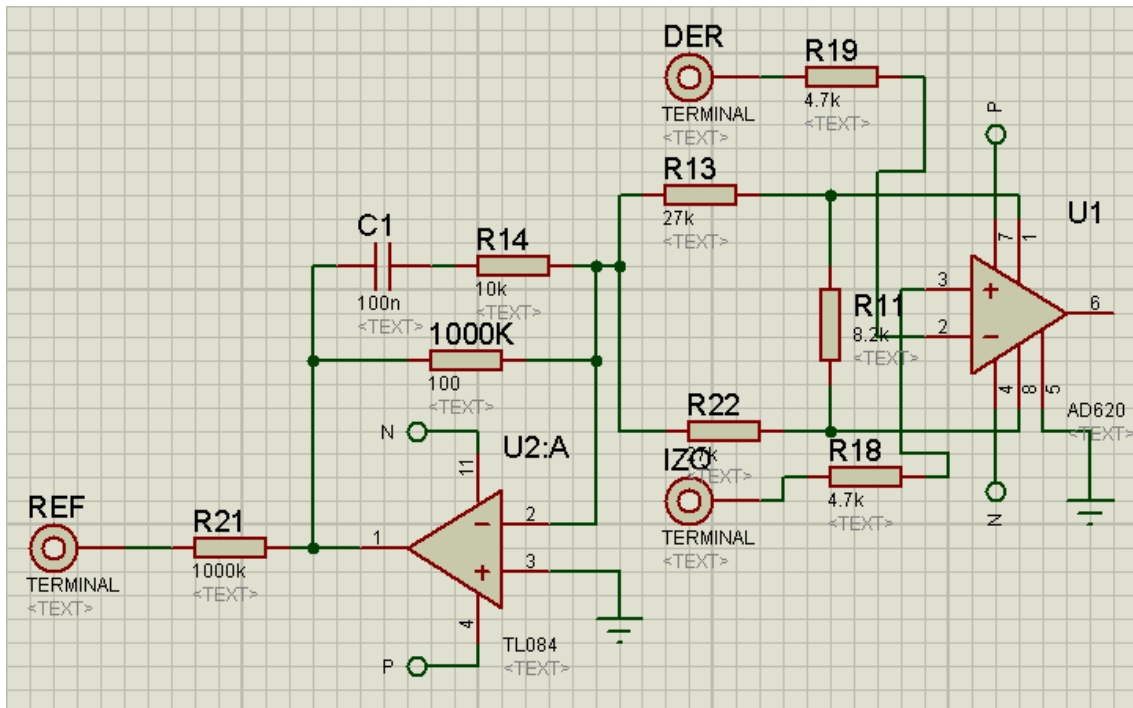


Figura 37.- Diagrama eléctrico Etapa de amplificación primaria y circuito de referencia.

3.3.3 ETAPA DE FILTRADO DE LA SEÑAL ECG.

Al amplificar el voltaje de la señal sensada, no solo se amplifican los valores que son de interés, sino a su vez se amplifica el ruido de baja y alta frecuencia que se debe al movimiento de los electrodos y por señales en el ambiente de la ciudad, trabajo o del hogar, de igual forma el sensado de la señal se lo realiza de forma indirecta, es decir, no se lo realiza directamente sobre el músculo cardiaco, por lo que también se amplifican señales eléctricas provenientes de otros sistemas y de músculos adjuntos a los electrodos, por lo que una etapa de filtrado es necesaria para aislar las frecuencias de las señales de interés.

La atenuación en cuanto a magnitud de las señales a partir de la frecuencia de corte se presenta a manera de pendiente, por lo que las señales con valores cercanos de frecuencia no son atenuadas en su totalidad, lo mismo pasa con el desfase de las señales, existiendo un ligero desfase en la

frecuencia de corte que se incrementa a medida que el rango de frecuencias se distancia, esto puede apreciarse en la Figura 38.

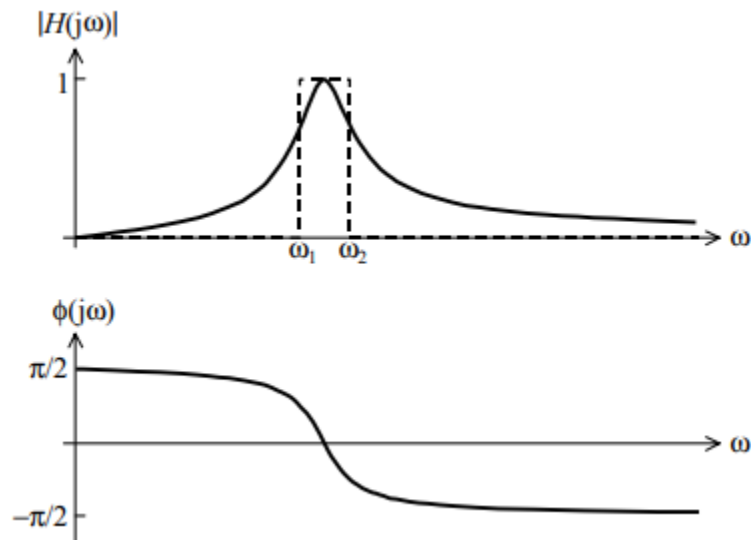


Figura 38.- Diagrama de Amplitud y Fase de un filtro pasa-banda real

Fuente: (Miyara, 2004).

La respuesta entregada por los diferentes tipos de filtros muchas veces es distorsionada en ciertos rangos de frecuencias, generalmente en la cercanía a la frecuencia de corte, tanto en magnitud como en fase, por lo que existen varios tipos y configuraciones de filtros, siendo los más utilizados los siguientes: Butterworth, Tschebyscheff, y Bessel. (Cabrera Peña, 2005)

Los filtros tipo Butterworth ofrecen una respuesta plana y constante en cuanto a magnitud a lo largo de todo el rango de frecuencias, adicionalmente su razón de atenuación no es muy pronunciada siendo aproximadamente de 20 decibeles por década. (Cabrera Peña, 2005). En la Figura 39 se puede apreciar la gráfica de atenuación versus frecuencia.

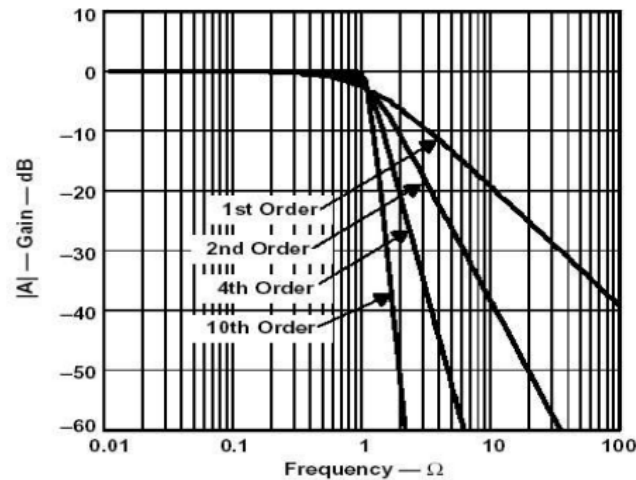


Figura 39.- Diagrama de atenuación en magnitud de un filtro pasa-bajo tipo Butterworth
Fuente: (Cabrera Peña, 2005).

Los filtros tipo Tschebyscheff presentan una razón de atenuación más pronunciada, aproximadamente 30 decibeles por década, sin embargo presentan una distorsión a medida que el rango de frecuencias se acerca a la frecuencia de corte, por lo que las señales que contengan componentes en dichas frecuencias se verán distorsionadas (Cabrera Peña, 2005). En la Figura 40 se puede apreciar la gráfica de atenuación versus frecuencia.

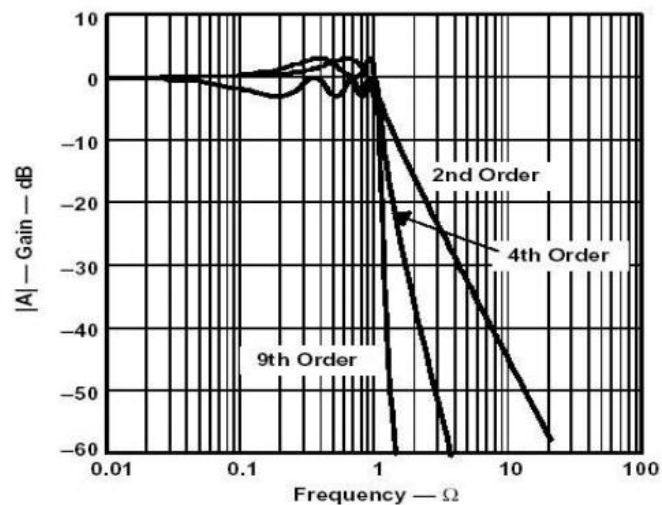


Figura 40.- Diagrama de atenuación en magnitud de un filtro pasa-bajos tipo Tschebyscheff.
Fuente: (Cabrera Peña, 2005).

Los filtros tipo Bessel presentan una razón de atenuación menor que los filtros anteriormente presentados, pero su ventaja radica en la respuesta lineal que presenta en cuanto a la fase de las señales, por lo que resuelve problemas de solapamientos o distorsión al tener un retardo constante (Cabrera Peña, 2005). En la Figura 41 se puede apreciar la gráfica de desfase versus frecuencia.

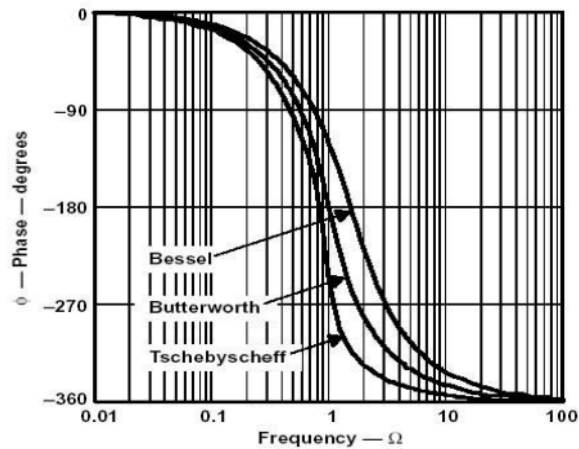


Figura 41.- Diagrama de fase de filtros pasa-bajo primer orden de diferente tipología

Fuente: (Cabrera Peña, 2005).

En la Figura 42 se puede observar la gráfica de atenuación versus frecuencia de los distintos filtros pasa-bajos de primer orden según la tipología mencionada anteriormente.

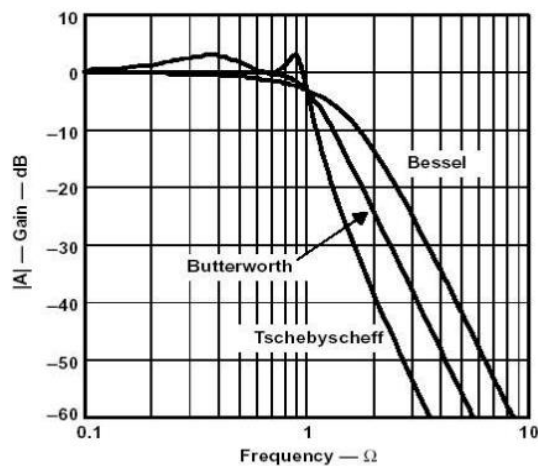


Figura 42.- Diagrama de magnitud de filtros pasa-bajo primer orden de diferente tipología.

Fuente: (Cabrera Peña, 2005).

En cuanto a la implementación de un filtro analógico, se denomina arquitectura del filtro a la constitución de los diferentes elementos que conforman parte del mismo, cada uno con sus ventajas y características intrínsecas. Existen diferentes arquitecturas que permiten simplificar o brindar ciertas cualidades al filtro diseñado. Entre las más usadas se encuentran la arquitectura en cascada, la arquitectura Sallen Key, la arquitectura con realimentación positiva, entre otras (Miyara, 2004).

La frecuencia de las señales emitidas por el corazón están comprendidas dentro de un rango entre 0.05 Hz a 100 Hz (Subdirección de ingeniería biomédica de Cenetec, 2006), pero estos valores pueden ser modificados dependiendo para que se va a destinar su uso, que puede ser, análisis de la señal, detección de una patología en concreto, almacenamiento de información y monitoreo, o para temas investigativos. Al ser un dispositivo similar a un equipo Holter, se puede reducir el rango superior de frecuencias hasta 40 Hz (Quintero M. Jorge E., 2012), sin perder información de los datos de la señal necesarios para el análisis propuesto en este trabajo de titulación. Se presentan a continuación el diseño de los filtros pasa-altos y pasa-bajos con frecuencias de corte de 0.5 Hz y 64 Hz respectivamente, los cuales fueron diseñados siguiendo una tipología Butterworth de segundo orden con arquitectura Sallen Key, para simplificar el número de elementos activos y pasivos en el diseño. Los filtros fueron diseñados con una ganancia unitaria y una tolerancia en componentes electrónicos pasivos del 5% en sus valores.

Se diseñó e implementó un filtro pasa-altos de segundo orden topología Sallen Key con respuesta tipo Butterworth, a una frecuencia de corte de 0.50 Hz, esto principalmente con el fin de eliminar la componente continua de la señal sensada. El diseño del filtro se lo realizó con la ayuda del software FilterPro de Texas Instruments (Texas Instruments, 2018) y se lo puede apreciar en la Figura 43.

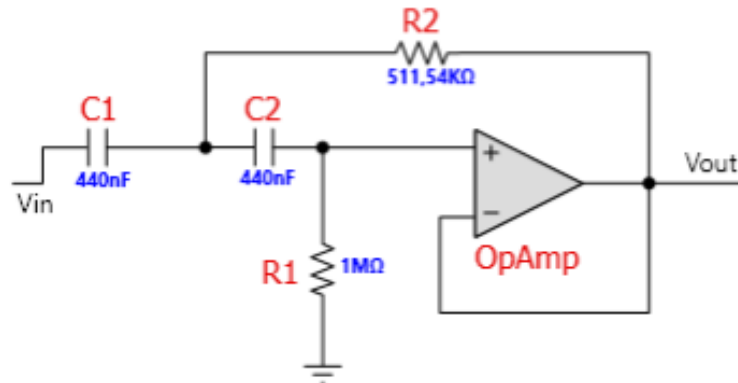


Figura 43.- Diseño de filtro pasa-altos de segundo orden Butterworth
Fuente: (Texas Instruments, 2018).

La función de transferencia resultante del filtro viene dada por la ecuación 3:

$$G(s) = \frac{s^2}{s^2 + s \frac{2}{CR_2} + \frac{1}{R_1R_2C^2}} \quad (3)$$

Donde,

- $G(s)$ = Función de Transferencia.
- $C = 440 \text{ nf}$
- $R_1 = 500 \text{ K}\Omega$
- $R_2 = 1000 \text{ K}\Omega$

Reemplazando los valores en la ecuación se obtiene:

$$G(s) = \frac{s^2}{s^2 + 4,54 s + 10,33}$$

A continuación, se presenta el diagrama de bode tanto en magnitud (Azul) como en fase (Rojo) del filtro pasa-alto. Se puede evidenciar que la señal es atenuada conforme disminuye hacia la frecuencia de corte de 0.50Hz y decae su potencia a razón de 40 decibeles por década al ser un

filtro de segundo orden. En cuanto a la fase, no existe un desfase de las señales superiores a la frecuencia de corte, por lo que la respuesta anterior y posterior al filtro no presentará un desfase en sus valores. Estas características pueden ser apreciadas en la Figura 44.

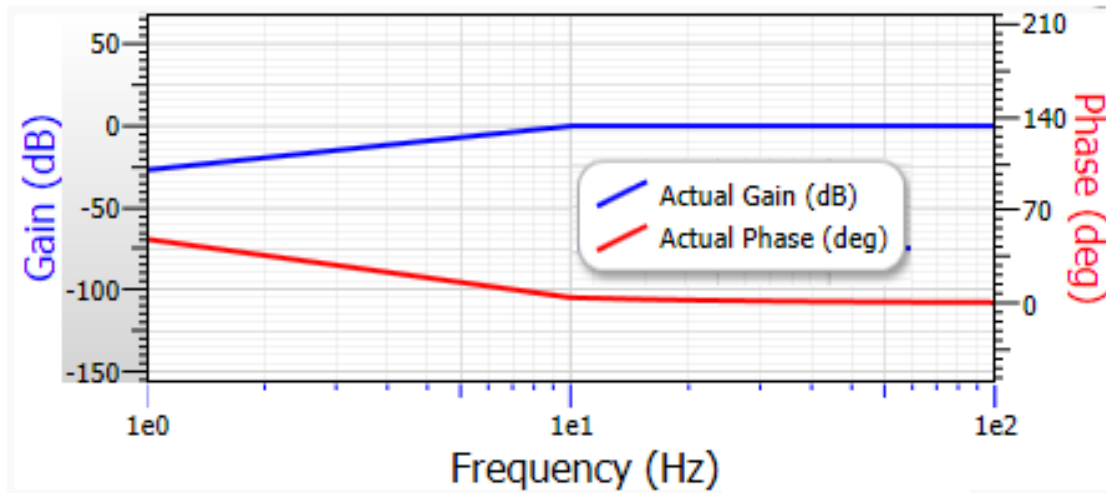


Figura 44.- Diagrama de bode del filtro pasa-altos

Fuente: (Texas Instruments, 2018).

En la Tabla 3 se muestran los componentes electrónicos usados para la implementación del filtro con sus correspondientes valores: Adicionalmente se muestra el diagrama eléctrico del filtro implementado en la Figura 45.

Tabla 3

Listado de componentes filtro pasa-altos.

COMPONENTES FILTRO PASA-ALTOS				
Nombre	Cantidad	Valor	Descripción	
R1	1	1 M Ω	Resistencia	
R2	1	511.5 k Ω	Resistencia	
C1	1	440 nF	Capacitor	
C2	1	440nF	Capacitor	
Op. Amp.	1	-	Amplificador operacional	

Fuente: (Texas Instruments, 2018).

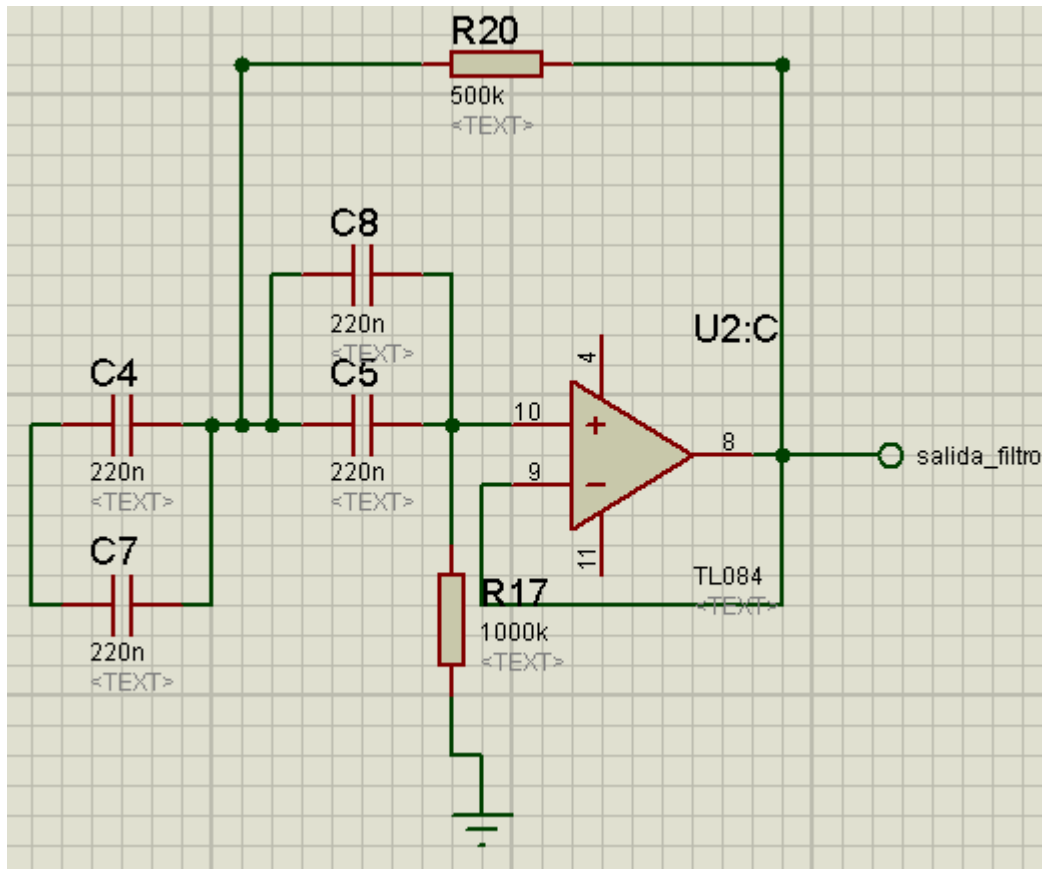


Figura 45.- Diagrama eléctrico Filtro pasa-alto implementado.

En lo que respecta al límite superior de frecuencias se diseñó e implementó un filtro pasa-bajo de segundo orden topología Sallen Key con respuesta tipo Butterworth, el cual presenta una frecuencia de corte en 64 Hz, con esto se consigue captar toda la energía de los campos QRS de la señal ECG y se elimina el resto de rango de frecuencias que no son de interés. El filtro fue diseñado con la ayuda de la herramienta software Filter-Pro de Texas Instruments (Texas Instruments, 2018) y se lo puede apreciar en la Figura 46.

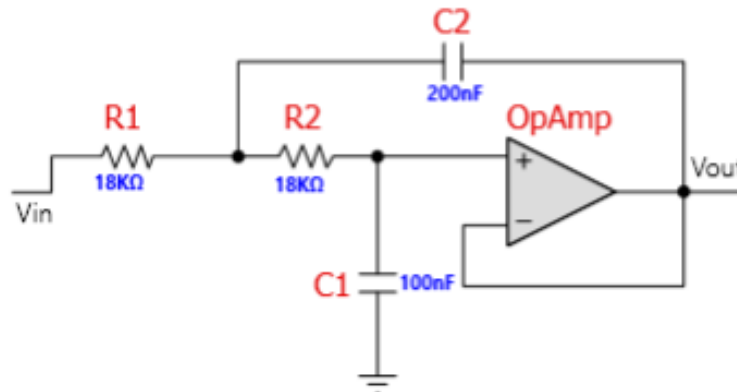


Figura 46.- Diseño de filtro pasa-bajos de segundo orden Butterworth

Fuente: (Texas Instruments, 2018).

De igual forma que con el filtro pasa-alto se presenta el diagrama de bode tanto en magnitud (Azul) como en fase (Rojo) del filtro pasa-bajo. Se observa que la magnitud de las señales con frecuencia superior a la frecuencia de corte, presenta una atenuación a razón de 40 decibeles, esto dado por ser de igual forma un filtro de segundo orden. La función de transferencia resultante del filtro viene dada por la ecuación:

$$G(s) = \frac{1}{s^2 + s \frac{2}{RC_1} + \frac{1}{C_1 C_2 R^2}} \quad (4)$$

Donde,

- $G(s)$ = Función de Transferencia.
- $R = 18 \text{ K}\Omega$
- $C_1 = 200 \text{ nf}$
- $C_2 = 100 \text{ nf}$

Reemplazando los valores en la ecuación se obtiene:

$$G(s) = \frac{154.321}{s^2 + 556s + 154.321}$$

En cuanto al análisis en fase, se da un desfase en las señales que sobrepasan la frecuencia de corte del filtro, si bien existe un pequeño desfase en las señales con frecuencias cercanas a los 64 Hz, esto no afecta a la señal resultante de todo el proceso de filtrado. Estas características pueden ser apreciadas en la Figura 47.

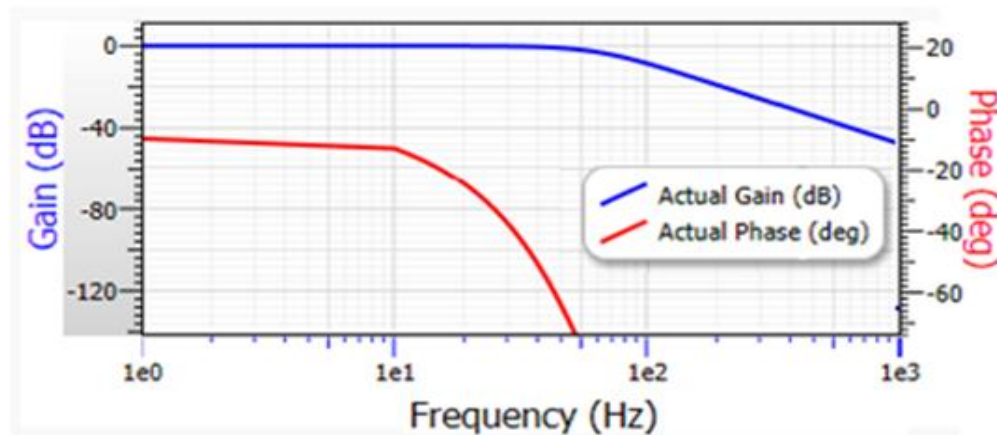


Figura 47.- Diagrama de bode filtro pasa-bajos

Fuente: (Texas Instruments, 2018).

En la Tabla 4 se muestran los componentes electrónicos usados para la implementación del filtro con sus correspondientes valores: Adicionalmente se muestra el diagrama eléctrico del filtro implementado en la Figura 48.

Tabla 4

Listado de componentes filtro pasa-bajos.

COMPONENTES FILTRO PASA-ALTOS				
Nombre	Cantidad	Valor	Descripción	
R1	1	18 kΩ	Resistencia	
R2	1	18 kΩ	Resistencia	
C1	1	100 nF	Capacitor	
C2	1	200 nF	Capacitor	
Op. Amp.	1	-	Amplificador operacional	

Fuente: (Texas Instruments, 2018).

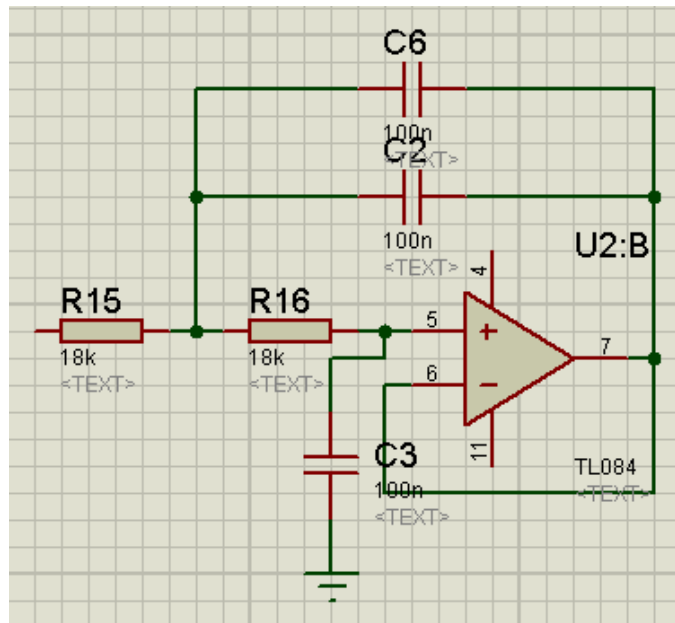


Figura 48.- Diagrama eléctrico Filtro pasa-bajos implementado.

A continuación, en la Figura 49 se presenta una gráfica de la señal previa a ser filtrada (Rojo) versus la señal de salida del proceso de filtrado analógico.

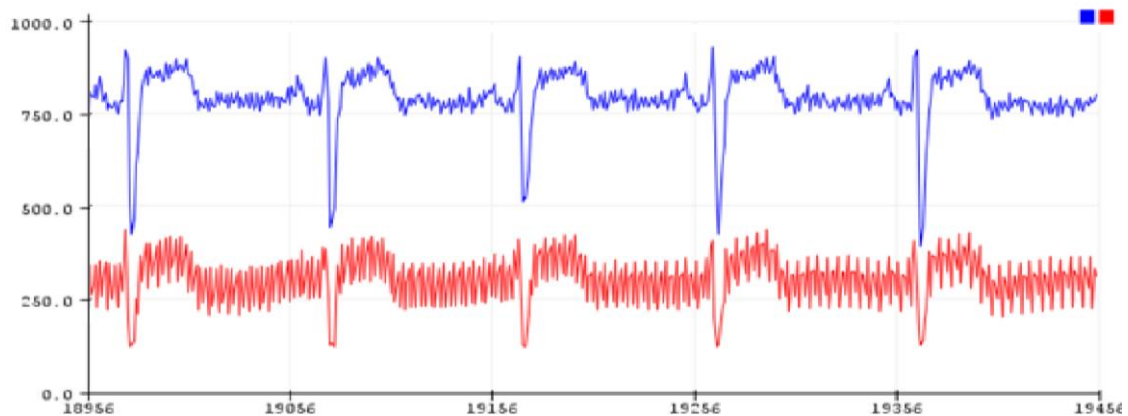


Figura 49.- Gráfica de la señal ECG sensada (rojo), versus la señal ECG filtrada (azul).

3.3.4 AMPLIFICACIÓN DE LA SEÑAL.

Una vez filtrada la señal y aisladas las frecuencias que son de interés se procedió a realizar la amplificación final de la señal. Para este fin se utilizó el circuito integrado TL084. El cálculo de la ganancia de la señal amplificada viene dado por la ecuación 3:

$$G = 1 + \frac{R_2}{R_1} \quad (5)$$

Donde:

- **G**= Ganancia.
- **R₁**= Resistencia externa en $K\Omega$
- **R₂** = Resistencia externa en $K\Omega$

Por lo que la ganancia G tomará el valor del cociente del resultado de la división de las dos resistencias más una unidad, y el valor del voltaje de salida será igual al voltaje de entrada multiplicado por la ganancia G . Los valores de las resistencias implementados son los siguientes:

- **R₁**= 1 $K\Omega$
- **R₂** = 64 $K\Omega$

Al reemplazar valores se obtiene como resultado la siguiente ganancia:

$$G = 1 + \frac{64K\Omega}{1K\Omega} = 65$$

De esta etapa resulta una señal con una amplificación considerable, obteniéndose un voltaje pico-pico aproximado de 2 V_{DC} , el cual es un valor ideal para poder pasar a la etapa de acondicionamiento de la señal ECG. El diagrama eléctrico de la etapa de amplificación final se encuentra en la Figura 50.

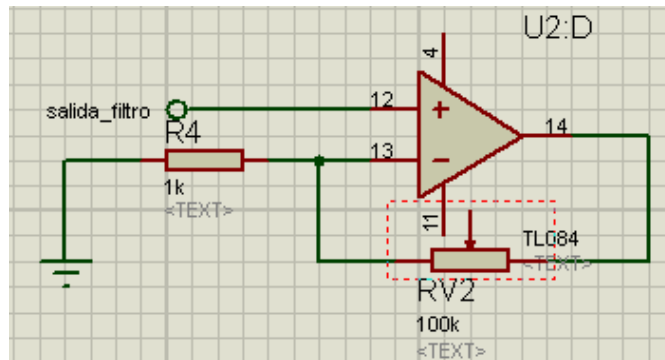


Figura 50.- Diagrama eléctrico Amplificación final implementado.

3.3.5 ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL.

Para poder realizar la conversión analógica digital de la señal, es imprescindible adecuar la misma de manera que a lo largo de todo el sensado no presente valores negativos, ya que estos no pueden ser analizados por las entradas analógicas del microcontrolador, por esta razón se implementó un circuito que permita añadir un valor de voltaje offset a la señal. Para este fin se utilizó un amplificador operacional en configuración Sumador No Inversor, con una ganancia de una unidad, para no alterar la magnitud pico-pico de la señal. El cálculo del voltaje resultante V_s en la salida del amplificador viene dado por la ecuación 4:

$$V_s = R_s \left(\frac{V_1}{R_1} + \frac{V_2}{R_2} + \frac{V_3}{R_3} + \dots + \frac{V_n}{R_n} \right) \quad (6)$$

Donde:

- V_s = Voltaje de salida.
- R_s = Resistencia de referencia en $K\Omega$
- V_n = Voltajes individuales a sumar
- R_n = Resistencias correspondientes a cada punto de suma en $K\Omega$

La resistencia R_e viene dada por la ecuación 5:

$$R_e = \frac{R_s \cdot R_p}{R_p - R_s} \quad (7)$$

Donde:

- R_f = Resistencia de referencia en $K\Omega$
- R_p = Resistencia resultante del paralelo de todas las resistencias R_n en $K\Omega$

Para el acondicionamiento de un circuito que añada un voltaje de offset a la señal, el circuito amplificador sumador no inversor debe constar de dos puntos de suma, donde el primero es la señal entregada a la salida de la etapa de amplificación final y el segundo punto es obtenido mediante la implementación de un circuito divisor de voltaje, el cual provee en su salida un valor de voltaje de 1 VDC. Una vez obtenido el voltaje offset, se procedió a determinar los valores de resistencias. Tanto para la referencia, como en cada punto de suma, las resistencias tienen valores de $10 K\Omega$. Estos datos son reemplazados en la ecuación 4:

$$V_s = R_s \left(\frac{V_1}{R_1} + \frac{V_2}{R_2} \right)$$

Donde:

- V_s = Voltaje de salida.
- R_s = $10 K\Omega$
- V_1 = Voltaje resultante de la etapa de amplificación
- V_2 = Voltajes resultante del circuito divisor.
- R_1 = $10 K\Omega$
- R_2 = $10 K\Omega$

Obteniendo como resultado:

$$V_s = V_1 + 1$$

De igual forma se procede a calcular la resistencia R_e , donde:

- $R_s = 10\text{ K}\Omega$
- $R_p = 5\text{ K}\Omega$

$$R_e = \frac{10\text{ K}\Omega \times 5\text{ K}\Omega}{10\text{ K}\Omega + 5\text{ K}\Omega} = 10\text{ K}\Omega$$

Como paso final del acondicionamiento de la señal se incorporó un amplificador operacional en configuración Seguidor No Inversor, el cual no realiza ningún cambio a nivel morfológico o en la magnitud de la señal, su función es administrar corriente a la señal otorgada por las fuentes de alimentación que energizan al amplificador operacional. Se puede apreciar el diagrama eléctrico de la etapa de acondicionamiento de la señal en la Figura 51.

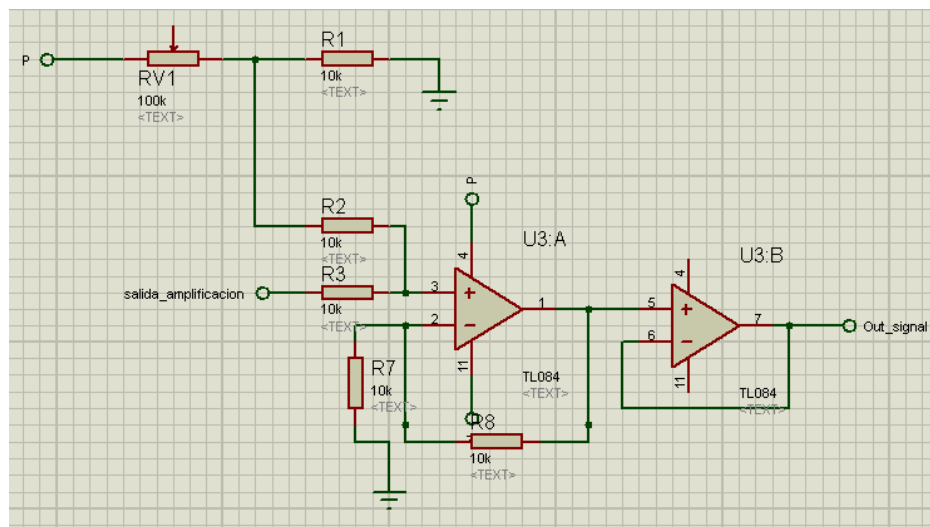


Figura 51.- Diagrama eléctrico Acondicionamiento de la señal implementado.

Cada etapa del circuito de adquisición de la señal electrocardiográfica se implementó de acuerdo al orden impuesto por el diagrama de bloques presentado en la Figura 31. Se puede observar el circuito final en la Figura 52 De esta manera concluye toda la etapa de diseño e

implementación del circuito de adquisición y acondicionamiento de la señal electrocardiográfica sensada.

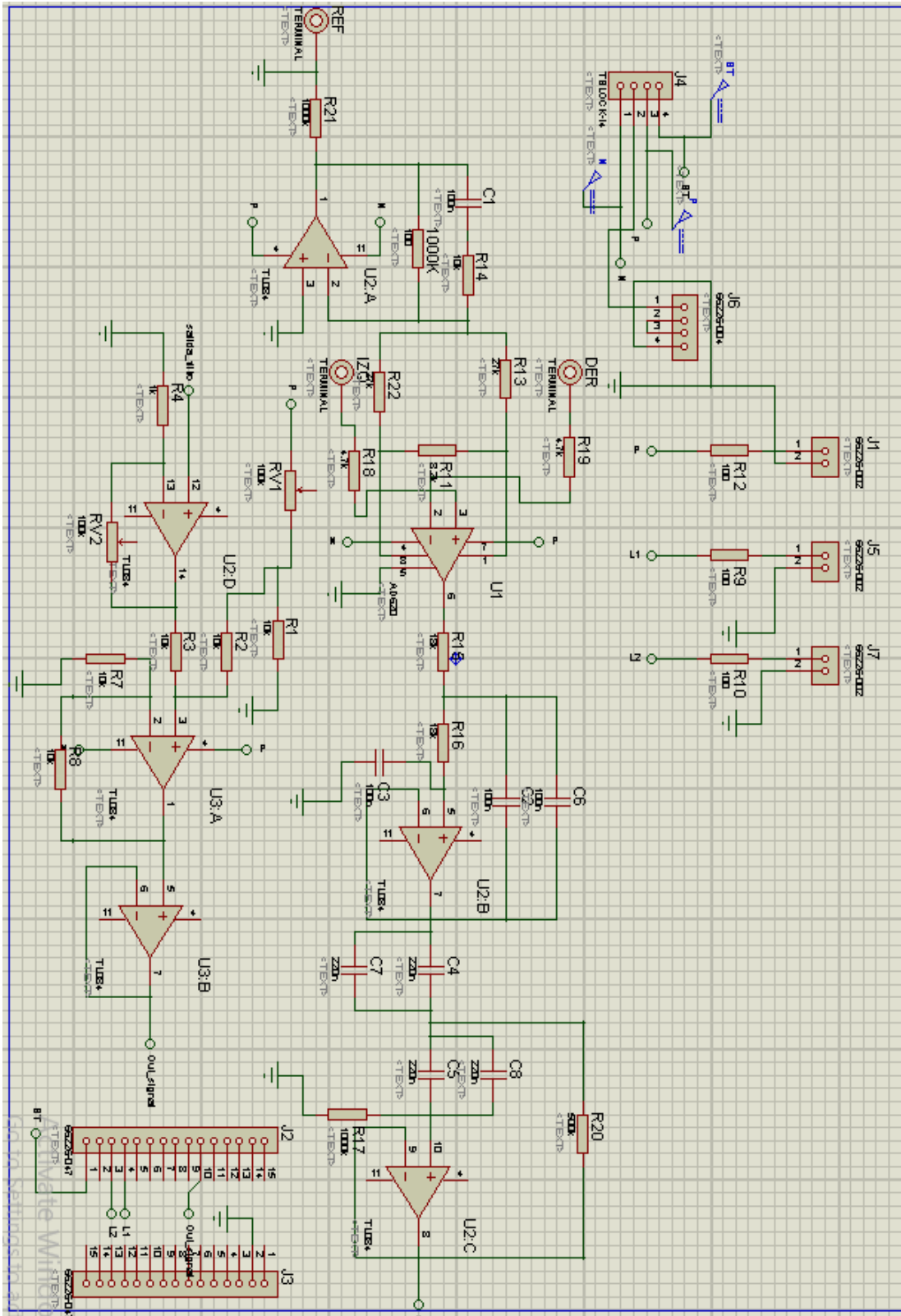


Figura 52.- Diagrama eléctrico unificado del circuito de adquisición de señales ECG.

3.3.6 PROCESAMIENTO DIGITAL DE LA SEÑAL.

Una vez que la señal ECG es amplificadora y acondicionada, se procede a digitalizar la misma. Para esto es imprescindible el uso de un microcontrolador que permita el procesado de la señal adquirida por medio de un conversor analógica-digital, y que adicionalmente provea suficiente capacidad computacional para generar el algoritmo de detección de arritmias, por lo que se evaluaron diferentes opciones, presentadas en la Tabla 5.

Tabla 5
Opciones de Tarjetas Electrónicas.

TARJETAS ELECTRÓNICAS					
Nombre	Procesador	Frecuencia de procesamiento	Voltaje de Alimentación	Protocolos inalámbricos de transmisión	Dimensiones
Teensy 3.6	ARM Cortex-M4 32-bit	180 MHz	3,3 Voltios	No	6,1 x 1,8 cm
Teensy 3.2	ARM Cortex-M4 32-bit	72 MHz	3,3 - 5 Voltios	No	3,6 x 1,8 cm
STM32F4 Discovery	ARM Cortex-M4 32-bit	168 MHz	5 Voltios	No	9,7 x 6,6 cm
Arduino Nano	ATMega328	16 MHz	5 Voltios	No	4,5 x 1,8 cm
ESP32	Xtensa® single- /dual-core 32-bit	80 MHz	3,3 Voltios	Bluetooth v4,2 y Wi-Fi	5,7 x 2,8 cm

Fuente: (PJRC, 2018), (STMicroelectronics, 2018), (Arduino, 2018), (Espressif, 2018).

Las tarjetas Teensy proveen una gran capacidad de procesamiento en un tamaño compacto, sin embargo, necesitan periféricos externos para realizar transmisión inalámbrica de datos. La tarjeta STM32F4 Discovery presenta una buena capacidad de procesamiento, sin embargo, sus dimensiones no son adecuadas además que no integra protocolos de transmisión inalámbrica embebidos. La tarjeta Arduino Nano posee un tamaño compacto y puede acoplarse con facilidad a una variedad de protocolos de transmisión externos, pero su capacidad de procesamiento es baja para los procesos requeridos. La tarjeta ESP32 presenta una buena capacidad de procesamiento y dimensiones adecuadas, siendo su aspecto más importante el incorporar protocolos de transmisión inalámbrica como son Bluetooth v4.2 de bajo consumo de corriente y Wi-Fi. Es por esto que

dentro del basto rango de posibilidades, se escogió la tarjeta ESP32 como eje principal para el desarrollo del componente software del dispositivo portable ECG.

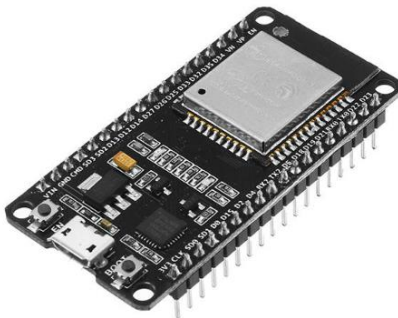


Figura 53.- Tarjeta electrónica ESP32

Fuente: (Espressif, 2018) .

Las principales características de la tarjeta ESP32 se presenta en la Tabla 6 y sus principales pines en la Tabla 7.

Tabla 6

Principales Características Tarjeta ESP32.

TARJETA ESP32	
Microprocesador:	Xtensa® single-/dual-core 32-bit LX6
Memoria ROM:	448 Kbytes
Memoria SRAM:	520 Kbytes
Reloj Interno:	80 MHz
Timers:	2 grupos de 64 bytes
Bluetooth:	Bluetooth v 4.2 BLE
Wi-Fi:	Protocolo 802.11 (2,4 GHz)

Fuente: (Espressif, 2018).

Tabla 7

Principales Pines Tarjeta ESP32.

PINES TARJETA ESP32	
Digitales:	34 pines GPIO
Analógicos ADC:	18 pines de 12 bits
Analógicos DAC:	2 pines de 8 bits
Tipo Touch:	10 pines
Comunicación SPI:	4 pines
Comunicación I2C:	2 pines
Control PWM:	Si

Fuente: (Espressif, 2018).

De entre las principales características cabe destacar que la tarjeta incorpora un módulo bluetooth de bajo consumo de corriente (BLE), además de su procesador dual core que trabaja a 800 MHz, el cual brinda un rango óptimo para el procesamiento de señales analógicas. El conversor análogo posee una resolución de 12 bits en 18 de sus pines. Para la adquisición de la señal otorgada por la salida de la etapa de acondicionamiento, solo se utilizó una entrada analógica (A4) donde se mantuvo la configuración estándar del puerto. Presenta las siguientes características principales (Systems, 2018):

- **Resolución:** permite cambiar la resolución del conversor análogo digital, es decir el número de muestras en las que va a ser particionada la señal analógica. **ESP32:** 12 bits (rango desde 0- 4095 valores).
- **Valores por muestra:** permite cambiar la cantidad de valores que pueden ser asignados a cada muestra de la señal analógica tomada por el conversor. **ESP32:** 8 bits (1-255).
- **Atenuación:** permite cambiar el rango de atenuación de la señal analógica. Se debe tener cuidado en disminuir la atenuación, ya que los valores de entrada no pueden exceder el voltaje soportado por el microcontrolador, puesto que se puede llegar a sobrecalentar el mismo. **ESP32:** 11dB.

3.4 ESTUDIO COMPARATIVO DE LA SEÑAL ECG.

Para corroborar la morfología de la señal ECG resultante de la posición de los electrodos, se realizó un estudio comparativo de las señales adquiridas por el dispositivo portable ECG versus las señales entregadas por un dispositivo ECG con certificación médica (Cardioexpress SL3). El estudio realizado sobre la señal ECG sensada tiene como fin dos objetivos principales:

- Realizar un estudio comparativo entre la señal ECG registrada por el dispositivo ECG portable versus la señal ECG resultante de un dispositivo certificado, como es el caso de Cardioexpress SL3. Con este estudio se podrá identificar las similitudes tanto en morfología como en frecuencia de las dos señales y verificar si la señal registrada por el dispositivo ECG portable es viable para poder identificar el complejo QRS.
- Realizar un estudio comparativo entre la señal ECG registrada mediante electrodos estándar de AgCl versus las señales adquiridas por medio de los diferentes tipos de electrodos presentados en la Tabla 8, con el fin de verificar cual brinda mejores resultados en cuanto a similitud en morfología, frecuencia y relación señal-ruido. Adicionalmente se verificará la opción que brinde una mejor ergonomía y comodidad hacia el usuario ya que los electrodos estarán en contacto con la piel durante todo el día, por lo que se deben evitar irritaciones causadas por los adhesivos en los electrodos convencionales de electrocardiografía (Electrodos de AgCl) (Meziane, 2013).

El dispositivo Cardioexpress SL3 es un electrocardiógrafo multicanal que registra las 12 derivaciones cardíacas (3 derivadas de extremidades, 3 derivadas de extremidades aumentadas, y 6 precordiales) en el mismo instante de tiempo, se puede observar una imagen del dispositivo en la Figura 54. Permite guardar hasta 140 registros de señales ECG. Adicionalmente cuenta con


almacenaje externo por medio de una memoria USB. Los registros de las señales se realizan a una frecuencia de 500 Hz (Cardiology, n.d.).



Figura 54.- Electrocardiógrafo multicanal Cardioexpress SL3
Fuente: (Cardiology, n.d.).

Para la realización del estudio planteado se utilizó 6 tipos de electrodos, 2 de los cuales pueden ser conseguidos comercialmente, y 4 que fueron realizados en acero inoxidable bajo medidas específicas con el objetivo de conseguir una óptima relación señal-ruido, y disminuir la distorsión de la señal sensada (Ávila Meza, 2017). Los 2 electrodos comerciales presentan una composición de cloruro de plata y gel electrolítico, mientras que los 4 electrodos fabricados son de acero inoxidable sin la presencia de gel electrolítico. En la Tabla 8 se muestran los 6 tipos de electrodos:

Tabla 8*Electrodos utilizados en la realización del estudio comparativo***ELECTRODOS UTILIZADOS EN EL ESTUDIO COMPARATIVO**

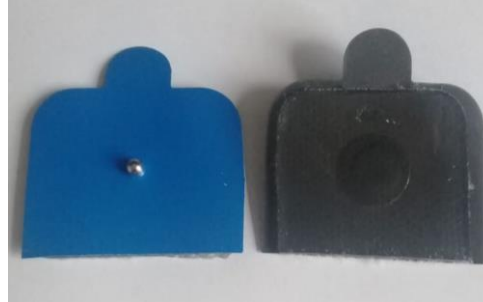
Tipología	Imagen
Electrodo seco de acero inoxidable de morfología circular con un diámetro de 1 cm utilizado comúnmente en dispositivos wearables.	
Electrodo seco de acero inoxidable de morfología circular con un diámetro de 1,5 cm.	
Electrodo de acero inoxidable de morfología cuadrada con 1 cm por lado.	
Electrodo de acero inoxidable de morfología cuadrada con 1,5 cm por lado.	

CONTINÚA →

Electrodo estándar de cloruro de plata AgCl comúnmente usado para adquisición de señales ECG.



Electrodo tipo parche de cloruro de plata AgCl comúnmente usado por dispositivos ECG portables.



El protocolo bajo el que se realizó el estudio comparativo se presenta a continuación:

- El estudio fue realizado sobre la señal ECG de dos pacientes sin ninguna patología o evento cardiaco previo, en buena condición física, con 22 y 25 años de edad.
- La señal ECG fue adquirida simultáneamente por los dos dispositivos mientras los pacientes se encontraban en estado basal El proceso se repitió con los 6 tipos de electrodos previamente mencionados.
- Se comparó la señal ECG registrada por el dispositivo ECG portable versus cada una de las 12 derivaciones cardiacas obtenidas por el dispositivo ECG Cardioexpress SL3.
- Las señales resultantes fueron alineadas en el mismo instante de tiempo a modo de eliminar el delay producto del uso de dispositivos independientes
- Se escogió 5 latidos de las señales para realizar el análisis individualmente.
- Los parámetros que fueron calculados para el análisis y resultados final fueron los siguientes:
El coeficiente de correlación de Pearson, que permite cuantificar la similitud entre dos señales

variantes en el tiempo dentro del rango entre 0 y 1, siendo 0 si no presentan ninguna similitud, y 1 si son idénticas en sus características (MathWorks, 2018); La magnitud cuadrática de coherencia, que cumple un papel similar a la correlación con la diferencia de que analiza la similitud de dos señales en el dominio de la frecuencia, muestra por muestra, y cuantifica individualmente esta relación en un rango entre 0 y 1, siendo 0 si no presentan similitud, y 1 si son idénticas en sus características. Se procedió a obtener el valor medio y el valor máximo de magnitud cuadrática de coherencia resultante (MathWorks, 2018); y la relación señal-ruido SNR, que analiza la diferencia de potencial entre las dos señales y representa esta diferencia en un valor de decibeles, siendo positiva si la primera señal supera en potencial a la segunda, y negativo en el caso contrario (MathWorks, 2018).

Toda la información obtenida bajo los parámetros previamente mencionados se los almacenó en una tabla de datos individual para cada tipo de electrodo y paciente, por lo que se obtuvieron 6 tablas de datos. A continuación se presenta la tabla resumen con valores promediados de los 10 latidos seleccionados en los 2 pacientes para el electrodo estándar de AgCl (Tabla 9) comparados con las señales obtenidas del dispositivo ECG Cardioexpress SL3. En la tabla se observa que los valores máximos de correlación fueron registrados por las derivaciones cardiacas DI, DII, V3, V4, y V5 con una similitud de morfología superior a 80%, y frecuencial superior al 88%.

Tabla 9

Tabla de datos (Electrodo Estándar de AgCl)

DERIVACIÓN CARDIACA	COEFICIENTE DE CORRELACIÓN	MAGNITUD CUADRÁTICA DE COHERENCIA		SNR (ECG Portatil vs ECG CardioExpress SL3)
		PICO MÁXIMO	MEDIA	
DI	0,86708	0,99401	0,93759	1,29984
DII	0,80407	0,97774	0,88051	0,73608
DIII	-0,03348	0,98136	0,82989	7,37558
aVR	-0,85303	0,98763	0,91818	1,23698
aVF	0,64422	0,96998	0,85294	4,94763
aVL	0,03348	0,98136	0,82989	13,39588
V1	0,49075	0,98783	0,79846	2,68692
V2	0,75023	0,99112	0,89347	-5,42689
V3	0,84392	0,99187	0,92243	-5,3226
V4	0,86643	0,99331	0,93712	-4,56884
V5	0,86015	0,99165	0,93645	-4,05473
V6	0,84227	0,99135	0,9285	-3,47243

En la Figura 55 se observa un contraste de la señal ECG registrada por el dispositivo portable ECG (azul) mediante los electrodos estándar de AgCl, versus la derivación DI de la señal adquirida por el dispositivo CardioExpress SL3 (rojo).

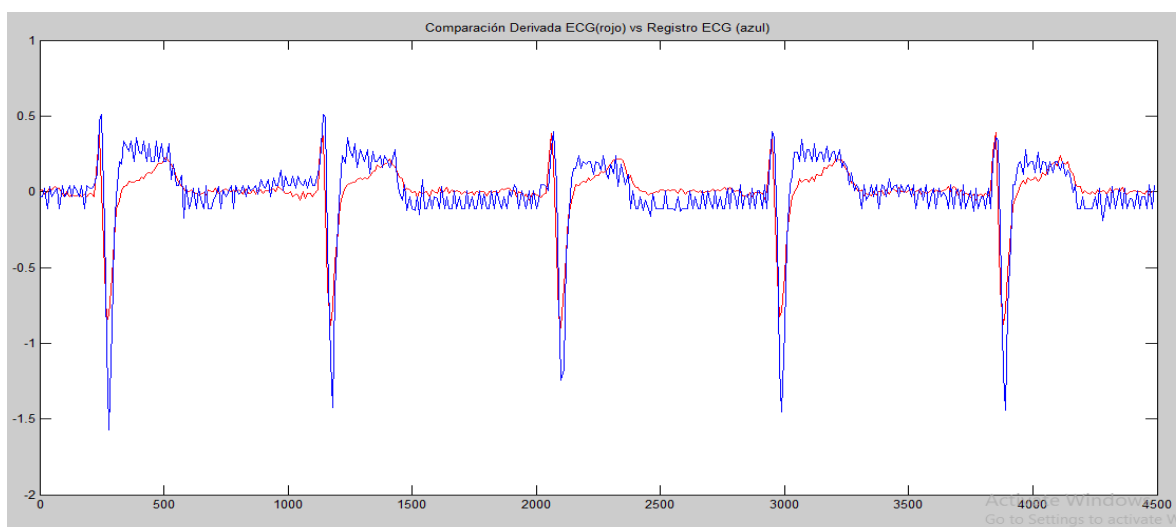


Figura 55.- Contraste de las señales registradas por el dispositivo ECG (azul) vs DI (rojo)

En la Tabla 10 se presenta el resumen de los valores registrados de las señales sensadas por medio de electrodos tipo parche de AgCl vs estándar comparando las 12 derivaciones de las señales

obtenidas del dispositivo ECG Cardioexpress SL3. Se observa que los valores máximos de correlación fueron registrados por las derivaciones cardiacas DI, DII, V4, V5, y V6, con un valor superior al 80% en cuanto a sus componentes temporales, y superior a 85% en sus componentes de frecuencia.

Tabla 10

Tabla de datos (Electrodo tipo parche de AgCl)

DERIVACIÓN CARDIACA	COEFICIENTE DE CORRELACIÓN	MAGNITUD CUADRÁTICA DE COHERENCIA		SNR (ECG portatil Vs ECG Cardioexpress SL3)
		PICO MÁXIMO	MEDIA	
DI	0,80622	0,9952	0,90758	-0,10573
DII	0,8057	0,96892	0,85781	-0,91039
DIII	0,15875	0,97588	0,79267	5,99583
aVR	-0,82282	0,98875	0,89476	-0,31799
aVF	0,70972	0,95762	0,82497	3,22606
aVL	-0,15875	0,97588	0,79267	12,01643
V1	0,38802	0,98771	0,78415	1,13856
V2	0,65937	0,99191	0,83813	-7,05096
V3	0,78203	0,89513	0,876	-6,99309
V4	0,8152	0,99394	0,90816	-6,13989
V5	0,82228	0,99331	0,91567	-5,79062
V6	0,82316	0,99182	0,9148	-4,80126

En la Figura 56 se observa una comparación de la señal ECG registrada por el dispositivo portable ECG (azul) por medio de electrodos tipo parche de AgCl, versus la derivación precordial V6 de la señal adquirida por el dispositivo CardioExpress SL3 (rojo).

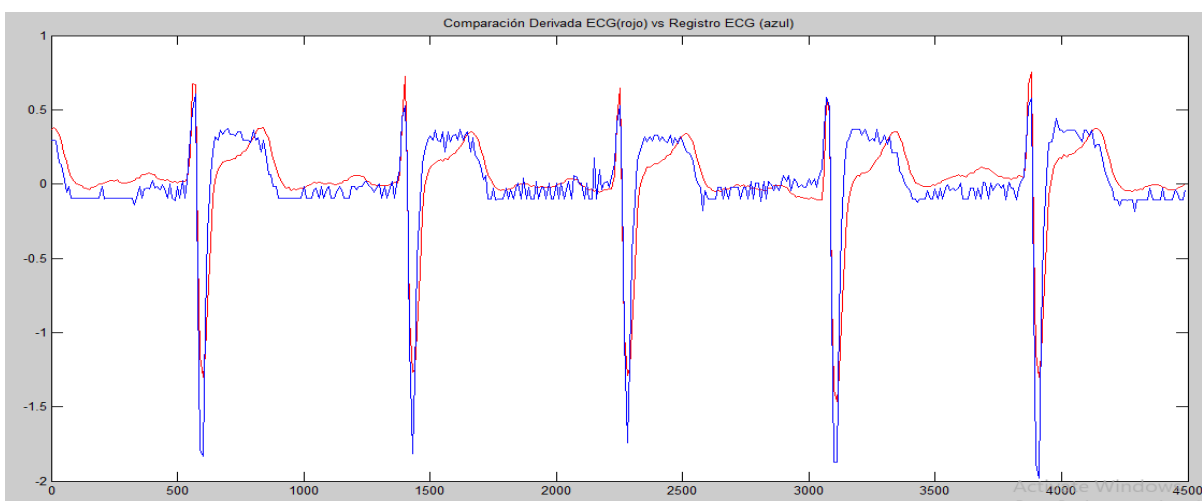


Figura 56.- Contraste de las Señales registradas por el dispositivo ECG (azul) vs V6 (rojo)

En La Tabla 11 se presentan los datos obtenidos del análisis de la señal ECG adquirido por medio de electrodos secos de acero inoxidable de morfología cuadrada con 1.5 cm por lado, comparados con las señales obtenidas del dispositivo ECG Cardioexpress SL3. Se destacan los valores de correlación obtenidos en las derivaciones cardíacas DI, DII, V4, y V5, superando el 85% de similitud en su morfología, y el 90% en sus componentes de frecuencia.

Tabla 11

Tabla de datos (Electrodo seco cuadrado de acero inoxidable 1,5 cm de lado)

DERIVACIÓN CARDIACA	COEFICIENTE DE CORRELACIÓN	MAGNITUD CUADRÁTICA DE COHERENCIA		SNR (ECG portatil Vs ECG Cardioexpress SL3)
		PICO MÁXIMO	MEDIA	
DI	0,90906	0,99447	0,90598	0,04167
DII	0,85708	0,98637	0,89601	-0,60905
DIII	-0,1028	0,98621	0,83573	6,69713
aVR	-0,86785	0,99227	0,89046	-0,11431
aVF	0,5965	0,98289	0,89359	3,78071
aVL	0,1028	0,98661	0,83525	12,80804
V1	0,48991	0,98825	0,79039	1,60968
V2	0,79118	0,98664	0,84438	-6,49163
V3	0,84108	0,9912	0,89941	-6,85213
V4	0,8897	0,99369	0,91635	-6,04983
V5	0,87048	0,99111	0,92194	-5,62654
V6	0,84099	0,99255	0,91685	-4,77329

En la Figura 57 se observan contrastadas la señal ECG registrada por el dispositivo portable ECG (azul) por medio de electrodos secos de acero inoxidable y morfología cuadrada con 1,5 cm de lado, versus la derivación DI de la señal adquirida por el dispositivo CardioExpress SL3 (rojo).

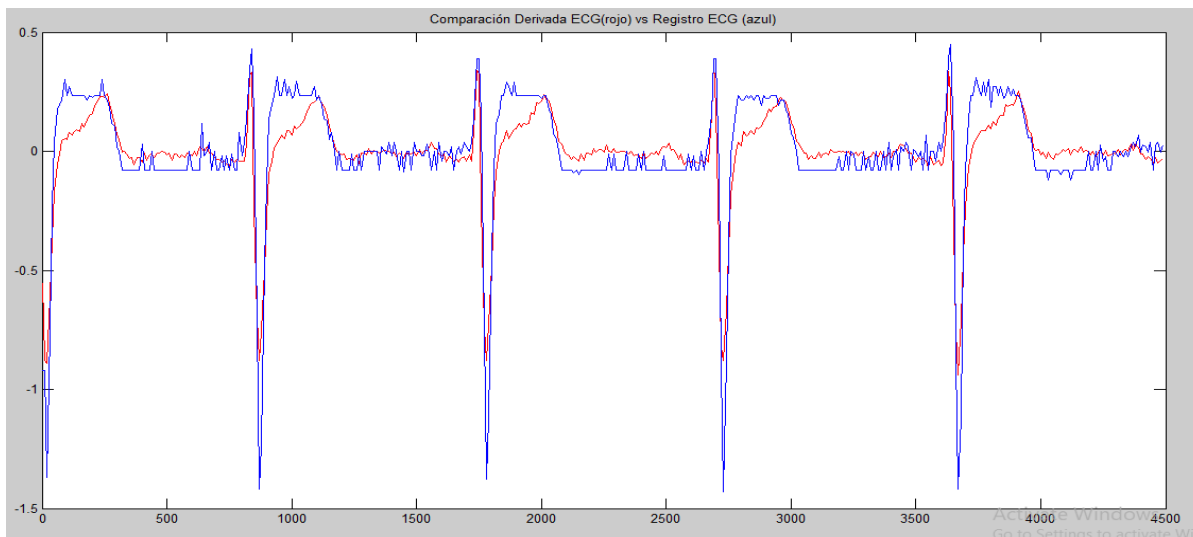


Figura 57.- Contraste de las Señales registradas por el dispositivo ECG (azul) vs DI (rojo)

La Tabla 12 contiene los valores del análisis de la señal ECG sensada utilizando electrodos secos con morfología cuadrado de acero inoxidable con 1 cm de lado. Se destacan los valores de correlación y magnitud cuadrática de coherencia media presentes en las derivaciones DI, DII, V3, V4, y V5, que presentan valores que superan el 83% de similitud en cuanto a morfología, y el 86% en cuanto a sus componentes de frecuencia.

Tabla 12

Tabla de datos (Electrodo seco cuadrado de acero inoxidable 1 cm de lado)

DERIVACIÓN CARDIACA	COEFICIENTE DE CORRELACIÓN	MAGNITUD CUADRÁTICA DE COHERENCIA		SNR (ECG portatil Vs ECG Cardioexpress SL3)
		PICO MÁXIMO	MEDIA	
DI	0,88383	0,99025	0,88307	-0,51145
DII	0,83037	0,9832	0,86399	-1,1957
DIII	-0,04393	0,98099	0,80379	6,00269
aVR	-0,85416	0,9881	0,86465	-0,68279
aVF	0,61913	0,97757	0,86001	3,08669
aVL	0,04393	0,98099	0,80379	12,02328
V1	0,51564	0,98143	0,77156	0,90907
V2	0,78204	0,98167	0,82901	-7,04554
V3	0,84097	0,98537	0,87661	-7,33904
V4	0,86846	0,99033	0,89495	-6,57219
V5	0,85011	0,98978	0,8978	-6,12936
V6	0,82046	0,98946	0,89148	-5,27705

En la Figura 58 se observan una comparativa de la señal ECG registrada por el dispositivo portable ECG (azul) por medio de electrodos secos de acero inoxidable y morfología cuadrada con 1 cm de lado, versus la derivación DI de la señal adquirida por el dispositivo CardioExpress SL3 (rojo).

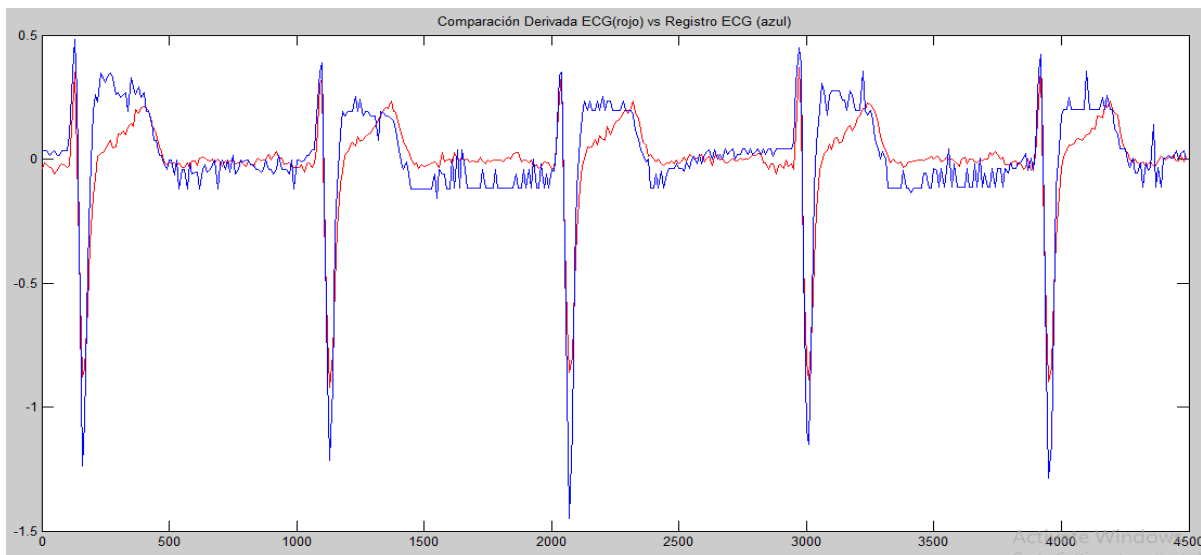


Figura 58.- Contraste de las Señales registradas por el dispositivo ECG (azul) vs DI (rojo)

En la Tabla 13 se presentan los datos obtenidos por análisis de la señal ECG en la cual se modificó la morfología de los electrodos secos de acero inoxidable a una circular con un diámetro de 1,5 cm, comparados con las señales obtenidas del dispositivo ECG Cardioexpress SL3. Se destaca que los valores de correlación obtenidos son inferiores a su contraparte de morfología cuadrada, donde se puede observar una similitud en sus componentes temporales que supera el 78% en las derivaciones DI, DII, V4, y V5. Los valores de magnitud cuadrática de coherencia media oscilan el 90% de similitud.

Tabla 13

Tabla de datos (Electrodo seco circular de acero inoxidable 1,5 cm de diámetro)

DERIVACIÓN CARDIACA	COEFICIENTE DE CORRELACIÓN	MAGNITUD CUADRÁTICA DE COHERENCIA		SNR (ECG portatil Vs ECG Cardioexpress SL3)
		PICO MÁXIMO	MEDIA	
DI	0,79967	0,99674	0,9252	-0,12582
DII	0,78973	0,99284	0,89991	-0,60251
DIII	0,03373	0,99094	0,85901	6,84824
aVR	-0,80264	0,99462	0,92049	-0,17519
aVF	0,64297	0,99002	0,88314	3,78791
aVL	-0,03373	0,99094	0,85901	12,86884
V1	0,42439	0,99582	0,81861	0,95119
V2	0,69299	0,99626	0,89508	-6,64785
V3	0,81085	0,99674	0,91631	-6,75357
V4	0,8551	0,99683	0,93168	-5,96881
V5	0,86463	0,99695	0,93319	-5,44788
V6	0,8583	0,99715	0,92836	-4,48109

En la Figura 59 se observan contrastadas la señal ECG registrada por el dispositivo portable ECG (azul) mediante electrodos secos de acero inoxidable y morfología circular con 1,5 cm de diámetro, versus la derivación precordial V5 de la señal adquirida por el dispositivo CardioExpress SL3 (rojo).

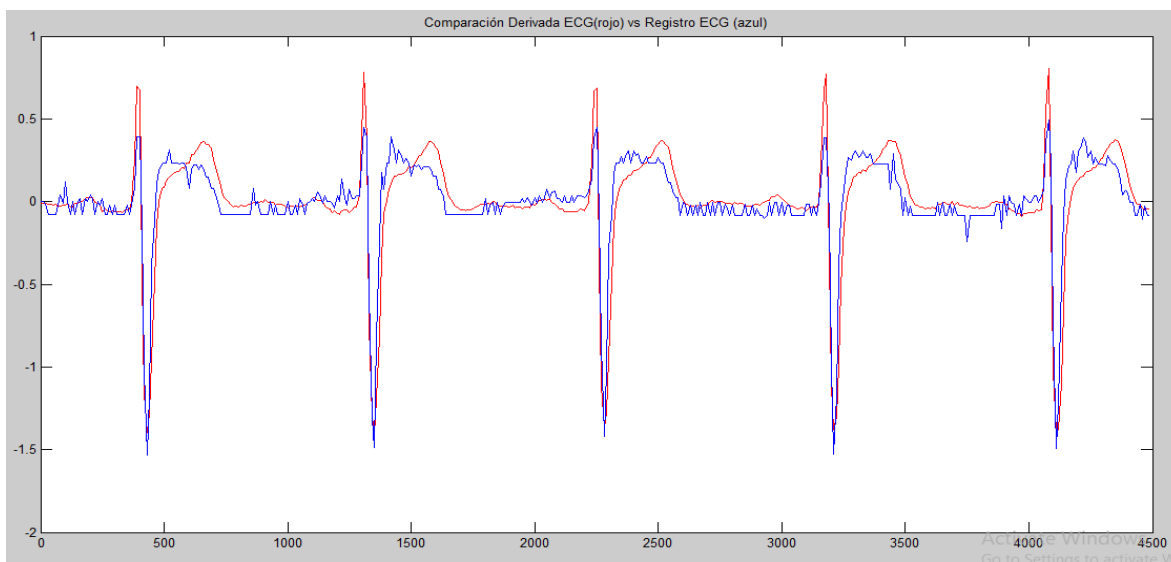


Figura 59.- Contraste de las Señales registradas por el dispositivo ECG (azul) vs V5 (rojo)

Como último análisis de la señal ECG, se redujo el diámetro de los electrodos secos a 1 cm, manteniendo la morfología circular. Los datos registrados en la Tabla 14 presentan una similitud en morfología con un valor que oscila el 80% en las derivaciones DI, DII, V4, y V5. De igual forma se observa un valor medio de magnitud cuadrática de coherencia que oscila entre el 89%.

Tabla 14

Tabla de datos (Electrodo seco circular de acero inoxidable 1 cm de diámetro)

DERIVACIÓN CARDIACA	COEFICIENTE DE CORRELACIÓN	MAGNITUD CUADRÁTICA DE COHERENCIA		SNR (ECG portatil Vs ECG Cardioexpress SL3)
		PICO MÁXIMO	MEDIA	
DI	0,84636	0,99313	0,89979	-0,7555
DII	0,80529	0,98811	0,86849	-1,4718
DIII	0,06213	0,98436	0,81965	6,04446
aVR	-0,84107	0,99091	0,89195	-0,94336
aVF	0,68602	0,98098	0,85591	2,85903
aVL	-0,06213	0,98436	0,81965	12,06506
V1	0,40786	0,98924	0,78201	0,84781
V2	0,69692	0,99031	0,83868	-6,59282
V3	0,79571	0,99019	0,87814	-7,10212
V4	0,82551	0,99065	0,90405	-6,48254
V5	0,83132	0,99148	0,91047	-5,93405
V6	0,81881	0,99053	0,90959	-5,06295

En la Figura 60 se observa una comparativa de la señal ECG registrada por el dispositivo portable ECG (azul) mediante electrodos secos de acero inoxidable y morfología circular con 1 cm de diámetro, versus la derivación DI de la señal adquirida por el dispositivo CardioExpress SL3 (rojo).

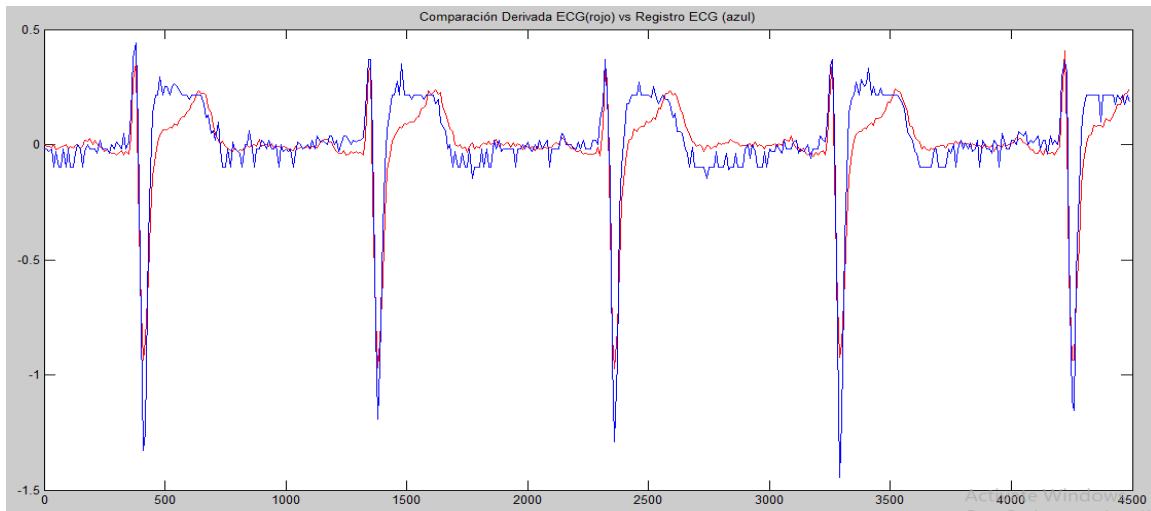


Figura 60.- Contraste de las Señales registradas por el dispositivo ECG (azul) vs DI (rojo)

Culminado el análisis de los resultados presentados, se procedió a la selección del electrodo seco de acero inoxidable y morfología cuadrada con 1.5 cm de lado, para ser utilizado en el dispositivo portable ECG, por presentar una correlación superior al 85%, y 90% en magnitud cuadrática de coherencia respecto a las derivaciones DI, DII, V4, y V5, donde se puede evidenciar con claridad el complejo QRS necesario para la detección del ritmo cardiaco. De igual forma, al ser un electrodo seco, proporciona comodidad y evita posibles irritaciones en la piel del usuario producto de los adhesivos presentes en los electrodos estándar de AgCl.

3.5 COMPONENTE HARDWARE FINALIZADO.

El circuito final implementado se encuentra basado en el diagrama de bloques (Figura 25) y el diagrama electrónico (Figura 52). El diseño consta de una placa PCB que presenta las dimensiones indicadas en la Figura 62. El diseño del esquemático del circuito, así como la placa PCB fueron realizados con la ayuda del software de diseño electrónico Proteus Desing Suite v7.7. En la Figura 61 se aprecia el esquema de conexiones de la placa PCB, mientras que en la Figura 63 se presenta la placa implementada.

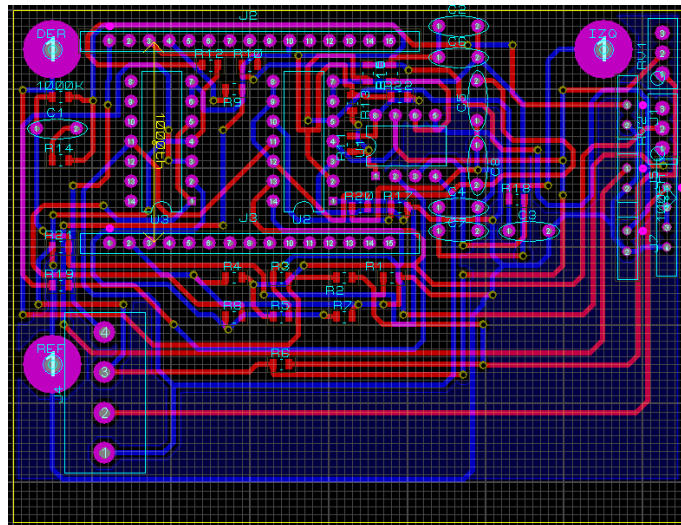


Figura 61.- Diseño PCB del circuito del dispositivo ECG portable.

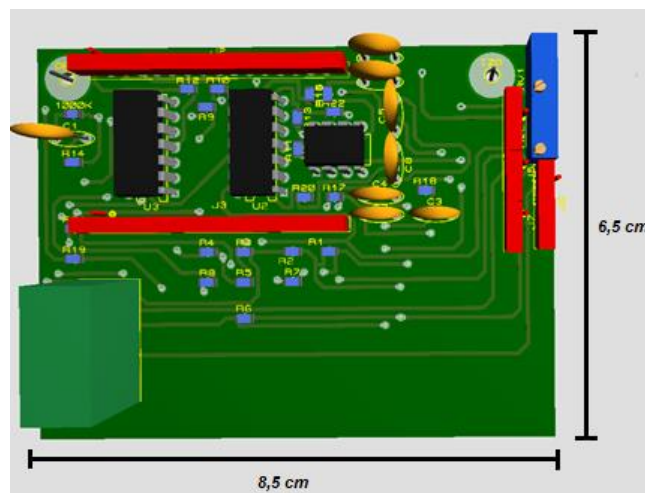


Figura 62.- Vista superior del modelo 3D de la placa PCB.

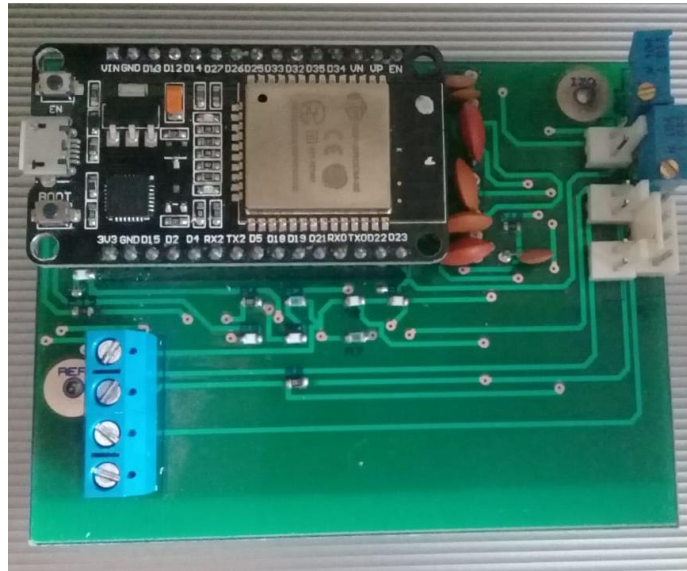


Figura 63.- Placa PCB final del dispositivo ECG portable.

El diseño de la placa presenta tres puntos de sujeción que permite el intercambio de electrodos en cada punto como se indica en la Figura 64.

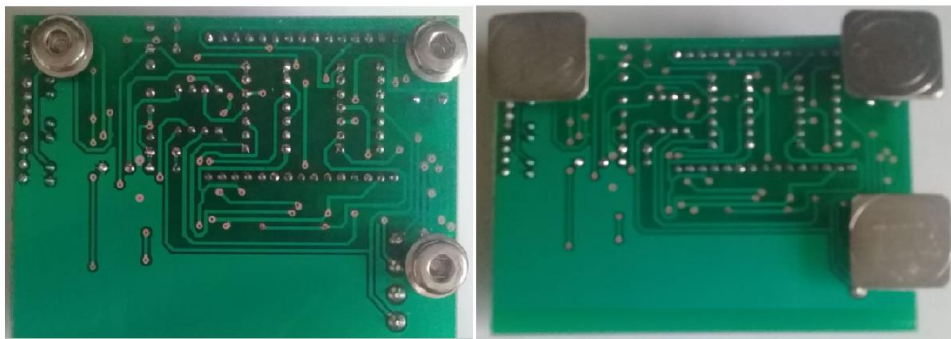


Figura 64.- Puntos de sujeción de electrodos del dispositivo portable ECG.

En cuanto a la alimentación del dispositivo, se dispuso de 3 baterías de Litio 3.7 Voltios DC, 900 mAh, cada una, las cuales pueden ser removidas para ser recargadas. Constan de las siguientes características presentadas en la Tabla 15.

Tabla 15*Características de Baterías Polímero Litio.*

BATERIAS LITIO	
Tipo:	Polímero Litio.
Voltaje:	3.7 Voltios DC.
Capacidad de Carga:	900 mAh.
Dimensiones:	6.6 cm de largo, 2.6 cm de ancho, 3.3 mm de altura.
Ciclos de trabajo:	800 ciclos.
Peso aproximado:	5 gramos.

Fuente: (Easylander, 2018)

- **Alimentación positiva:** Se utilizó una batería recargable de Litio a 3.7 VDC con 900 mAh.
- **Alimentación negativa:** Se utilizó una batería recargable de Litio a 3.7 VDC con 900 mAh.
- **Alimentación Tarjeta Electrónica (ESP32):** Se utilizó una batería recargable de Litio a 3.7 VDC con 900 mAh.

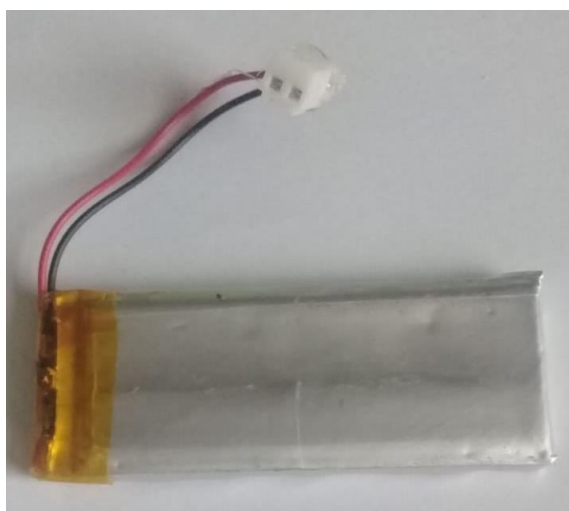


Figura 65.- Batería de Litio 3.7 Voltios DC, 900 mAh.

Las tres baterías cumplen la función de energizar los amplificadores operacionales comunes y de instrumentación, así como el circuito de acondicionamiento de la señal y la tarjeta electrónica ESP32. El diseño fue realizado en su totalidad con un solo punto en común de “tierra” para todos los bloques del circuito.

Una vez implementada la placa del circuito del dispositivo portable ECG, se procedió a diseñar la carcasa para el montaje de toda la circuitería. El diseño se lo realizó con la ayuda del software Solid Works v2016, y fue implementado por medio de una impresión 3D. Los planos y dimensionamiento de los componentes de la carcasa pueden ser revisados en la parte de Anexos. En la Figura 66 se presenta la vista superior y posterior de la carcasa.



Figura 66.- Vista superior y de planta de la carcasa del dispositivo portable ECG.

CAPÍTULO IV

DISEÑO DEL ALGORITMO DEL DISPOSITIVO PORTABLE ECG.

4.1 INTRODUCCIÓN.

En el anterior apartado se trataron todos los puntos necesarios para la adquisición de la actividad eléctrica del corazón, y la obtención de una señal ECG óptima para ser procesada y expuesta a un algoritmo de detección de arritmias cardiacas.

En el presente capítulo se detallan los procesos realizados sobre la señal para poder detectar y clasificar los diferentes tipos de arritmias planteados, así como los conceptos y la obtención de parámetros necesarios en la elaboración del algoritmo. En primera instancia el algoritmo fue desarrollado sobre la herramienta software Matlab 2014a, para posteriormente implementar la misma algoritmia en la tarjeta electrónica ESP32. Adicionalmente, se realiza una explicación del diseño e implementación de la aplicación Android para dispositivos móviles, donde se detalla su funcionamiento y el algoritmo de detección y alerta.

En la Figura 67 se presenta el diagrama de bloques del componente software del dispositivo portable ECG una vez implementado el algoritmo de detección de arritmias sobre la tarjeta electrónica ESP32, y la aplicación móvil.

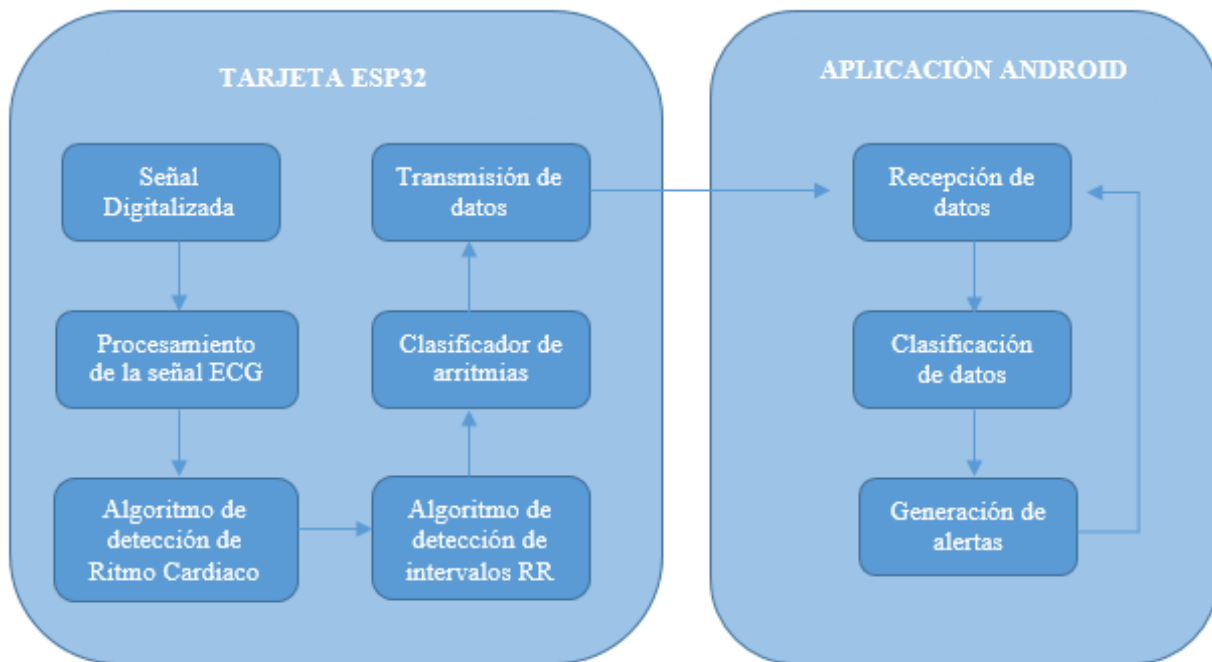


Figura 67.- Diagrama de bloques del componente software del dispositivo portable ECG.

4.2 PROCESAMIENTO DIGITAL DE LA SEÑAL ECG.

La señal es adquirida con una frecuencia de 100 muestras por segundo, esto se logra al activar una interrupción en el microcontrolador cada 10 milisegundos ajustando el reloj interno de la Tarjeta ESP32. La adquisición de las muestras se las realiza por un lapso de 30 segundos, por lo que se obtienen 3000 muestras. La señal muestreada es sometida bajo un proceso de filtrado digital con el fin de acortar el rango de frecuencias obtenidas, así como brindar una etapa complementaria a la analógica de filtrado frente a posibles señales que pudieron infiltrarse, por lo que se diseñó e implementó dos filtros digitales con frecuencias de corte de 0,5Hz (filtro pasa-altos), y 32 Hz (filtro pasa-bajos), para acortar el rango de frecuencias de paso de la señal sin perder información de los complejos QRS (Henkin & Dubner, 2015). Los filtros digitales fueron diseñados con la ayuda del software Matlab 2014a, específicamente con la herramienta fdatool (MathWorks, 2018), la cual permite diseñar filtros digitales y obtener la transformada Z de la función de transferencia de los mismos. Se diseñó un filtro pasa-altos de segundo orden con respuesta tipo Butterworth,

con una frecuencia de corte de 0,5 Hz y una frecuencia de muestreo de 100 Hz. En la Figura 68 se presenta el diagrama de bode en magnitud y fase del filtro.

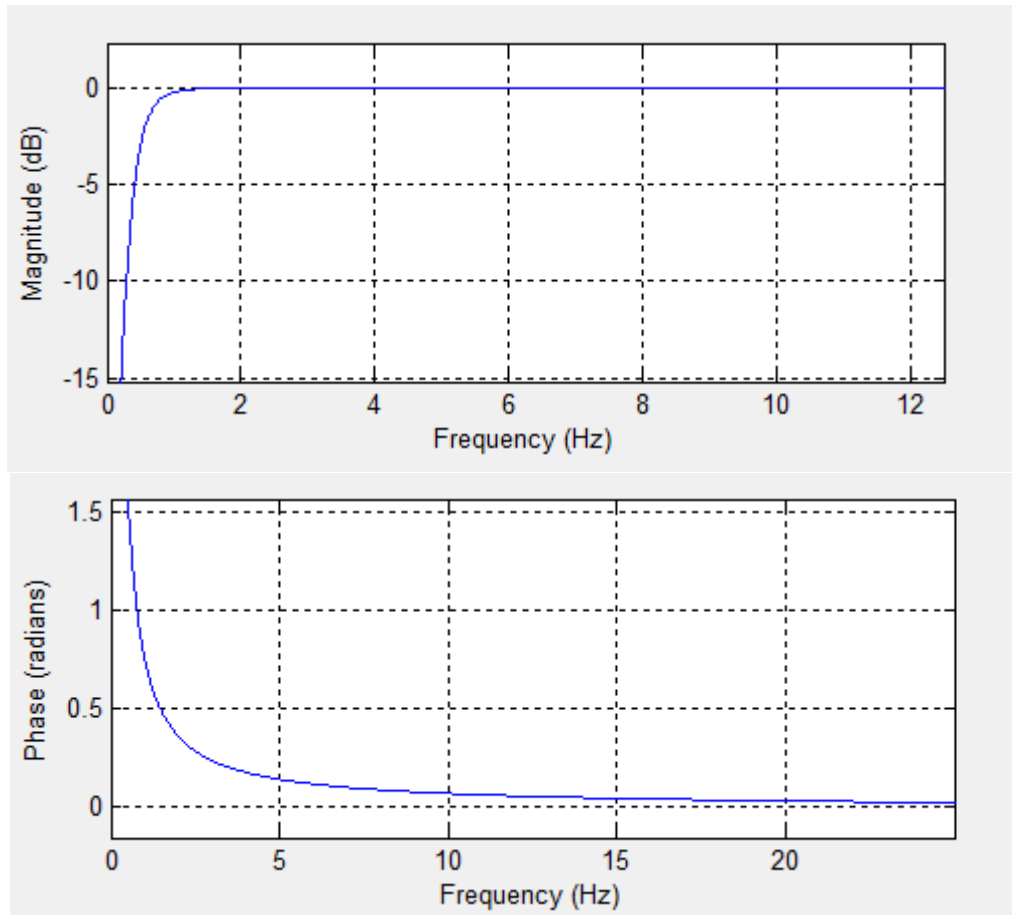


Figura 68.- Diagrama de Bode de magnitud y fase del filtro digital pasa-alto.

Como se evidencia en la imagen, el filtro procede a atenuar y desfazar las señales con componentes de frecuencias inferiores a 0,5 Hz. La transformada Z de la función de transferencia del filtro digital es la siguiente.

$$\frac{Y(Z)}{X(Z)} = \frac{0.997781 - 1.995562 Z^{-1} + 0.997781 Z^{-2}}{1 - 1.995557 Z^{-1} + 0.995567 Z^{-2}} \quad (8)$$

Los coeficientes de la transformada Z de la función de transferencia del filtro digital son claves para el desarrollo software del mismo, el cual fue implementado como una función dentro de la rutina del microcontrolador.

De igual forma se diseñó un filtro digital pasa-bajos de segundo orden con respuesta tipo Butterworth, con una frecuencia de corte de 32 Hz y una frecuencia de muestreo de 100 Hz. En la Figura 69 se presentan el diagrama de Bode en magnitud y fase del filtro.

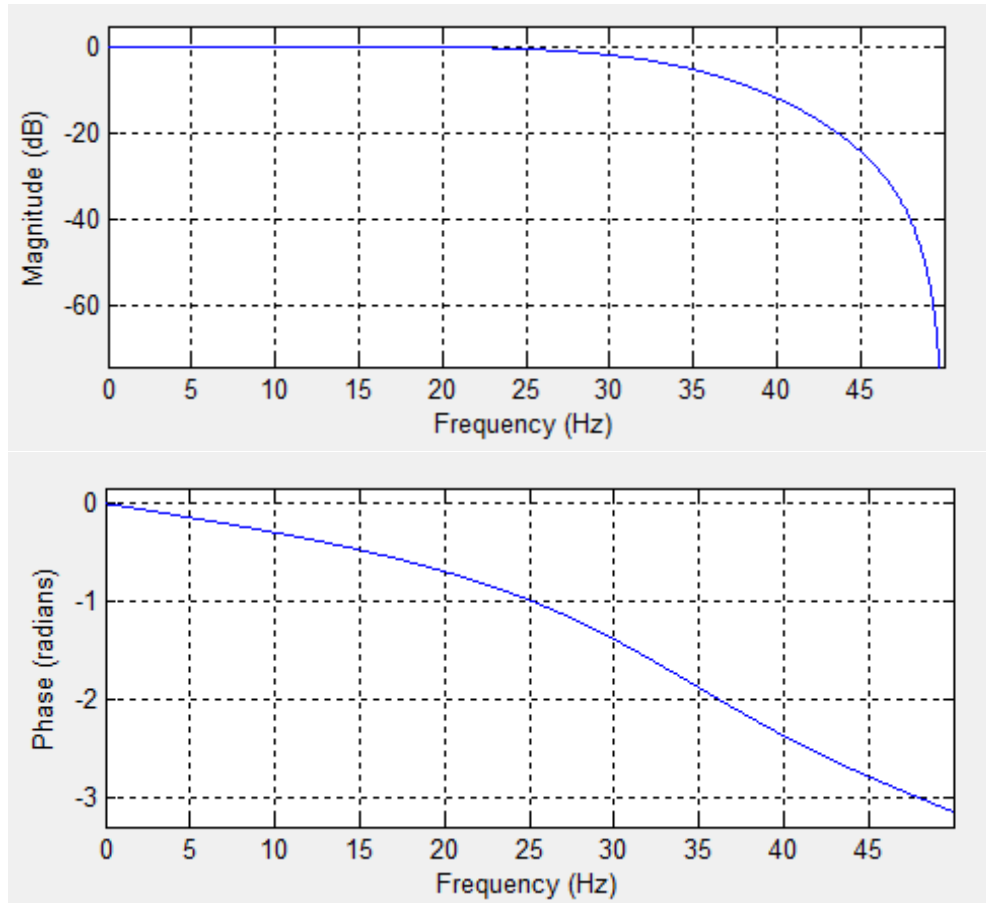


Figura 69.- Diagrama de Bode de magnitud y fase del filtro digital pasa-bajos.

Se observa que el filtro tiende a atenuar la magnitud e ingresar un retraso en las señales con frecuencias superiores a 32 Hz. La transformada Z de la función de transferencia del filtro digital es la siguiente.

$$\frac{Y(Z)}{X(Z)} = \frac{0.008826 + 0.017652 Z^{-1} + 0.008826 Z^{-2}}{1 - 1.717212 Z^{-1} + 0.752516 Z^{-2}} \quad (9)$$

Al igual que con el filtro digital pasa-altos, los coeficientes de la transformada Z de la función de transferencia son claves para el desarrollo software, el cual fue implementado de igual forma, como una función dentro de la rutina del microcontrolador. En la Figura 70 se puede apreciar la señal ECG previa a la etapa de filtrado digital (a), versus la señal obtenida posterior al proceso de filtrado digital (b).

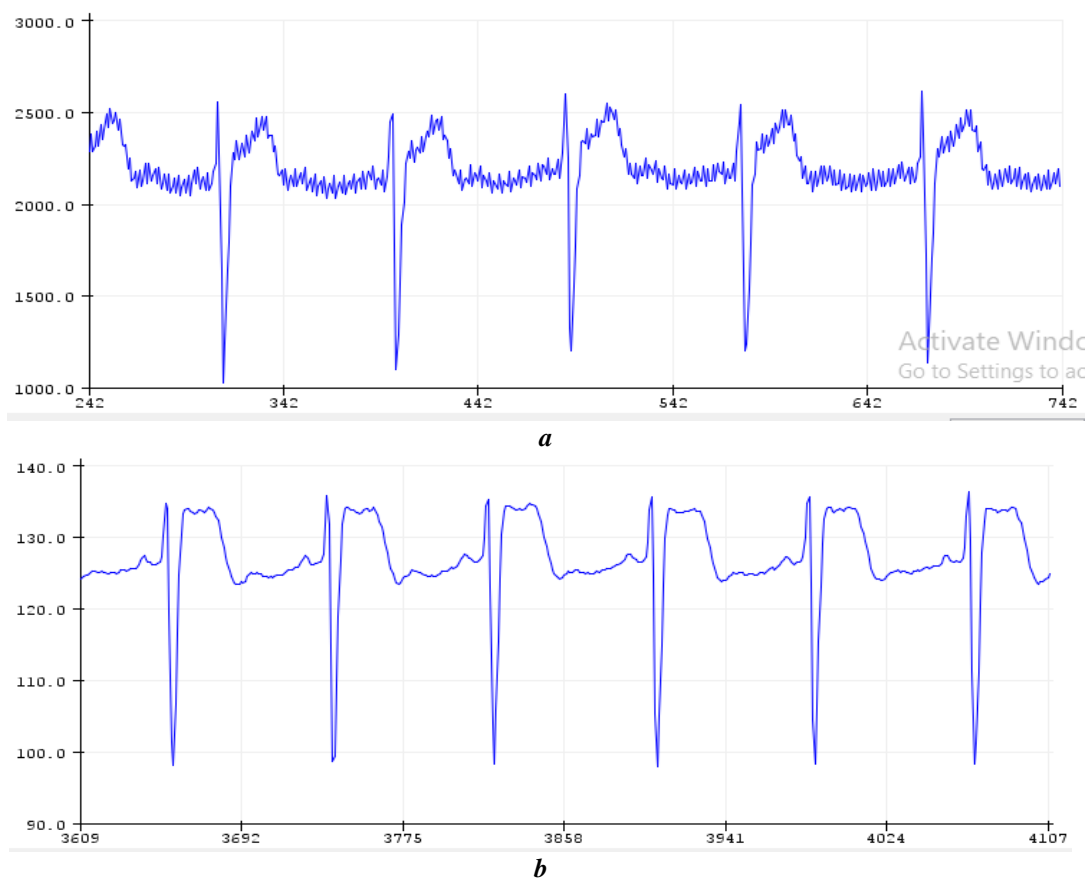


Figura 70.- Señal ECG previa (a), versus señal ECG posterior al filtrado digital (b).

4.3 ALGORITMO DE DETECCIÓN DE RITMO CARDIACO

El desarrollo del algoritmo de detección de arritmias cardiacas se basa en dos puntos principales: la identificación del ritmo cardiaco, es decir el conteo de latidos por minuto, y la obtención de los intervalos RR entre latidos para corroborar si el corazón del paciente presenta un ritmo regular o irregular (Rodríguez Benítez, Duque Pérez, López Portilla, & C. Bárbaro, 2015).

Con estos dos parámetros se planteó identificar diferentes tipos de arritmias basados en la cantidad de latidos por minuto del paciente, y si estos latidos son regulares o irregulares (Olivera Álvarez, 2014), (Payán Somet, 2017). La detección del ritmo cardiaco se lo realizó por medio del algoritmo de Pan Tompkins, el cual dicta que se debe realizar un acondicionamiento previo de la señal ECG digitalizada con el fin de acentuar los picos de la misma. Es por esta razón que se introdujo a la señal por una etapa de derivación y una de potenciación cuadrática. Estos procesos son estipulados como parte del propio algoritmo de Pan Tompkins (Andrés, Salazar, David, & Parra, 2012), (Cardelino, 2002), (Variability, 2011).

Lo que se logra con la etapa de derivación es la acentuación de los cambios de pendiente de la señal, lo que conlleva a que, a mayor razón de cambio, se presenta un valor pico más acentuado. Para esto se aplicó la ecuación 10:

$$y[i] = x[i + 1] - x[i] \quad (10)$$

Donde,

- y = salida del proceso.
- x = muestras de la señal filtrada.
- i = número de muestra.

A continuación, en la Figura 71 se muestra la señal original ECG, mientras que en la Figura 72 se presenta el resultado a la salida de la etapa de pseudo-derivación.

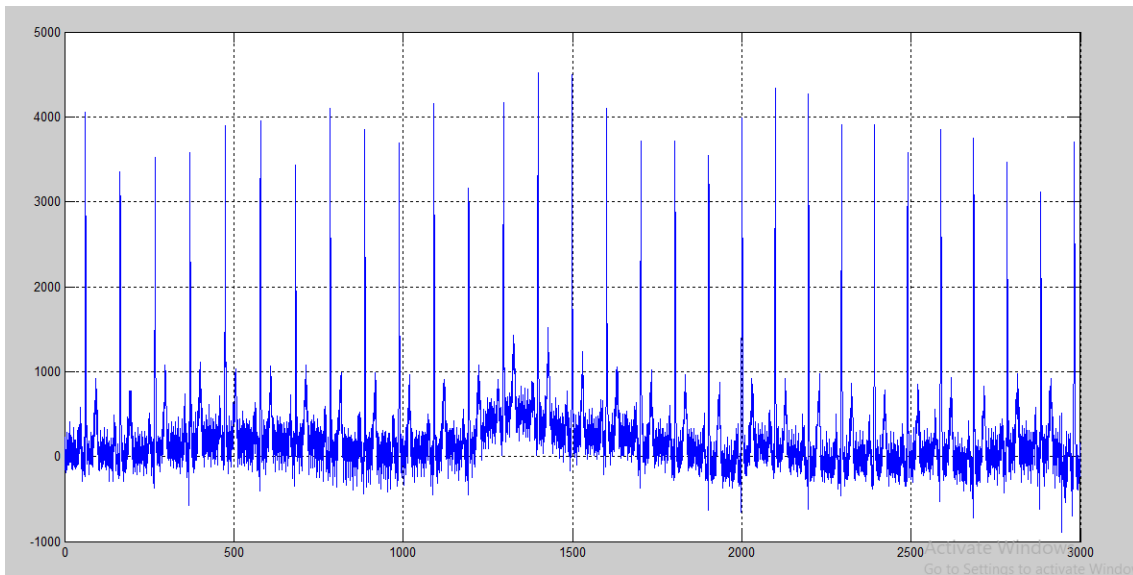


Figura 71.- Señal ECG con características normales obtenida de la base de datos Physionet.

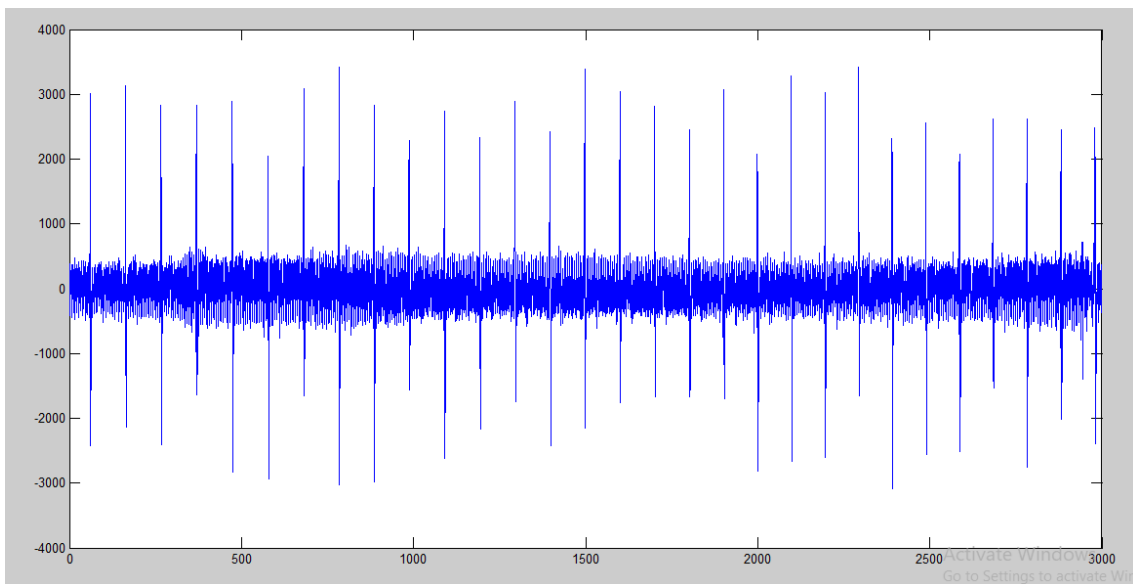


Figura 72.- Señal ECG sometida al proceso de derivación.

En la etapa de potenciación cuadrática se elevó la señal resultante al exponente cuadrático, con esto se consigue eliminar los valores negativos y acentuar la diferencia entre los picos de la señal frente al resto de la misma. Para esto se aplicó la ecuación 11:

$$y[i] = x[i] * x[i] \quad (11)$$

Donde,

- y = salida del proceso.
- x = salida de la etapa de pseudo-derivación.
- i = número de muestra.

En la Figura 73 se presenta la señal resultante del proceso de potenciación cuadrática.

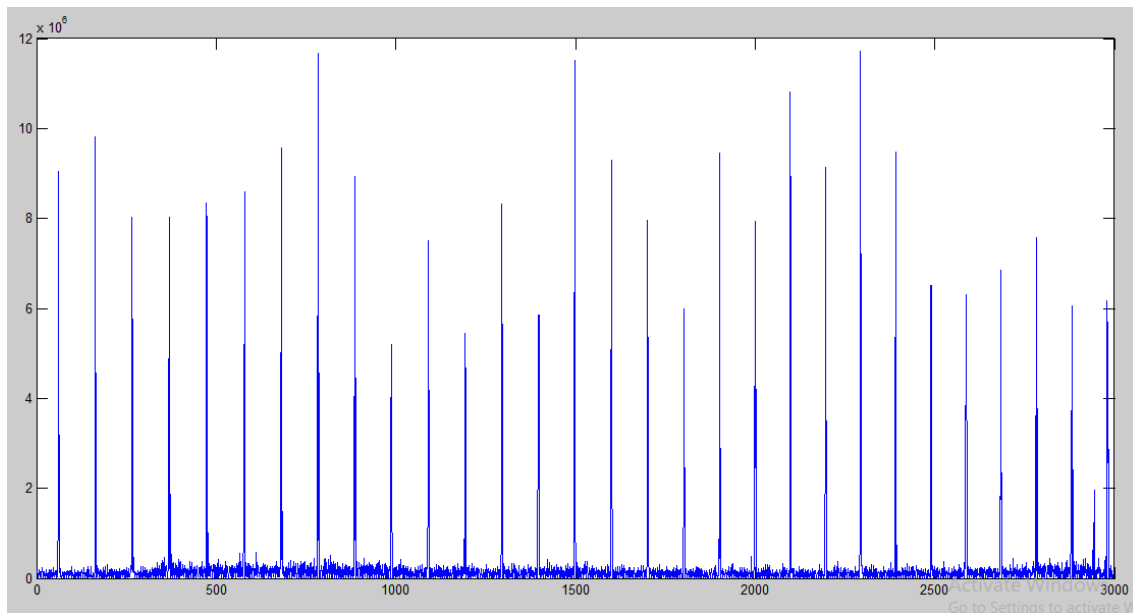


Figura 73.- Señal ECG resultante del proceso de derivación y potenciación cuadrática

Una vez acentuados los picos de la señal, los valores de cada uno de estos son almacenado en un vector, de igual forma el instante de tiempo donde estos se encuentran ubicados, es así que se obtiene un vector con las magnitudes de cada pico, y un segundo vector con los instantes de tiempo en decenas de milisegundos, donde se ubica cada pico.

Una vez obtenidos y almacenados los picos de la señal ECG y los instantes de tiempo donde estos se encuentran ubicados, se procede con la implementación de la siguiente etapa del algoritmo de Pan Tompkins, donde se realiza el conteo de picos pertenecientes a ondas R por medio de la estimación de un valor umbral. Si el pico sobrepasa el valor de dicho umbral, es considerado un

pico de onda R y el valor umbral es actualizado, de igual forma si el pico presenta un valor inferior al umbral se lo considera una señal no deseada o ruido, e igualmente el valor umbral es actualizado. Dicho algoritmo es uno de los más utilizados en el desarrollo de algoritmos de identificación del ritmo cardiaco. Para la inicialización de este algoritmo se debe identificar el primer pico R ya que se deben inicializar 3 variables conforme al valor del pico R (Pérez, 2016), (Azor Montoya, 2012). La fórmula de cálculo del umbral TH1 se presenta en la ecuación 12

- **Variable SPKI:** Se le asigna el valor del primer pico R
- **Variable NPKI:** Se le asigna un tercio del valor del primer pico R
- **Variable TH1:** Representa el umbral del algoritmo y es inicializado con el siguiente valor:

$$TH1 = NPKI + \frac{1}{4}(SPKI - NPKI) \quad (12)$$

Una vez inicializados estos valores, se procede a evaluar si cada uno de los picos identificados anteriormente superan el umbral, si la respuesta es afirmativa, se lo considera como un pico R y se actualiza la variable SPKI, y si es negativa se lo considera resultado del ruido y se actualiza la variable NPKI. Una vez identificado el tipo de pico, se actualiza la variable umbral TH1. La actualización de las tres variables viene dado por la ecuación 13 y 14 (Pérez, 2016), (Azor Montoya, 2012):

$$SPKI_{out} = \frac{1}{8} Pico_R + \frac{7}{8} SPKI_{in} \quad (13)$$

Donde,

- $SPKI_{in}$ = valor actual de la variable SPKI.
- $SPKI_{out}$ = valor actualizado de la variable SPKI.
- $Pico_R$ = valor del pico actual.

$$NPKI_{out} = \frac{1}{8} Pico_N + \frac{7}{8} NPKI_{in} \quad (14)$$

Donde,

- $NPKI_{in}$ = valor actual de la variable NPKI.
- $NPKI_{out}$ = valor actualizado de la variable NPKI.
- $Pico_N$ = valor del pico actual.

$$TH1 = NPKI + \frac{1}{4} (SPKI - NPKI) \quad (15)$$

Donde,

- $NPKI$ = valor actualizado de la variable NPKI.
- $SPKI$ = valor actualizado de la variable SPKI.

Los valores identificados como picos R son almacenados dentro de un vector, al igual que el instante de tiempo en el que estos se encuentran ubicados. Esto permite obtener el número de latidos presentes dentro de la señal ECG adquirida por 30 segundos, valor con el cual se puede estimar el ritmo cardiaco en latidos por minuto. El primer vector contiene la magnitud del pico R, y el segundo vector el instante de tiempo en decenas donde se ubica el pico R. En la Figura 74 se observan los picos R identificados por medio del algoritmo de Pan Tompkins, mientras que en la Figura se puede apreciar la ubicación de los picos R en la señal original.

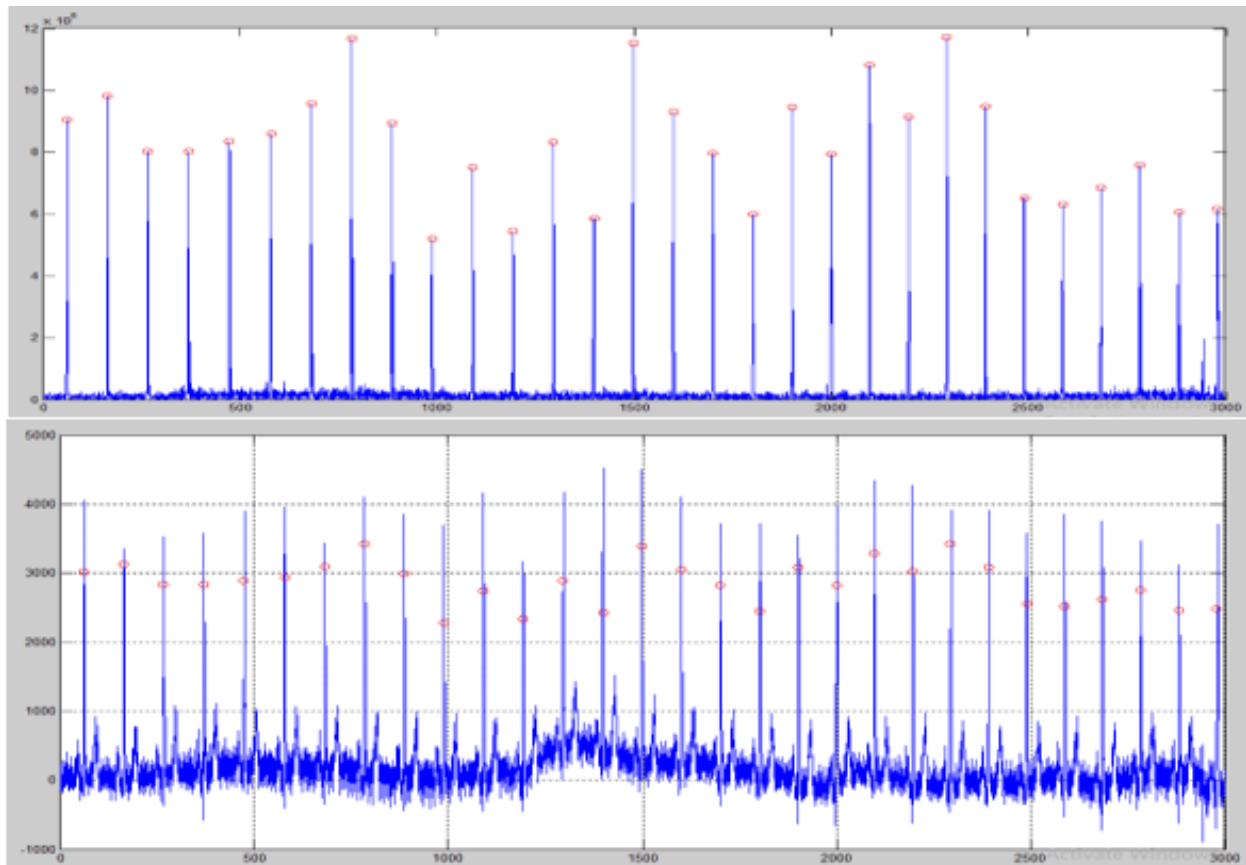


Figura 74.- Ubicación de Picos R identificados en la señal ECG original.

4.4 DETECCIÓN DE INTERVALOS RR.

La distancia entre cada pico u onda R en una señal ECG se denomina un intervalo RR. El corazón humano en un sujeto saludable presenta un ritmo cardiaco compasado, por lo que la identificación de los intervalos o distancia RR es utilizado para detectar si el ritmo cardiaco es regular o irregular, y con esto diagnosticar diferentes tipos de arritmias cardiacas (Uribe, y otros). Una vez identificados los picos resultantes de las ondas R se procede a obtener el intervalo de tiempo RR entre cada uno de estos y se almacenan los resultados en un vector. Cabe recalcar que cada unidad de intervalo de tiempo corresponde a 10 milisegundos. Estos datos son guardados en

un vector que contiene los intervalos RR. En la Figura 75 se presenta la gráfica del tacograma en el dominio del tiempo resultado del análisis de los intervalos RR.

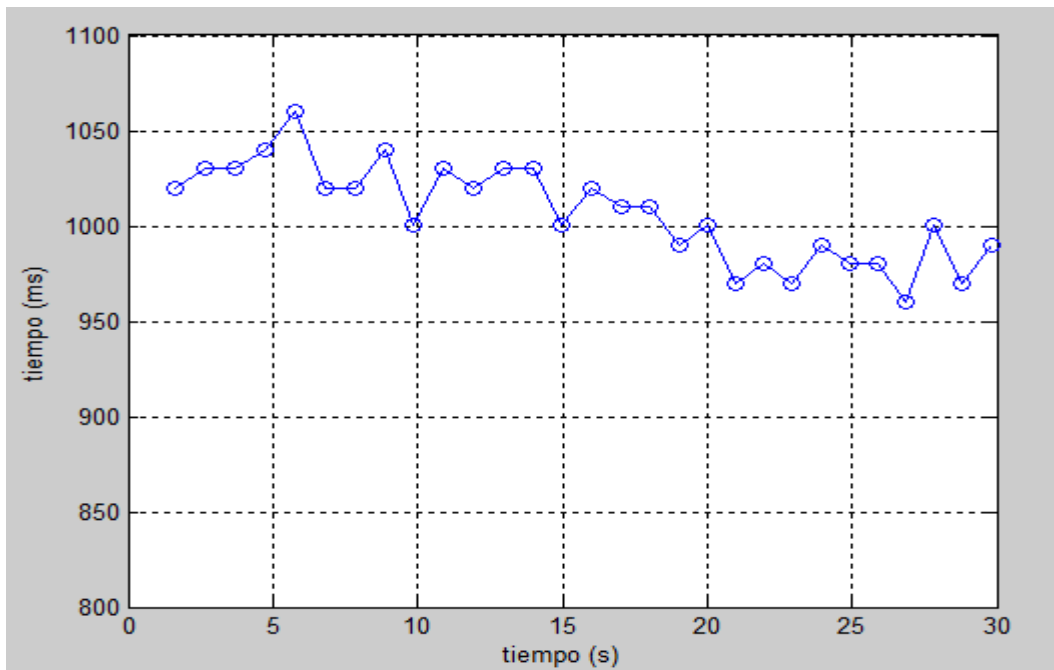


Figura 75.- Tacograma en el dominio del tiempo resultante de los intervalos RR

4.5 ALGORITMO DE CLASIFICACIÓN DE ARRITMIAS CARDIACAS

Para poder determinar si existen arritmias cardiacas dentro de la señal ECG, se procedió a obtener, adicionalmente del ritmo cardiaco, la desviación estándar de los intervalos RR, donde este valor es comparado con un umbral de desviación estándar. Si el valor supera al umbral, se considera la detección latido arritmico. Para determinar el valor umbral de desviación estándar, se realizó un previo estudio con señales de pacientes que no presenten anomalías ni eventos cardiacos. El estudio se realizó sobre 50 señales ECG consideradas normales con una duración de 30 segundos pertenecientes a pacientes con edades que oscilan entre los 65 y 94 años de edad, 50 señales ECG de similares características que presenten bradicardia, y de igual forma 50 señales ECG que presenten un cuadro de taquicardia.

Se analizaron los valores de desviación estándar de sujetos sanos para identificar el valor umbral. Se hizo uso de 150 señales ECG de una población con edades entre 65 y 94 años sin patologías cardíacas diagnosticadas y con parámetros normales, adquiridas de la base de datos PhysioBank de Physionet (PHYSIONET, 2018), donde se indican las características generales de los pacientes. La Tabla 16 contiene los valores obtenidos del análisis de desviación estándar en cada una de las señales ECG.

Tabla 16

Valor de desviación estándar máximo identificado en el vector resultante

DATOS DE DESVIACIÓN ESTÁNDAR			
Tipo de Señal ECG	Valor Medio	Valor Máximo	Valor Mínimo
Señal ECG con Parámetros Normales	3,3375	7,7782	0.7071
Señal ECG con Bradicardia Presente	4,4972	7,0711	1.1213
Señal ECG con Taquicardia Presente	4,0306	7,5436	1.4142

Como se puede evidenciar, los valores de desviación estándar no superan la cantidad de 10 muestras, o 100 milisegundos, por lo que se escogió este valor como umbral en la identificación de latidos arrítmicos. Dentro de la algoritmia, si cualquier valor dentro del vector de desviación estándar supera el umbral de 10, se lo considerará como un latido arrítmico. Sin embargo, la presencia de latidos arrítmicos o ectópicos es común en una señal ECG ya que el corazón usualmente presenta latidos arrítmicos que no resultan en un problema médico. En un estudio realizado a 15.000 personas entre hombres y mujeres sin patologías o enfermedades del corazón, se monitoreó su actividad cardíaca por 24 horas donde se evidenció que un 80% presentaron latidos ectópicos. De igual forma se evidenció que a mayor edad del sujeto y por consiguiente mayor probabilidad de que presente una alta comorbilidad por enfermedades como diabetes, hipertensión, cardiopatías, etc, existe una mayor incidencia y continuidad en la ocurrencia de latidos ectópicos (Departamento de la red asistencial Araucanía Sur, 2011).

Otro factor a tomar en cuenta es el movimiento de los electrodos, ya que esto puede generar picos o irregularidades no deseadas en la señal como se indica a continuación en la Figura 76.

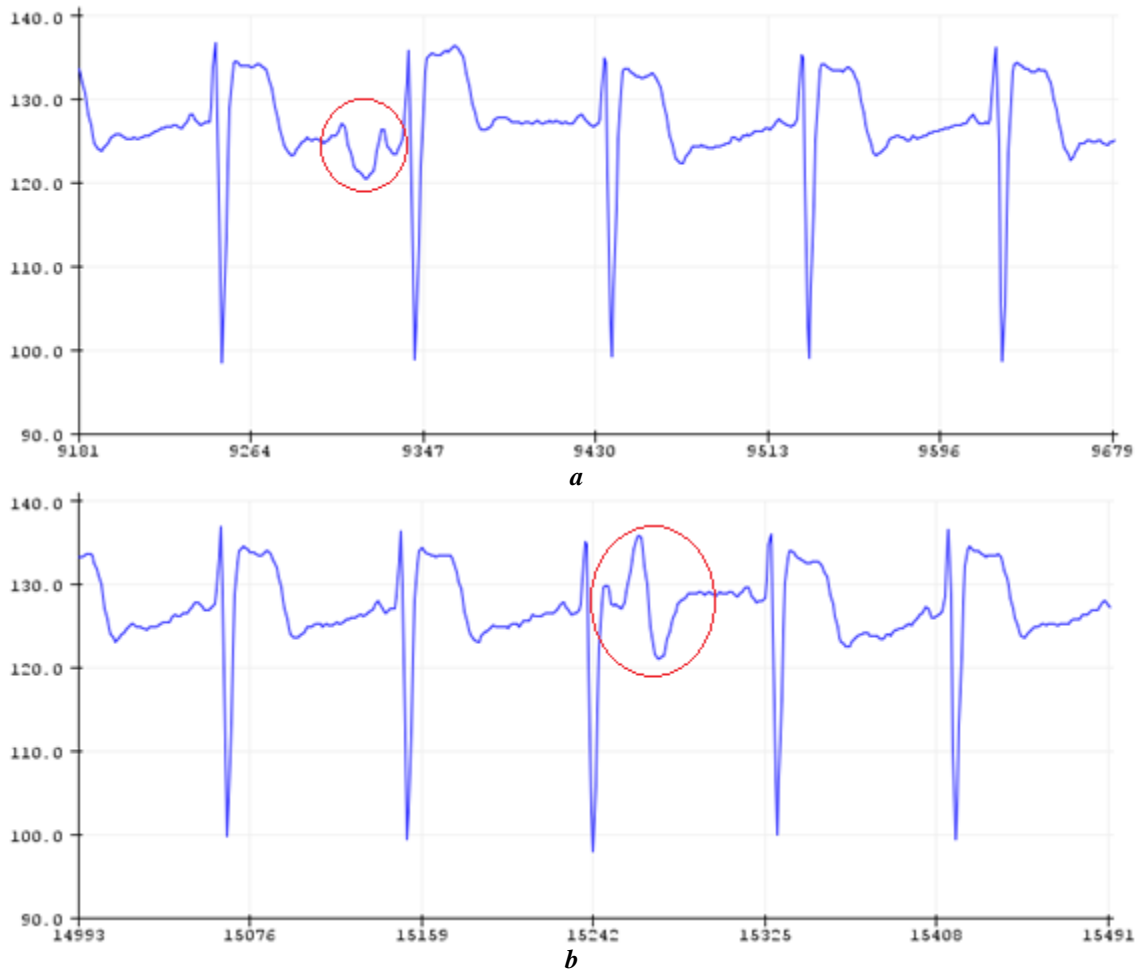


Figura 76.- Irregularidad (a), y pico (b) generados por el movimiento de electrodos.

Como resultado de todo el análisis planteado, se fijó un valor umbral de 3 latidos arrítmicos.

Una vez obtenidos los datos necesarios para la identificación de posibles irregularidades en las señales ECG sensadas, se procede a clasificar las arritmias basándose en las características resultantes de toda la algoritmia planteada.

4.5.1 CLASIFICACIÓN DE ARRITMIAS.

Como etapa final del algoritmo se realizó la clasificación automática del tipo de arritmia mediante el análisis de los datos obtenidos por las anteriores etapas. Los dos principales datos que utilizados fueron: el número de latidos por minuto (BPM), y el número de latidos arrítmicos. Los valores límites tanto del número de latidos por minuto, así como del número de latidos arrítmicos se los obtuvo del estudio de las señales ECG de pacientes sanos presentados en el anterior apartado, y de la información bibliográfica analizada en el apartado 2.6 del presente trabajo de titulación por lo que los valores normales de latidos por minuto se encuentran dentro de 55 a 90 con un máximo de hasta 3 latidos arrítmicos. Las arritmias a identificarse fueron escogidas bajo los siguientes factores: la factibilidad en cuanto a la detección, el diagnóstico de las mismas por medio de un algoritmo computacional, y el riesgo que estas representan para la vida del usuario. La clasificación se la realizó mediante la asignación de un valor desde 0 hasta 7, dependiendo del tipo de arritmia detectado. En la Tabla se presentan las arritmias que serán detectadas por el dispositivo portable ECG, y su codificación correspondiente.

Tabla 17

Codificación de arritmias cardiacas.

CLASIFICACIÓN DE ARRITMIAS		
TIPO DE ARRITMIA	CODIFICACIÓN	PARÁMETROS CARACTERÍSTICOS
Señal ECG normal	0	Ritmo cardiaco de 55 a 90 latidos por minuto y un valor inferior o igual a tres latidos arrítmicos
Señal ECG normal con latidos ectópicos presentes	1	Ritmo cardiaco de 55 a 90 latidos por minuto y un valor superior a tres latidos arrítmicos, considerado normal con latidos ectópicos presentes. No se considera una arritmia grave, sin embargo, para el grupo de usuarios al que va enfocado el dispositivo es de importancia identificar el evento.
Señal ECG con Bradicardia presente	2	Ritmo cardiaco inferior a 55 latidos por minuto y un valor inferior o igual a tres latidos arrítmicos, considerado bradicardia. No se considera una arritmia grave, sin embargo, para el grupo de usuarios al que va enfocado el dispositivo es de importancia identificar el evento y generar una alerta.

CONTINÚA →

Señal ECG con Bradicardia y latidos ectópicos presentes	3	Ritmo cardiaco inferior a 55 latidos por minuto y un valor superior a tres latidos arrítmicos, considerado bradicardia con latidos ectópicos presentes. Se considera una arritmia de riesgo medio por lo que se debe alertar al usuario.
Señal ECG con Taquicardia presente	4	Ritmo cardiaco superior a 90 latidos por minuto y un valor inferior o igual a tres latidos arrítmicos, considerado taquicardia. No se considera una arritmia grave, sin embargo, para el grupo de usuarios al que va enfocado el dispositivo es de importancia identificar el evento y generar una alerta.
Señal ECG con Taquicardia y latidos ectópicos presentes	5	Ritmo cardiaco superior a 90 latidos por minuto y un valor superior a tres latidos arrítmicos, considerado taquicardia con latidos ectópicos presentes. Se considera una arritmia de riesgo elevado por lo que es necesario generar una alerta al usuario.
Señal ECG con Taquicardia Ventricular presente	6	Ritmo cardiaco superior a 115 latidos por minuto y un valor inferior o igual a tres latidos arrítmicos, considerado taquicardia ventricular. Se considera una taquicardia de riesgo elevado por lo que se genera una alerta inmediata al usuario.
Señal ECG con Fibrilación Ventricular presente	7	Ritmo cardiaco superior a 115 latidos por minuto y un valor superior a tres latidos arrítmicos, considerado fibrilación ventricular. Es considerada la arritmia más peligrosa por lo que se genera una alerta inmediata al usuario.

Cabe mencionar que el tiempo de 30 segundos de sensado de la señal ECG es fundamental, ya que cada una de las arritmias mencionadas se las considera como verdadero-positivo, cuando estas se presentan en un intervalo igual o superior al mencionado, lo que se denomina arritmias sostenidas (SCA- Sociedad Argentina de Cardiología., 2014).

4.5.2 PRUEBAS Y EVALUACIÓN DEL ALGORITMO DE DETECCIÓN DE ARRITMIAS

Para la realización de las pruebas del algoritmo, por cuestiones de ética y la necesidad de realizar un consejo para la aprobación de pruebas en pacientes que presenten cardiopatías, se vio la alternativa de utilizar señales de una base de datos como fue planteado en el alcance y objetivos del presente trabajo de titulación. PhysioNet es un sitio web que ofrece diferentes bases de datos

con compendios de señales fisiológicas, dentro de ellas señales ECG con diferentes tipos de patologías, así como bancos de señales especializadas para la realización de pruebas en dispositivos de detección de ritmo cardiaco y patologías del corazón (PHYSIONET, 2018).

La evaluación se realizó con las siguientes arritmias: Bradicardia, Taquicardia, Señales ECG con latidos ectópicos o arrítmicos, Taquicardia ventricular, Fibrilación ventricular, y señales ECG normales de pacientes sin patologías cardíacas. Se utilizaron 50 señales ECG de cada categoría con una duración de 30 segundos en cada señal y una frecuencia de muestro de 100 Hz. Para la evaluación y cuantificación de los datos obtenidos se utilizó una matriz de confusión para cada caso poniendo en contraste los resultados obtenidos por la evaluación de las señales ECG sin patología versus cada una de las arritmias descritas.

Los parámetros de evaluación extraídos a través de la matriz de confusión permiten una evaluación cuantitativa y objetivo sobre el algoritmo de detección de arritmias, brindando una visión clara de la viabilidad del algoritmo. Los parámetros extraídos fueron los siguientes:

- **Exactitud.** - Expresa el porcentaje de señales que el algoritmo logra clasificar sin errores.
- **Sensibilidad.** - Expresa el porcentaje de señales que el algoritmo logra clasificar cuando el resultado es verdadero-positivo.
- **Precisión.** - Expresa el porcentaje de señales que se predicen verdadero-positivos, y el algoritmo los clasifica como tal.

La matriz de confusión presenta 4 celdas repartidas en dos filas y dos columnas, donde se comparan los resultados entregados por el algoritmo, versus la clasificación real de las señales mediante cuatro parámetros:

- **TP (Verdadero Positivo).** - Hace alusión al número de señales que presentan una arritmia y el algoritmo lo detecta correctamente.

- **TN (Verdadero Negativo).** - Hace alusión al número de señales que son normales sin arritmias presentes y el algoritmo lo detecta como negativo.
- **FP (Falso Positivo).** - Hace alusión al número de señales que son detectadas como arritmias por el algoritmo, siendo señales ECG normales.
- **FN (Falso Negativo).** - Hace alusión al número de señales que son detectadas como normales por el algoritmo, siendo señales ECG con arritmias.

En la Tabla 18 se presenta la matriz de confusión donde se comparan las señales ECG sin patología versus señales ECG con latidos ectópicos. Se registró 2 resultados clasificados como Falsos-Positivos, es decir que registraron presencia de latidos ectópicos siendo señales sin patologías cardiacas, lo que reduce su exactitud a 98% y su precisión a 96%.

Tabla 18

Matriz de confusión de detección de señales ECG con latidos ectópicos

Valor Real	Clasificador	
	TP	FP
	50	2
	FN	TN
	0	48

$$Acc = \frac{TP + TN}{TP + FP + FN + TN} = 0.98 \quad (17)$$

$$Sensibilidad = \frac{TP}{TP + FN} = 1 \quad (18)$$

$$Precisión = \frac{TP}{TP + FP} = 0.96 \quad (19)$$

La Tabla 19 contiene los valores del análisis realizado sobre las señales ECG sin patología versus señales ECG con bradicardia presente. Al no presentar valores de falso-positivo, ni falso negativo, los parámetros de exactitud, sensibilidad, y precisión presentan un 100% de acierto

Tabla 19

Matriz de confusión de detección de señales ECG con bradicardia

Clasificador		
Valor Real	TP	FP
	50	0
	FN	TN
	0	50

Los resultados del análisis comparativo realizado entre las señales ECG sin patología versus señales ECG con taquicardia presente se registraron en la Tabla 20. Se observa la detección de un falso-negativo, es decir que una señal con taquicardia fue catalogada como normal sin presencia de patologías, por lo que la exactitud disminuye a un 99% y la sensibilidad a 98%.

Tabla 20

Matriz de confusión de detección de señales ECG con taquicardia.

Clasificador		
Valor Real	TP	FP
	49	0
	FN	TN
	1	50

El análisis realizado comparando señales ECG sin patología versus señales ECG con taquicardia ventricular se presenta en la Tabla 21. Se puede evidenciar la detección de un valor falso-negativa, significando que una señal con taquicardia ventricular fue catalogada como normal sin patología, por lo que la exactitud y sensibilidad disminuyen a 99% y 98 % respectivamente.

Tabla 21

Matriz de confusión de detección de señales ECG con taquicardia ventricular.

Clasificador		
Valor Real	TP	FP
	49	0
	FN	TN
	1	50

En la Tabla 22 se presenta la matriz de confusión que contiene los resultados del análisis comparando señales ECG sin patología versus señales ECG con fibrilación ventricular. Se observa que no se presentó detecciones falso-positivas o falso-negativas, por lo que la exactitud, sensibilidad, y precisión de este tipo de arritmias es 100% correcta.

Tabla 22

Matriz de confusión de detección de señales ECG con fibrilación ventricular.

	Clasificador	
Valor Real	TP	FP
	50	0
	FN	TN
	0	50

Se puede evidenciar que el algoritmo tiene una exactitud sobre el 98%, donde los casos falso-positivo detectados se debieron a motivos externos al algoritmo, es decir las señales presentaban ruido, movimiento de electrodos o eventos similares y fueron catalogados como resultados positivos, de igual forma los resultados catalogados como falso-negativo fueron debido a la omisión de un latido en la estimación del ritmo cardiaco.

4.6 DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE LA APLICACIÓN ANDROID.

Se desarrolló una aplicación móvil compatible con sistemas operativos Android que trabaje en conjunto con el dispositivo portable ECG. La aplicación receipta la información que es transmitida por el dispositivo ECG portable y realizar acciones dependiendo del código recibido, como es la generación de avisos al usuario, alarmas y alertas de un posible cuadro de arritmia cardiaca, e inclusive tomar acciones dependiendo de las elecciones tomadas por el usuario, es por esto que para el diseño de la aplicación se tomaron en cuenta los siguientes requerimientos:

- Permitir realizar al usuario la conexión y desconexión inalámbrica con el dispositivo portable ECG.
- Receptar e indicar visualmente el estado del sujeto y su ritmo cardiaco estimado cada 30 segundos.
- Poder guardar contactos de referencia a los que se enviará la alerta vía mensaje de texto con la información que el usuario ingrese.
- Generar alertas sensitivas, visuales, y auditivas al momento de detectarse una arritmia cardiaca.
- Permitir tomar decisiones al usuario dentro de un rango de tiempo de entre 30 y 60 segundos, donde una vez culminado el tiempo, el dispositivo pueda tomar acciones propias.
- Presentar un entorno GUI amigable y que brinde facilidad de manejo y navegación.

A partir de los requerimientos se diseñó la aplicación con dos pantallas, una principal que presentará toda la información, y una secundaria donde se maneje todo lo que concierne al ingreso de contactos. De igual forma consta de un algoritmo que discierne las acciones a tomar dependiendo de los datos receptados.

En la pantalla principal, apreciada en la Figura 77, se pueden evidenciar tres partes principales. La primera son dos botones que permiten la conexión y desconexión del dispositivo móvil con el dispositivo ECG portable, ubicados en la parte superior. La segunda son dos indicadores visuales del estado del paciente, donde se presenta el número de latidos por minuto, seguido del resultado del análisis de los datos obtenidos por el algoritmo, como tercer elemento en la parte inferior se ubica un botón que permite la navegación a la segunda pantalla de gestión de contactos.



Figura 77.- Pantalla principal aplicación "Safe Heart".

La aplicación consta de un algoritmo el cual, una vez receptados los datos del dispositivo ECG portable, procede a realizar un accionamiento donde el usuario recibe avisos emergentes con la posibilidad de tomar decisiones. Al momento de detectarse una arritmia la aplicación procede a dar una alarma haciendo vibrar al dispositivo y reproduciendo un sonido de alarma. Al mismo tiempo se genera el aviso emergente, que se puede apreciar en la Figura 78 y se inicializa un contador a cero donde se asigna un tiempo de respuesta al usuario, caso contrario el dispositivo realiza la toma de decisiones. El algoritmo sigue el siguiente diagrama de flujo presentado en la Figura 79.

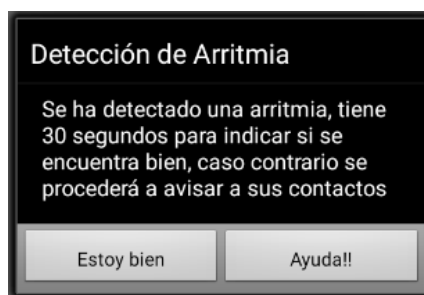


Figura 78.- Aviso emergente "Detección de Arritmia".

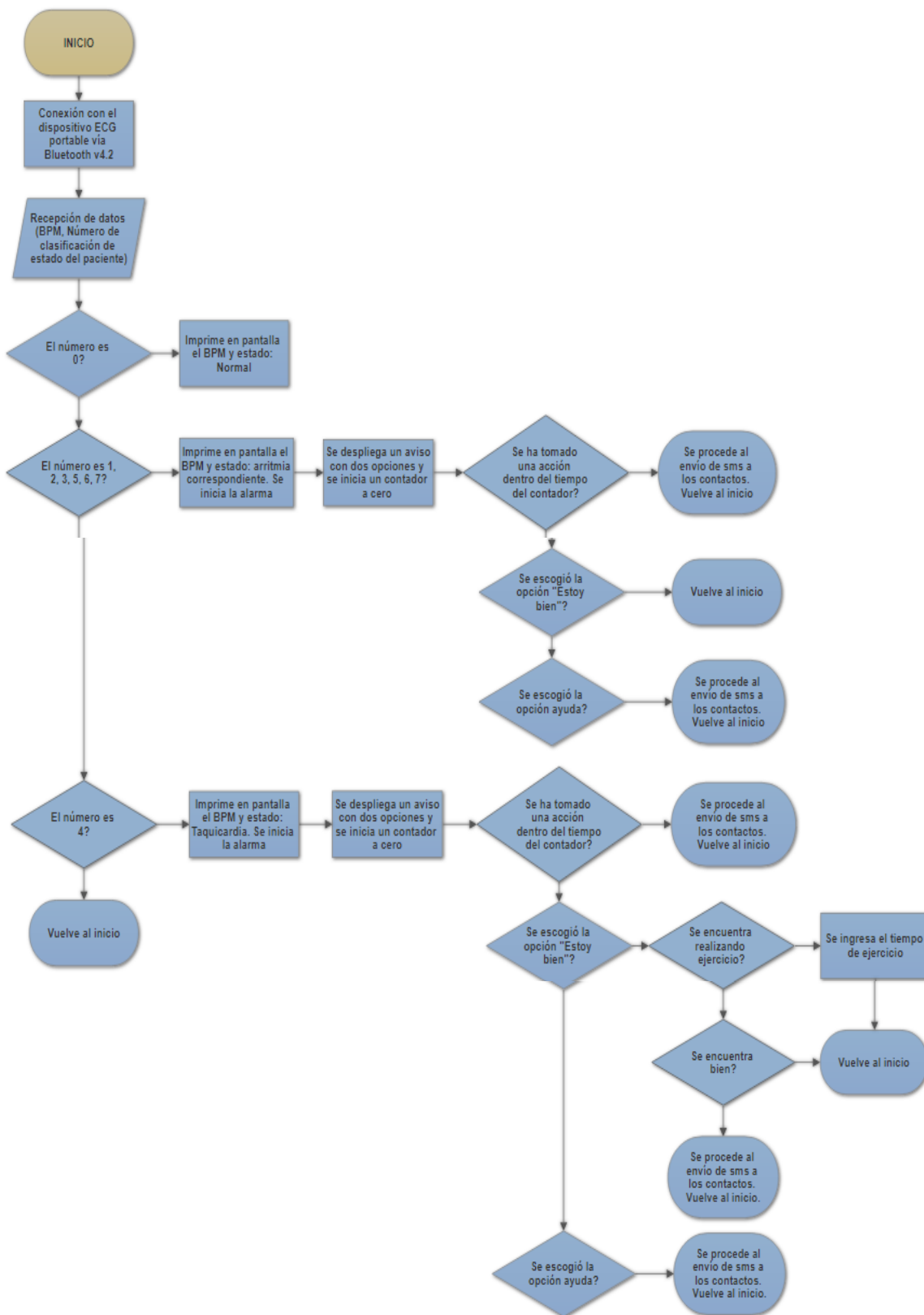


Figura 79.- Diagrama de flujo algoritmo de detección y alarma App.

Para acceder a la pantalla secundaria de gestión de contactos la cual se aprecia en la Figura 80, se debe presionar el botón “Añadir Contactos”, y se presentará una nueva pantalla con tres elementos principales. En la parte superior se encuentra el botón “Buscar Contacto”, el cual permite acceder a la lista de contactos del dispositivo y presenta la información del contacto escogido, adicionalmente la aplicación tiene un cuadro de texto donde se ingresa el mensaje que será enviado a dicho contacto en caso de detectarse una arritmia cardíaca. El nombre del contacto, número celular del contacto, y el mensaje ingresado son guardados en una base de datos propia de la aplicación, por lo que no necesita conexión a internet y tiene capacidad para albergar hasta 100 contactos.



Figura 80.- Pantalla secundaria de Gestión de Contactos

En la parte media se encuentran dos botones, el botón “Guardar” permite guardar la información del contacto y el mensaje ingresado; el botón “Mostrar Contactos” despliega una sub-pantalla, la cual puede apreciarse en la Figura 81 donde se permite la navegación de la lista de contactos guardados.



Figura 81.- Sub-pantalla de navegación de contactos.

Para evaluar la aplicación se realizaron pruebas por medio de programación computacional, por lo que se transmitieron datos acorde al tipo de arritmia que se deseaba emular. Esto se realizó con el fin de validar los siguientes aspectos:

- El diseño y programación de la aplicación debe realizar el seguimiento de procesos acorde al diagrama de flujo propuesto.
- Evaluar la inicialización y paro de los contadores a cero en cada uno de los escenarios de arritmia.
- La correcta generación y respuesta de cada aviso emergente en la aplicación.
- Los sistemas de alarma tanto sonoras por medio de la reproducción de una alarma, así como sensoriales por la vibración del dispositivo.

- La detección de una arritmia y el envío de mensajes de texto a los contactos de emergencia del usuario, ¡tanto por la activación manual por medio del botón “Ayuda!!” desplegado en los avisos emergentes, así como por la cuenta a cero de los contadores.

Como resultado de todas las pruebas se evidenció que la aplicación se encuentra totalmente funcional de acuerdo a lo previsto en el diagrama de flujo planteado y cumple correctamente cada función prevista en los anteriores parámetros de evaluación de la aplicación.

CAPÍTULO V

PRUEBAS Y RESULTADOS.

5.1 INTRODUCCIÓN

Previamente se presentó y analizó las pruebas realizadas tanto para verificar la morfología de la señal ECG registrada por el dispositivo portable ECG, así como del algoritmo en la detección de arritmias cardiacas. Como última instancia se realizaron las pruebas del dispositivo finalizado y unificado, tanto su componente en hardware, como software. Al no poder realizar pruebas funcionales del dispositivo portable ECG en pacientes con patologías cardiacas por temas de ética, se tomó como alternativa realizar pruebas de funcionabilidad en cinco sujetos de entre 25 y 28 años de edad sin patologías o enfermedades cardiacas diagnosticadas. Las pruebas se las hizo tanto para detección del ritmo cardiaco, como en detección de taquicardias mediante pruebas de esfuerzo físico. Los parámetros de los sujetos sobre los que se realizaron las pruebas fueron los siguientes:

- Sujetos sin patología cardiaca diagnosticada con edades que oscilan entre 25 y 28 años, con una condición física normal.
- Los sujetos no presentan cuadros de diabetes, hipertensión arterial, hipotiroidismo, u otras enfermedades que puedan alterar su señal ECG.
- Se realizaron las pruebas en los sujetos bajo tres estados de esfuerzo: en estado basal, con ejercicio moderado, y con un ejercicio de máximo esfuerzo.
- Dentro de las pruebas se encuentra intrínseco identificar aspectos como comodidad, sujeción del dispositivo al usuario, y manejo de la aplicación en un dispositivo móvil.

5.2 PARÁMETROS DE PRUEBAS

Los parámetros utilizados en la realización y toma de datos en cada una de las pruebas fueron los siguientes:

- Se realizó la comparación del valor de ritmo cardiaco obtenido de tres maneras: Se realizó un conteo manual de cada complejo QRS presente en la señal ECG mediante una observación minuciosa; Se obtendrá el ritmo cardiaco resultado de procesar la señal ECG por medio del algoritmo implementado en el software Matlab 2014a; Se obtendrá el ritmo cardiaco presentado visualmente por la aplicación Android del dispositivo portable ECG.
- Las pruebas fueron realizadas por un tiempo determinado acorde al número de datos necesarios para el análisis de resultados.
- Las pruebas que implican esfuerzo físico fueron realizadas con la ayuda de un entrenador elíptico estático en una configuración estándar de nivel de fuerza.

Las pruebas realizadas en estado basal consistieron en colocar el dispositivo ECG en los sujetos y obtener dos lecturas continuas de sus señales ECG por treinta segundos cada una, tiempo necesario para que el dispositivo portable ECG transmita los datos a la aplicación móvil. Paralelamente la señal ECG fue adquirida y almacenada para ser analizada mediante el algoritmo implementado en el software Matlab 2014a, y adicionalmente realizar un conteo manual del ritmo cardiaco.

Se obtuvo el error porcentual del ritmo cardiaco entregado por el dispositivo ECG, frente al valor proporcionado tanto por el conteo manual considerado como el valor real del ritmo cardiaco. A continuación se presenta un ejemplo de los datos obtenidos como resultado de las pruebas realizadas. En la Figura 82 se presenta la señal ECG obtenida durante el primer tramo de treinta

segundos de la prueba en estado basal. En la Figura 83 se puede apreciar el resultado del ritmo cardiaco analizado por medio del algoritmo implementado en el Software Matlab 2014a.

En la Figura 84 se observa una captura de pantalla de los valores presentados por la aplicación en el dispositivo móvil.

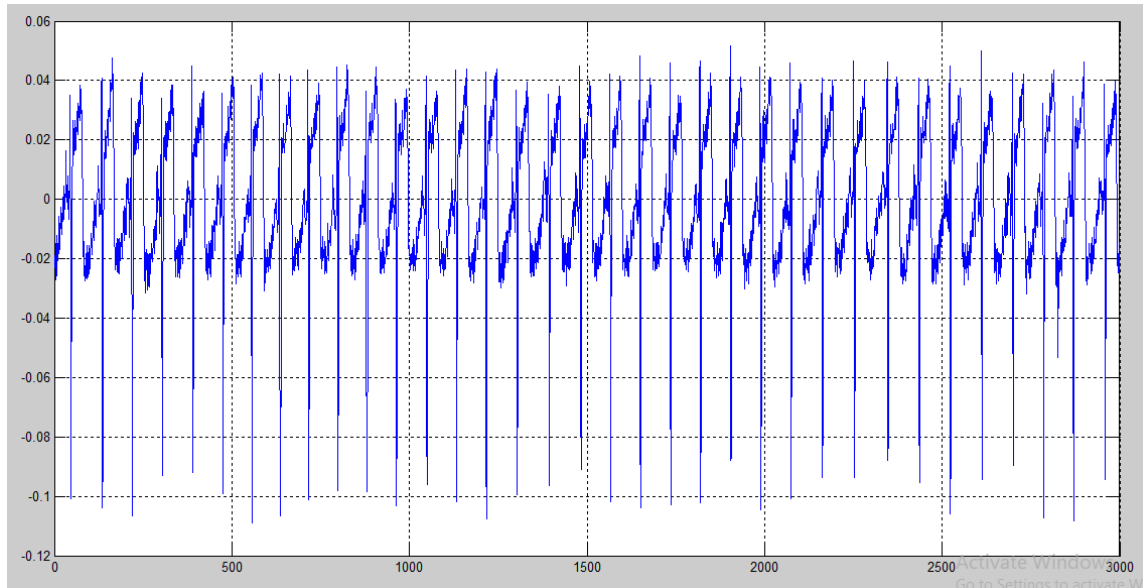


Figura 82.- Señal ECG en estado basal con 70 latidos/minuto presentes.

```
latidos =  
  
70  
  
lat_arr =  
  
0
```

Figura 83.- Ritmo cardiaco obtenido bajo el algoritmo implementado en Matlab 2014a



Figura 84.- Datos proporcionados por obtenido bajo el algoritmo la aplicación Safe Heart.

Las pruebas realizadas en estado de esfuerzo moderado consistieron en colocar el dispositivo ECG en los sujetos y obtener una lectura continua de su señal ECG durante dos minutos en intervalos de 30 segundos. En el primer minuto los sujetos fueron puestos bajo esfuerzo físico de intensidad moderada hasta alcanzar una lectura máxima de ritmo cardiaco. Durante el segundo minuto comenzaron a bajar la intensidad hasta alcanzar el estado de reposo con el fin de disminuir su ritmo cardiaco. Se realizaron tres tomas de datos, siendo la central cuando el ritmo cardiaco llegase a su valor máximo, y las dos restantes, antes y después de dicho valor. El análisis de la señal ECG se la realizó de igual forma que en las pruebas de estado basal, es decir se realizó el conteo manual del ritmo cardiaco, el análisis por medio del algoritmo implementado en el software Matlab 2014a, y mediante el valor proporcionado por la aplicación móvil del dispositivo portable

ECG, así mismo se obtuvo el error porcentual del ritmo cardiaco. En la Figura 85 se presenta la señal ECG que registró el valor máximo de ritmo cardiaco alcanzado. En la Figura 86 y Figura 87 se presentan los resultados entregados por el algoritmo y por la aplicación móvil.

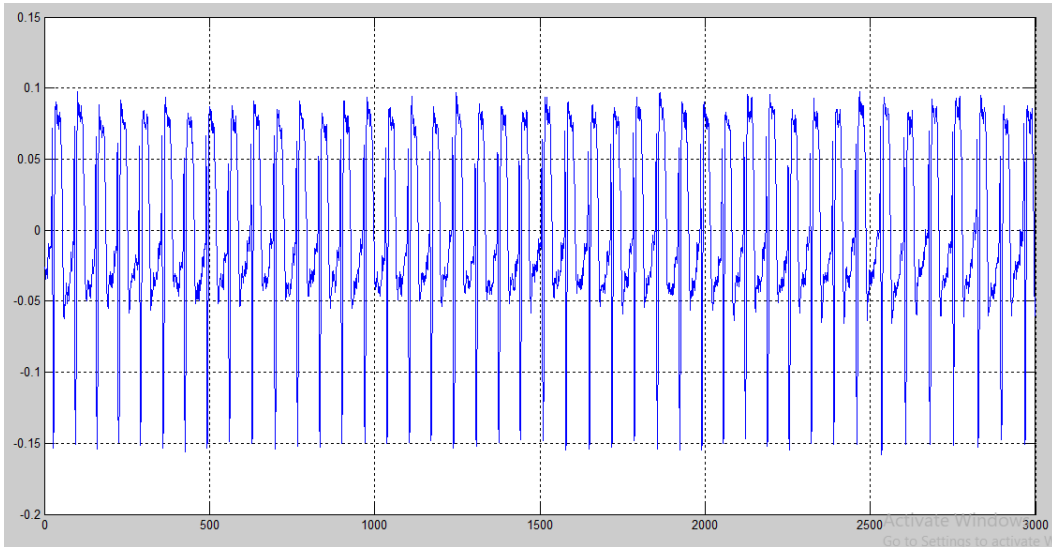


Figura 85.- Señal ECG en estado de esfuerzo moderado con 88 latidos/minuto.

```
latidos =  
  
88  
  
lat_arr =  
  
0
```

Figura 86.- Ritmo cardiaco obtenido bajo el algoritmo implementado en Matlab 2014a



Figura 87.- Datos proporcionados por la aplicación Safe Heart.

Las pruebas realizadas bajo un estado de máximo esfuerzo físico consistieron en colocar el dispositivo ECG en los sujetos y obtener una lectura continua de su señal ECG por tres minutos durante intervalos de 30 segundos. En el primer minuto los sujetos realizaron actividad física con un máximo esfuerzo físico hasta alcanzar un valor máximo de medida. Durante el segundo y tercer minuto se disminuyó el esfuerzo realizado hasta alcanzar un nivel moderado de actividad física y finalmente entraron en estado de reposo con el fin de disminuir su ritmo cardiaco. Se realizaron tres tomas de datos, siendo la central cuando el ritmo cardiaco llegase a su valor máximo, y los dos restantes antes, y después de dicho valor.

El análisis de la señal ECG se la realizó de igual forma que en las pruebas de estado basal y de esfuerzo moderado, es decir se realizó un conteo manual del ritmo cardiaco, el análisis por medio del algoritmo implementado en el software Matlab 2014a, y mediante el valor proporcionado por la aplicación móvil del dispositivo portable ECG, así mismo se obtuvo el error porcentual del ritmo cardiaco. En la Figura 88 se presenta la señal ECG que registró el valor

máximo de ritmo cardiaco alcanzado donde se puede apreciar un latido arritmico producto del movimiento de los electrodos. En la Figura 89 se presentan los resultados entregados por el algoritmo y en la Figura 90 se presentan los resultados entregados por la aplicación móvil junto al aviso emergente generado por la detección de una taquicardia.

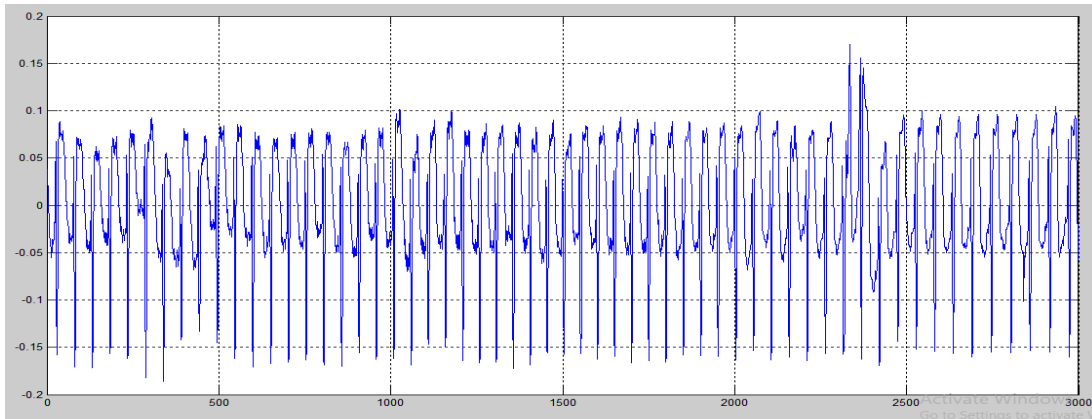


Figura 88.- Señal ECG en estado de máximo esfuerzo con 114 latidos/minuto.

```
latidos =
```

```
114
```

```
lat_arr =
```

```
1
```

Figura 89.- Ritmo cardiaco obtenido bajo el algoritmo implementado en Matlab 2014a



Figura 90.- Datos proporcionados por la aplicación Safe Heart.

5.3 RESULTADOS OBTENIDOS

Todos los datos de ritmo cardiaco obtenidos en las pruebas realizadas sobre los sujetos en estado basal, bajo esfuerzo moderado, y bajo máximo esfuerzo físico fueron distribuidos en tres tablas donde se indican los valores de ritmo cardiaco de cada medida y se obtiene el error porcentual individual de cada prueba. En la Tabla 23 se presentan los datos obtenidos en las pruebas correspondientes a estado basal durante un minuto en intervalos de 30 segundos. Se observa que la estimación de ritmo cardiaco resultante del dispositivo portable ECG no presenta error en su medida.

Tabla 23*Resultados de pruebas realizadas en estado basal*

RESULTADOS DE ANÁLISIS EN ESTADO BASAL					
N° de Usuario	Información de la Señal ECG	BPM conteo manual	BPM algoritmo Matlab 2014a	BPM Dispositivo ECG portable	Error porcentual
Usuario 1	Registro 1	60	60	60	0%
	Registro 2	58	58	58	0%
Usuario 2	Registro 1	54	54	54	0%
	Registro 2	58	58	58	0%
Usuario 3	Registro 1	70	70	70	0%
	Registro 2	68	68	68	0%
Usuario 4	Registro 1	72	72	72	0%
	Registro 2	68	68	68	0%
Usuario 5	Registro 1	54	54	54	0%
	Registro 2	52	52	52	0%

De igual forma se realizó el análisis de pruebas en estado de esfuerzo moderado sobre los cinco sujetos durante dos minutos en intervalos de treinta segundos, registrando tres medidas de ritmo cardiaco. En la Tabla 24 se observa el registro de un error de 2.08% en la medida de ritmo cardiaco máximo del sujeto 3, mientras que el resto de pruebas no presentan error.

Tabla 24*Resultados del análisis de datos en pruebas de estado de esfuerzo moderado.*

RESULTADOS DE ANÁLISIS EN ESTADO DE ESFUERZO MODERADO					
N° de Usuario	Información de la Señal ECG	BPM conteo manual	BPM algoritmo Matlab 2014a	BPM Dispositivo ECG portable	Error porcentual
Usuario 1	Señal ECG previa	78	78	78	0%
	Señal ECG con BMP máximo	84	84	84	0%
	Señal ECG posterior	70	70	70	0%
Usuario 2	Señal ECG previa	76	76	76	0%
	Señal ECG con BMP máximo	88	88	88	0%
	Señal ECG posterior	72	72	72	0%
Usuario 3	Señal ECG previa	84	84	84	0%
	Señal ECG con BMP máximo	96	96	94	2,08%
	Señal ECG posterior	72	72	72	0%
Usuario 4	Señal ECG previa	80	80	80	0%

CONTINÚA →

	Señal ECG con BMP máximo	84	84	84	0%
	Señal ECG posterior	72	72	72	0%
Usuario 5	Señal ECG previa	80	80	80	0%
	Señal ECG con BMP máximo	84	84	84	0%
	Señal ECG posterior	78	78	78	0%

En la Tabla 25 se presentan los resultados obtenidos en las pruebas de esfuerzo máximo realizadas sobre los cinco sujetos durante tres minutos en intervalos de treinta segundos, donde se registraron tres valores de ritmo cardíaco. Se observa la presencia de 4 errores de valores 1.85%, 1.78%, 3.38%, y 1.78% correspondientes a las medidas de ritmo cardíaco máximo de los sujetos 1, 2, 4, y 5 respectivamente. El resto de mediciones no presenta errores en su estimación.

Tabla 25

Resultados del análisis de datos obtenidos en estado de máximo esfuerzo físico.

RESULTADOS DE ANÁLISIS EN ESTADO DE ESFUERZO MÁXIMO					
N° de Usuario	Información de la Señal ECG	BPM contéo manual	BPM algoritmo Matlab 2014a	BPM Dispositivo ECG portable	Error porcentual
Usuario 1	Señal ECG previa	86	86	86	0%
	Señal ECG con BMP máximo	108	108	110	1,85%
	Señal ECG posterior	70	70	70	0%
Usuario 2	Señal ECG previa	88	88	88	0%
	Señal ECG con BMP máximo	112	112	114	1,78%
	Señal ECG posterior	92	92	92	0%
Usuario 3	Señal ECG previa	100	100	100	0%
	Señal ECG con BMP máximo	114	114	114	0%
	Señal ECG posterior	80	80	80	0%
Usuario 4	Señal ECG previa	104	104	104	0%
	Señal ECG con BMP máximo	118	118	114	3,38%
	Señal ECG posterior	86	86	86	0%
Usuario 5	Señal ECG previa	96	96	96	0%
	Señal ECG con BMP máximo	112	112	110	1,78%

Del análisis realizado a los datos presentados en las tres tablas, se destacan los siguientes datos: La adquisición de la señal ECG y la estimación del ritmo cardiaco sobre los sujetos en estado basal presentan un error porcentual nulo. El valor de ritmo cardiaco adquirido durante las pruebas de esfuerzo físico moderado presentan un error medio de 0.416%, siendo 2.08% el valor máximo de error. El valor de ritmo cardiaco adquirido durante las pruebas de máximo esfuerzo físico presentan un error medio de 1.76%, siendo 3.38%, el valor máximo de error.

Cabe mencionar que los errores en cuanto a la estimación del ritmo cardiaco fueron generados por una distorsión en la señal ECG causado por el movimiento de los electrodos durante la realización de la actividad física. De igual forma otro factor que aporta a la existencia de errores en la estimación del ritmo cardiaco fue el desfase temporal, resultado de haber analizado la señal ECG mediante dos dispositivos independientes.

CAPÍTULO VI

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.

6.1 HARDWARE DEL DISPOSITIVO PORTABLE ECG.

En el presente trabajo de titulación se diseñó e implementó un dispositivo ECG portable para la detección de cinco tipos de arritmias en los cuales constan bradicardia, taquicardia, latidos ectópicos, taquicardia ventricular, y fibrilación ventricular, por medio de la adquisición, acondicionamiento, procesamiento, y análisis de la señal electrocardiográfica mediante un algoritmo de detección que trabaja conjuntamente con una aplicación Android para la generación de alertas hacia el usuario y a contactos de emergencia en caso de detectarse una arritmia de las previamente mencionadas.

La adquisición de las señales eléctricas del corazón se la realizó mediante el uso de tres electrodos secos como sistema de transducción de corriente eléctrica iónica a corriente eléctrica, ubicados en configuración bipolar con el fin de eliminar señales no deseadas mediante el rechazo en modo común. El posicionamiento de los electrodos en el dispositivo portable ECG se lo realizó en base al análisis de varios dispositivos wearable ECG certificados, así como en la búsqueda de comodidad usuario y una correcta ergonomía hacia el usuario. Las señales adquiridas por la etapa de transducción presentan una magnitud mínima, por lo que se realizó una etapa de pre-amplificación utilizando como elemento principal un amplificador operacional de instrumentación AD620 por sus características adecuadas para la adquisición de señales biométricas. Una vez amplificada la señal se debió filtrar la misma para eliminar las componentes de frecuencia que no son de interés en el presente estudio, por lo que se diseñó e implementó un filtro pasa-banda priorizando los rangos donde se contienen los potenciales pertenecientes al complejo QRS. En la

señal resultante se aplicó una etapa de amplificación final para que pueda ser analizada con facilidad y sus niveles de voltaje sean adecuados, de igual forma se procedió a implementar una etapa de acondicionamiento de la señal donde se añadió un voltaje offset con el objetivo de mantener todos los valores de voltaje positivos para ser analizados por medio de un microcontrolador.

Se planteó varias opciones en cuanto a la selección de una tarjeta electrónica que permita la digitalización y procesamiento de la señal ECG, así como la implementación del algoritmo para la detección de arritmias. De todas las opciones, la tarjeta ESP32 fue la seleccionada por presentar la relación más óptima entre capacidad computacional versus costo, y adicionalmente por contar con un protocolo Bluetooth 4.2 de bajo consumo de corriente integrado, lo que extiende el ciclo de trabajo por carga del dispositivo.

Mediante el análisis de los datos resultantes del estudio comparativo realizado contrastando las señales registradas por el dispositivo portable ECG y el dispositivo ECG certificado CardioExpress SL3, con el fin de obtener los porcentajes de similitud temporal y frecuencial, así como la relación señal-ruido, se concluye que las señales registradas por el dispositivo portable ECG con electrodos secos de acero inoxidable con una morfología cuadrada de 1,5 cm de lado comparten características con un porcentaje de similitud morfológico y frecuencial mayor al 85% y 90% respectivamente, con las señales obtenidas por el dispositivo ECG certificado Cardioexpress SL3, en las derivaciones DI, DII, V4, y V5, donde se destaca y es notorio el complejo QRS, por lo que la señal registrada por el dispositivo portable ECG es viable para ser expuesta frente a un algoritmo de estimación del ritmo cardiaco.

Dentro del diseño e implementación del dispositivo portable ECG se evidenció la importancia de reducir el tamaño del hardware lo más posible, ya que al ser un dispositivo de monitoreo

constante, debe presentar una estructura ergonómica y ligera, por lo que se recomienda el uso de componentes con tecnología de montaje superficial, tanto en elementos pasivos, como activos. En el presente trabajo de titulación, el diseño del case o carcasa del dispositivo portable ECG, no se registró como un requerimiento u objetivo ha alcanzarse, por lo que se recomienda que en futuras investigaciones, se analicen estructuras que puedan adaptarse con más facilidad a la morfología del cuerpo y brinden una mejor sujeción y estabilidad al dispositivo.

6.2 DISEÑO DEL ALGORITMO DEL DISPOSITIVO PORTABLE ECG.

La detección de las arritmias cardiacas planteadas en el presente trabajo de titulación planteó como requerimientos principales la estimación del ritmo cardiaco, y la detección de los intervalos RR en la señal ECG a lo largo de un intervalo de treinta segundos, tiempo necesario para poder catalogar a una arritmia como un evento cardiaco sostenido que puede presentar riesgos para la salud del usuario. La estimación del ritmo cardiaco fue implementado mediante el algoritmo de Pan Tompkins del cual se pudo extraer los intervalos RR de la señal ECG. Una vez obtenidos estos parámetros se diseñó e implementó un algoritmo de clasificación de arritmias, donde la información resultante es transmitida, mediante el protocolo de comunicación inalámbrico Bluetooth 4.2, conjuntamente con el valor estimado del ritmo cardiaco hacia una aplicación móvil que recepta estos datos y realiza su accionar dependiendo de los mismos. La aplicación integra un algoritmo que permite tomar decisiones al usuario si se ha detectado una arritmia cardiaca, y es capaz de generar alertas, vía mensaje de texto, a los contactos de emergencia del usuario.

La digitalización de la señal ECG se la realizó por medio de un puerto analógico de la tarjeta electrónica ESP32 con intervalos de 100 muestras por segundo activando una interrupción que adquiere valores del puerto analógico cada 10 milisegundos por un intervalo de 30 segundos.

Como parte de la etapa de procesamiento, se realizó un filtrado digital de la señal digitalizada previa a ser expuesta al algoritmo de estimación de ritmo cardiaco reduciendo el ancho de banda de las señales captadas con el objetivo de adquirir únicamente los componentes de frecuencia presentes en el complejo QRS y brindar una segunda etapa de filtrado complementaria a la analógica.

Para la estimación del ritmo cardiaco se hizo uso del algoritmo de Pan Tompkins que permite la detección de los picos R presentes en la señal ECG, para lo cual se realizó una etapa de derivación en la señal con el fin de acentuar los cambios de pendiente, y una etapa de potenciación cuadrática donde se consiguió eliminar los valores negativos y destacar los picos de la señal ECG. Para poder identificar si un pico pertenece a un complejo QRS de la señal, se comparó el valor del pico con un valor variable umbral establecido en el mismo algoritmo de Pan Tompkins, donde si el número es mayor a dicho umbral, se considera la detección de un pico R, caso contrario es considerado como producto de una señal no deseada. Los resultados obtenidos son almacenados conjuntamente con el instante de tiempo donde se ubicó cada pico R, para poder obtener el intervalo temporal entre cada par, denominado intervalo RR.

El algoritmo de clasificación de arritmias cardiacas fue diseñado e implementado para discernir el tipo de arritmia detectada por medio del análisis del ritmo cardiaco y si este es regular o irregular. Para este fin, se calculó la desviación estándar de cada intervalo RR respecto al resto de la señal y se comparó el valor resultante con un umbral de detección. Para la estimación del valor umbral se realizó un estudio donde se obtuvo la desviación estándar mínima, media, y máxima de 150 señales ECG de sujetos sin patologías cardiacas diagnosticadas, con edades que oscilan entre 65 y 94 años. Las señales fueron extraídas de la base de datos médica PhysioBank del portal web PhysioNet como se planteó en el alcance y objetivos del presente trabajo de

titulación. Del análisis de los resultados obtenidos se observa que la desviación estándar media y máxima, no superan los 500 milisegundos y 800 milisegundos respectivamente, por lo que se decidió establecer 1000 milisegundos como valor umbral.

Para la estimación del valor máximo de latidos arrítmicos considerados normales en una señal ECG, se analizó, en el apartado 4.5, un estudio realizado sobre el registro de la señal ECG durante 24 horas en 15.000 personas, entre hombres y mujeres, sin patologías o enfermedades del corazón. El estudio concluyó que un 80% de los sujetos presentaron latidos ectópicos, y se evidenció que a mayor edad del sujeto, la presencia de latidos arrítmicos en su señal ECG era más común. Otro punto de análisis se lo obtuvo en el transcurso de la estimación del valor umbral de desviación estándar, donde se evidenció que la mayoría de señales ECG presentan picos o irregularidades producto del movimiento de los electrodos, o por la desconexión de un electrodo. Tomando en cuenta estos puntos, se asignó el valor de 3, como la cantidad máxima de latidos arrítmicos que pueden presentarse, en un tramo de 30 segundos, en una señal ECG considerada

Al no poder realizar pruebas, por cuestiones éticas, de la viabilidad del algoritmo sobre pacientes reales, se optó por extraer señales ECG que presenten los cinco tipos de arritmias, de la base de datos médica PhysioBank del portal web PhysioNet, y se procedió a cuantificar los resultados mediante el uso de matrices de confusión, donde se evaluó la precisión, exactitud y sensibilidad del algoritmo. El análisis de los resultados obtenidos en las pruebas presentan un valor de exactitud, sensibilidad, y precisión, por sobre el 98%, 96%, y 98% respectivamente, lo que confirma la viabilidad del algoritmo en cuanto a la detección de arritmias cardiacas. Cabe mencionar que los casos donde se detectaron falsos-positivos y falsos negativos fueron debido a motivos externos a la algoritmia, como la presencia de irregularidades en las señales ECG

producto del movimiento de los electrodos, o la omisión de un latido ubicado en los límites de la señal ECG.

Para la implementación del sistema de alerta hacia el usuario y como requisito al ser un dispositivo wearable, se diseñó una aplicación móvil con un algoritmo capaz de recibir los datos transmitidos por el dispositivo portable ECG y generar un aviso hacia el usuario, mediante una alerta sensorial y auditiva, como también hacia los contactos de emergencia, vía mensaje de texto si se confirma la detección de una arritmia cardiaca. La aplicación es capaz de interactuar con el usuario permitiéndole guardar contactos de emergencia, dar una respuesta ante las alarmas generadas, o tomar acciones propias si la salud del usuario se encuentra en riesgo. Los métodos de alerta implementados en la aplicación son suficientes para cumplir con los objetivos y especificaciones del presente trabajo de titulación, sin embargo se recomienda implementar nuevos métodos de alerta, como pueden ser sistemas de vibración en el dispositivo portable ECG, así como la realización de llamadas y almacenamiento de los datos resultantes del análisis de la señal ECG.

6.3 PRUEBAS Y RESULTADOS.

Al no poder realizar pruebas del dispositivo portable ECG finalizado en pacientes con patologías cardiacas diagnosticadas por motivos de ética profesional, se realizaron pruebas en conjunto con la aplicación móvil sobre cinco sujetos con edades entre 25 y 28 años sin patologías cardiacas diagnosticadas, a quienes se los expuso a tres estados de esfuerzo físico. La primera prueba se la realizó en reposo, o en estado basal, donde se evaluó el valor de ritmo cardiaco estimado por un minuto en intervalos de treinta segundos, frente al valor real, y adicionalmente se obtuvo el error porcentual. En la segunda prueba se expuso a los sujetos a actividad física

moderada por dos minutos en intervalos de treinta segundos, donde se obtuvo el ritmo cardiaco máximo y el de los intervalos anterior y posterior. La tercera prueba se la realizó bajo un máximo esfuerzo físico durante tres minutos en intervalos de treinta segundos donde se obtuvo el ritmo cardiaco máximo y el de los intervalos anterior y posterior. Se compararon los resultados obtenidos mediante el conteo manual del ritmo cardiaco en la señal ECG, por el algoritmo implementado en el software Matlab 2014a, y el visualizado en la aplicación móvil.

Los resultados de las pruebas entregaron un error porcentual nulo en estado basal, un error porcentual medio de 0.416% y máximo de 2.08%, en estado de esfuerzo moderado, y un error porcentual medio de 1.76%, y un máximo de 3.38%, en estado de esfuerzo máximo. Sin embargo los errores obtenidos son resultado del movimiento de los electrodos en la realización de las pruebas y del desfase de tiempos al adquirir las señales, por lo que se concluye que el dispositivo portable ECG cumple con todos los objetivos, requerimientos, y especificaciones planteadas en el presente trabajo de titulación y es totalmente viable para la adquisición de señales ECG y detección de arritmias cardiacas.

Para minimizar los porcentajes de error se recomienda realizar un diseño del case o carcasa que se adapte de mejor manera a la morfología del cuerpo humano, como también un diseño de los electrodos que facilite el contacto con la piel y disminuya su movimiento en la realización de actividad física por parte del usuario.

BIBLIOGRAFÍA

- Analog Devices. (1999). *Low cost, low power instrumentation amplifier*. Obtenido de <http://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/48090/AD/AD620.html>
- Arduino. (2018). *Arduino Nano*. Obtenido de <https://store.arduino.cc/usa/arduino-nano>
- Ávila Meza, E. E. (2017). *Caracterización de movimientos de la mano para el control de desplazamiento de un robot móvil*. Quito.
- Azor Montoya, I. J. (2012). *Algoritmo de Pan Tompkinson*. Mendoza.
- Cabrera Peña, J. (Abril de 2005). *Filtros activos*. Obtenido de <https://www2.ulpgc.es/hege/almacen/download/29/29861/filtros.pdf>
- Calm. (Octubre de 2017). *Wearable ECG for athletes*. Obtenido de <https://www.indiegogo.com/projects/calm-wearable-ecg-for-sports-and-sleep-analysis#/>
- Chen, M. A. (2 de Agosto de 2016). *Factores de riesgo implícitos en arritmias*. Obtenido de <https://medlineplus.gov/spanish/ency/patientinstructions/000106.htm>
- Cortez, J. M., Cardeñosa García, M. d., & Raja, A. (2010). *Arritmias cardíacas comunmente detectadas mediante algoritmos implementados en microcontroladores* . Obtenido de <http://www.gaplano.es/enfermeria/guias/ARRITMIAS%20CARDIACAS.pdf>
- Delgado Bolivar, Y. A. (Enero de 2006). *Sistema reproductorr de ECG digital y detector de eventos con discriminación de ritmo cardiaco*. Obtenido de <http://159.90.80.55/tesis/000133733.pdf>
- Departamento de la red asistencial Araucania Sur. (2011). *Protocolos de referencia y contrareferencia*. Araucanía.

Diario El Comercio. (29 de Agosto de 2016). *Enfermedades cardiovasculares en nuestro país.*

Obtenido de <http://www.elcomercio.com/tendencias/enfermedadescardiovasculares-muertes-ecuador-cifras-juangabriel.html>

Dispositivos Wearables. (2014). *Dispositivos de monitoreo de la señal electrocardiográfica.*

Obtenido de <http://www.dispositivoswearables.net/>

Drake Moyano, J. M. (2005). *Instrumentación electrónica de comunicaciones.* Obtenido de

https://www.ctr.unican.es/asignaturas/instrumentacion_5_it/iec_3.pdf

Easylander. (2018). *Easylander aliexpress.* Obtenido de [https://es.aliexpress.com/item/10pcs-Lot-](https://es.aliexpress.com/item/10pcs-Lot-3-7v-lithium-Li-ion-polymer-rechargeable-battery-333266-700mah-MP5-GPS-Dipper-LED/32825242449.html?aff_platform=aaf&cpt=1541437905800&sk=b4gmy0Ms&aff_trace_key=204b5895b2534acea05024401bf60e6e-1541437905800-01463-b)

[3-7v-lithium-Li-ion-polymer-rechargeable-battery-333266-700mah-MP5-GPS-Dipper-](https://es.aliexpress.com/item/10pcs-Lot-3-7v-lithium-Li-ion-polymer-rechargeable-battery-333266-700mah-MP5-GPS-Dipper-LED/32825242449.html?aff_platform=aaf&cpt=1541437905800&sk=b4gmy0Ms&aff_trace_key=204b5895b2534acea05024401bf60e6e-1541437905800-01463-b)

[LED/32825242449.html?aff_platform=aaf&cpt=1541437905800&sk=b4gmy0Ms&aff_tr](https://es.aliexpress.com/item/10pcs-Lot-3-7v-lithium-Li-ion-polymer-rechargeable-battery-333266-700mah-MP5-GPS-Dipper-LED/32825242449.html?aff_platform=aaf&cpt=1541437905800&sk=b4gmy0Ms&aff_trace_key=204b5895b2534acea05024401bf60e6e-1541437905800-01463-b)

[ace_key=204b5895b2534acea05024401bf60e6e-1541437905800-01463-b](https://es.aliexpress.com/item/10pcs-Lot-3-7v-lithium-Li-ion-polymer-rechargeable-battery-333266-700mah-MP5-GPS-Dipper-LED/32825242449.html?aff_platform=aaf&cpt=1541437905800&sk=b4gmy0Ms&aff_trace_key=204b5895b2534acea05024401bf60e6e-1541437905800-01463-b)

Eberlein, S., & Vásquez, O. (2013). *Configuración y diseño de sistemas con amplificadores no ideales.*

Electrocardiografia.es (2018). *Derivaciones electrocardiográficas.* Obtenido de

<http://www.electrocardiografia.es/derivaciones.html>

Espressif. (2018). *Tarjeta electrónica ESP32 dual core.* Obtenido de

[https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-wroom-](https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-wroom-32_datasheet_en.pdf)

[32_datasheet_en.pdf](https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-wroom-32_datasheet_en.pdf)

Excorde 3C. (2018). *Dispositivo ambulatorio para monitoreo de la señal ECG.* Obtenido de

<http://www.combiomed.sld.cu/descargas/sueltos/es/EXCORDE%203C%20Catalogo%20>

[ESPANOL.pdf](http://www.combiomed.sld.cu/descargas/sueltos/es/EXCORDE%203C%20Catalogo%20)

- Flores Márquez, J. (2013). *Amplificadores operacionales y su configuración*. Obtenido de <http://www.academicos.ccadet.unam.mx/jorge.marquez/cursos/Instrumentacion/AmplificadoresOperacionales.pdf>
- Garza, D. G. (2012). *El electrocardiógrafo y su tecnología*. Obtenido de http://www.cmzh.com.mx/media/108934/rev_24_electriccardiogramasutecnologia.pdf
- González López, E. (2012). *Desarrollo de hardware y software biométrico ECG para dispositivos con Android*. Obtenido de <http://docplayer.es/3607308-Instituto-tecnologico-de-merida-desarrollo-de-hardware-y-software-biometrico-ecg-para-dispositivoscon-android.html>
- Henkin, R., & Dubner, S. (marzo de 2015). *Análisis de los potenciales ventriculares tardíos en la señal electrocardiográfica*. Obtenido de <https://www.sac.org.ar/wp-content/uploads/2015/03/PDFs201503/3505.pdf>
- Lahdenoja, O., Koivisto, T., Jafari, M. T., & Iftikhar, Z. (13 de Abril de 2017). *A smartphone-only solution for detecting indications of acute myocardial infarction*. Obtenido de IEEE Xplore: <https://doi.org/10.1109/BHI.2017.7897239?src=document>
- Lee, J., Jung, J., Lee, J., & Tae Kim, Y. (15 de Diciembre de 2014). *Acute myocardial infarction detection system using ECG signal and cardiac marker detection*. Obtenido de IEEE Xplore: <https://doi.org/10.1109/ICSENS.2014.6985490?src=document>
- MathWorks. (2018). *Correlation coefficients of the signals*. Obtenido de <https://la.mathworks.com/help/matlab/ref/corrcoef.html>
- MathWorks. (2018). *Desviación estándar por coeficiente de Pearson*. Obtenido de <https://la.mathworks.com/help/matlab/ref/std.html>
- MathWorks. (2018). *Getting started with filter designer with fdatool*. Obtenido de <https://la.mathworks.com/help/signal/ug/getting-started-with-filter-designer.html>

- MathWorks. (2018). *Magnitude-squared coherence for frecuencial parameters*. Obtenido de <https://la.mathworks.com/help/signal/ref/mscohere.html>
- MathWorks. (2018). *Matlab*. Obtenido de <https://la.mathworks.com/products/matlab.html>
- MathWorks. (2018). *Signal-to-noise ratio between two signals*. Obtenido de <https://la.mathworks.com/help/signal/ref/snr.html>
- Meziane, N. (2013). Dry electrodes for electrocardiography. *Physiol. Meas.*
- Ministerio de educación del gobierno de España. (2002). *Aparato circulatorio*. Obtenido de http://recursos.cnice.mec.es/biosfera/alumno/3ESO/aparato_circulatorio/contenidos4.htm
- Miyara, F. (2004). *Filtros activos*. Obtenido de <https://www.fceia.unr.edu.ar/enica3/filtros-t.pdf>
- Neuman, M. R. (2000). *Biopotential electrodes and dry electrodes for biometric signals*.
- Olivera Álvarez, N. (Junio de 2014). *Desarrollo de un método de detección de arritmias para un dispositivo móvil mediante un microcontrolador*. Obtenido de <http://www.ptolomeo.unam.mx:8080/xmlui/bitstream/handle/132.248.52.100/7107/Tesis.pdf?sequence=1>
- Organización Mundial de la Salud. (17 de mayo de 2017). *Enfermedades cardiovasculares*. Obtenido de [http://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](http://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds))
- Payán Somet, F. J. (2017). *Detección de arritmias mediante el análisis de los parámetros de la señal electrocardiográfica y sus componentes*. Sevilla. Obtenido de <http://bibing.us.es/proyectos/abreproy/91194/fichero/Detecci%C3%B3n+de+arritmias+mediante+par%C3%A1metros+de+calidad+de+se%C3%B1al+y+estad%C3%ADsticos+V4.pdf>

- Pérez Castellano, N. (Junio de 2017). *Enfermedades cardiovasculares y arritmias*. Obtenido de <https://fundaciondelcorazon.com/informacion-para-pacientes/enfermedades-cardiovasculares/arritmias.html>
- Pérez Rodas, M. A. (Agosto de 2011). *Diseño e implementación de un electrocardiógrafo portátil y del sistema de procesamiento digital de señales eléctricas del corazón, para monitoreo y análisis médico*. Obtenido de http://biblioteca.usac.edu.gt/tesis/08/08_0283_EO.pdf
- PhysioNet. (2018). *PhysioBank databases with biometric signals* . Obtenido de <https://physionet.org/physiobank/database/>
- PhysioNet. (2018). *Physionet*. Obtenido de <https://physionet.org/>
- PJRC. (2018). *Teensy USB Development Board*. Obtenido de <https://www.pjrc.com/store/teensy32.html>
- Qardiocore. (2018). *Monitor ECG portátil de tipo holter*. Obtenido de <https://www.getqardio.com/es/qardiocore-wearable-ecg-ekg-monitor-iphone/>
- Quintero M. Jorge E., S. M. (12 de 08 de 2012). *Diseño y construcción de un prototipo de electrocardiografía dinámica "Holter"*. Obtenido de <http://oaji.net/articles/2017/5082-1501183770.pdf>
- Red de salud pública de Cuba. (20 de Octubre de 2010). *Las derivaciones del electrocardiograma y su modo de configuración sobre el paciente*. Obtenido de http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/pdvedado/franco_02.pdf
- Robles G, T. (6 de 2 de 2010). *Fisiología Clínica. T.L.C*. Obtenido de <http://fisio4tlcv6.blogspot.com/2010/02/el-sistema-de-conduccion-cardiaco.html>
- Rodríguez Benítez, V., Duque Pérez, Y. H., López Portilla, V., & C. Bárbaro, M. (2015). *Reconocimiento de arritmias cardiacas en base a la detección de intervalos RR*.

- SCA- Sociedad Argentina de Cardiología. (Abril de 2014). *Arritmias ventriculares*. Obtenido de <https://www.sac.org.ar/wp-content/uploads/2014/04/comision-taquicardia-sostenida-arrimias-ventriculares.pdf>
- Sequeira Daza, D. (Noviembre, 2011). *Soledad en adultos mayores y factores de riesgo*. Granada.
- ST Microelectronics. (Enero de 1999). *General purpose quad operational amplifier*. Obtenido de <http://www.alldatasheet.com/datasheet/TL084>
- STMicroelectronics. (2018). *St STM32F4 Discovery tarjeta de muestreo de datos*. Obtenido de http://www.disca.upv.es/aperles/arm_cortex_m3/curset/guia_iniciacion_STM32F4_discovery.pdf
- Subdirección de ingeniería biomédica de Cenetec. (Junio de 2006). *Guía tecnológica del electrocardiógrafo y su correcta configuración y calibración*. Obtenido de http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/biomedica/guias_tecnologicas/17gt_electrocardiografos.pdf
- Texas Instruments. (2018). *Filter pro: filter designer software*. Obtenido de <http://www.ti.com/design-tools/signal-chain-design/webench-filters.html>
- The Scripps research institute. (10 de Julio de 2018). *Wearable ECG monitoring patch can detect atrial fibrillation earlier and more efficiently*. Obtenido de <https://www.wearable-technologies.com/2018/07/wearable-ecg-monitoring-patch-can-detect-atrial-fibrillation-earlier-and-more-efficiently-says-study/>
- Tortora, G. J., & Derrickson, B. (2006). El corazón. En G. J. Tortora, & B. Derrickson, *Principios de anatomía y fisiología* (pág. 774). Madrid - España: Editorial Médica Panamericana.
- Tortora, G. J., & Derrickson, B. (2006). La sangre. En B. D. Gerard J. Tortora, *Principios de anatomía y fisiología* (pág. 732). Madrid- España: Editorial Médica Panamericana.

- Tortora, G. J., & Derrickson, B. (2006). *Principios de anatomía y fisiología*. Madrid - España: Editorial Médica Panamericana.
- Tortora, G. J., & Derrickson, B. (2006). Vasos sanguíneos. En G. J. Tortora, & B. Derrickson, *Principios de anatomía Y fisiología*.
- U.S. Department of Health & Human Services. (27 de Diciembre de 2017). *Heart arrhythmia*. Obtenido de <https://www.nhlbi.nih.gov/health-topics/arrhythmia>
- Ugalde, H., Ugalde, D., & Muñoz, M. (11 de Noviembre de 2010). *Infarto agudo al miocardio en el adulto mayor*. Obtenido de <http://dx.doi.org/10.4067/S0034-98872013001100006>
- Uribe, W., Duque, M., Medina, L. E., Marín, J., Velásquez, J. E., & Aristizábal, J. (s.f.). *Electrocardiografía básica*. Obtenido de <http://www.siacardio.com/wp-content/uploads/2015/01/ECG-Capitulo-1-Conceptos-b-%C3%ADsicos.pdf>
- Zieve, D., Ogilvie, I., & Chen, M. (5 de Mayo de 2016). *Detección de arritmias en base a la estimación del ritmo cardiaco*. Obtenido de <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/007200.htm>