



UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO  
FACULTAD DE INGENIERÍA EN SISTEMAS  
ELECTRÓNICA E INDUSTRIAL  
CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y COMUNICACIONES

**TEMA:**

---

**SISTEMA ELECTRÓNICO PORTABLE DE MONITOREO  
CONTINUO DE SEÑALES CARDIACAS MEDIANTE LA  
TECNOLOGÍA WEARABLES**

---

Trabajo de Graduación. Modalidad: Proyecto de Investigación, presentado previo la obtención del título de Ingeniero en Electrónica y Comunicaciones.

**LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN:** Sistemas de Control

**AUTOR:** Daniel Alejandro Naranjo Moncayo

**TUTOR:** Ing. Edgar Patricio Córdova Córdova Mg.

**Ambato-Ecuador**

**Febrero 2018**

## APROBACIÓN DEL TUTOR

En mi calidad de tutor del Trabajo de Investigación sobre el tema: SISTEMA ELECTRÓNICO PORTABLE DE MONITOREO CONTINUO DE SEÑALES CARDIACAS MEDIANTE LA TECNOLOGÍA WEARABLES, del señor NARANJO MONCAYO DANIEL ALEJANDRO, estudiante de la Carrera de Ingeniería ELECTRÓNICA Y COMUNICACIONES, de la Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial, de la Universidad Técnica de Ambato, considero que el informe investigativo reúne los requisitos suficientes para que continúe con los trámites y consiguiente aprobación de conformidad con el numeral 7.2 de los Lineamientos Generales para la aplicación de Instructivos de las Modalidades de Titulación de las Facultades de la Universidad Técnica de Ambato.

Ambato Febrero, 2018

**EL TUTOR**



---

**Ing. Mg. Edgar Patricio Córdova Córdova**

## AUTORÍA

El presente Proyecto de Investigación titulado: **SISTEMA ELECTRÓNICO PORTABLE DE MONITOREO CONTINUO DE SEÑALES CARDIACAS MEDIANTE LA TECNOLOGÍA WEARABLES**, es absolutamente original, auténtico y personal, en tal virtud, el contenido, efectos legales y académicos que se desprenden del mismo son de exclusiva responsabilidad del autor.

Ambato Febrero, 2018



**Daniel Alejandro Naranjo Moncayo**

CC: 1722630181

## **DERECHOS DE AUTOR**

Autorizo a la Universidad Técnica de Ambato, para que haga uso de este Trabajo de Titulación como un documento disponible para la lectura, consulta y procesos de investigación.

Cedo los derechos de mi Trabajo de Titulación, con fines de difusión pública, además autorizo su reproducción dentro de las regulaciones de la Universidad.

Ambato Febrero, 2018

A handwritten signature in blue ink, written over a horizontal dashed line. The signature is stylized and appears to be 'Daniel Alejandro Naranjo Moncayo'.

**Daniel Alejandro Naranjo Moncayo**

**CC: 1722630181**

## APROBACIÓN DE LA COMISIÓN CALIFICADORA

La Comisión Calificadora del presente trabajo conformada por los señores docentes Ing. Santiago Manzano e Ing. Carlos Gordón, revisó y aprobó el Informe Final del trabajo de graduación titulado " SISTEMA ELECTRÓNICO PORTABLE DE MONITOREO CONTINUO DE SEÑALES CARDIACAS MEDIANTE LA TECNOLOGÍA WEARABLES", presentado por el señor Daniel Alejandro Naranjo Moncayo de acuerdo al numeral 9.1 de los Lineamientos Generales para la aplicación de Instructivos de las Modalidades de Titulación de las Facultades de la Universidad Técnica de Ambato.



-----  
**Ing. Elsa Pilar Urrutia, Mg.**  
**PRESIDENTE DEL TRIBUNAL**



-----  
**Ing. Santiago Manzano**  
**DOCENTE CALIFICADOR**



-----  
**Ing. Carlos Gordón**  
**DOCENTE CALIFICADOR**

## **DEDICATORIA**

El presente trabajo de investigación realizado con mucho esfuerzo lo dedico a mis padres Daniel Naranjo y Ruth Moncayo por estar presentes en todos los momentos importantes de mi vida.

A mi hermano, a mis abuelitos, tíos, amigas y amigos quienes de una u otra manera influyeron de manera positiva sobre mí para poder seguir adelante y lograr alcanzar esta meta.

Daniel Naranjo.

## **AGRADECIMIENTO**

Gracias a la vida, por darme esta oportunidad y alcanzar un peldaño más en mi objetivo profesional. Gracias a mis padres y a mi hermano por nunca dejarme rendir y en los momentos difíciles enseñarme que la familia siempre estará presente para tenderte la mano y no dejarte vencer. Gracias a mi Tutor y a mis amigos, por impartirme sus conocimientos y ayuda en el momento indicado.

Daniel Naranjo.

## ÍNDICE

UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO .....	I
FACULTAD DE INGENIERÍA EN SISTEMAS .....	I
ELECTRÓNICA E INDUSTRIAL.....	I
CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y COMUNICACIONES .....	I
<b>APROBACIÓN DEL TUTOR.....</b>	<b>II</b>
<b>AUTORÍA.....</b>	<b>III</b>
<b>DERECHOS DE AUTOR .....</b>	<b>IV</b>
<b>APROBACIÓN DE LA COMISIÓN CALIFICADORA.....</b>	<b>V</b>
<b>DEDICATORIA.....</b>	<b>VI</b>
<b>AGRADECIMIENTO .....</b>	<b>VII</b>
<b>RESUMEN.....</b>	<b>XIV</b>
<b>ABSTRACT.....</b>	<b>XV</b>
<b>INTRODUCCIÓN .....</b>	<b>XVI</b>
<b>CAPÍTULO I.....</b>	<b>1</b>
<b>EL PROBLEMA .....</b>	<b>1</b>
<b>1.1 TEMA .....</b>	<b>1</b>
<b>1.2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA .....</b>	<b>1</b>
<b>1.3 DELIMITACIÓN .....</b>	<b>2</b>
<b>1.3.1 Delimitación Temporal: .....</b>	<b>3</b>
<b>1.3.2 Delimitación Espacial: .....</b>	<b>3</b>
<b>1.4 JUSTIFICACIÓN .....</b>	<b>3</b>
<b>1.5 OBJETIVOS .....</b>	<b>3</b>
<b>1.5.1 Objetivo General .....</b>	<b>3</b>
<b>1.5.2 Objetivos Específicos.....</b>	<b>3</b>
<b>CAPÍTULO II .....</b>	<b>5</b>
<b>MARCO TEÓRICO .....</b>	<b>5</b>
<b>2.1 ANTECEDENTES INVESTIGATIVOS .....</b>	<b>5</b>
<b>2.2 FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA.....</b>	<b>6</b>
<b>2.2.1 Utilidad del ECG. ....</b>	<b>7</b>
<b>2.2.2 Sistema específico de Conducción.....</b>	<b>7</b>
<b>2.2.3 Fisiología Eléctrica del Corazón.....</b>	<b>8</b>



a) Diagrama Eléctrico Cardíaco.....	9
b) Señal Cardíaca.....	10
c) Ritmo Cardíaco.....	10
d) Partes del ECG. ....	11
e) Onda P.....	11
f) Onda QRS.....	12
g) Tiempo, velocidad y amplitud del ECG. ....	13
2.2.4 Derivaciones Precordiales.....	14
2.2.5 Triángulo de Eithoven.....	14
2.2.6 Adquisición de Señal. ....	16
a) Bioelectrodos.....	16
b) Macroelectrodo de Superficie. ....	17
2.2.7 Amplificadores.....	18
a) Amplificadores Operacionales. ....	18
b) Amplificadores de Instrumentación. ....	19
c) Filtros Electrónicos.....	19
d) Filtros Pasivos.....	20
e) Filtros Activos.....	20
2.2.8 Amplificación y atenuación de ruido.....	21
a) Amplificación.....	21
b) Atenuación de Ruido.....	21
2.2.9 Microcontroladores.....	21
2.2.10 WIFI.....	22
a) Arquitectura lógica Funcional.....	23
2.2.11 IoT.....	24
2.2.12 Servidor Web.....	25
a) Servidor web y aplicaciones.....	26
b) Tecnologías para servidores.....	27
2.2.13 HTML.....	27
<b>CAPÍTULO III.....</b>	<b>28</b>
<b>METODOLOGÍA.....</b>	<b>28</b>
<b>3.1 MODALIDAD DE LA INVESTIGACIÓN.....</b>	<b>28</b>
<b>3.2 RECOLECCIÓN DE INFORMACIÓN.....</b>	<b>28</b>

3.3 POBLACIÓN Y MUESTRA .....	28
3.4 PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DE DATOS .....	29
3.5 DESARROLLO DEL PROYECTO .....	29
<b>CAPÍTULO IV .....</b>	<b>30</b>
<b>PROPUESTA .....</b>	<b>30</b>
4.1 Selección de los dispositivos de adquisición de señales bioeléctricas .....	30
4.2 Selección del microcontrolador para el diseño del prototipo .....	34
4.3 Hardware del Servidor .....	36
4.4 Servidor LAMP .....	38
4.5 Diseño General.....	39
4.5.1 Diagramas de Jerarquización de Procesos.....	39
a) Adquisición de la Señal .....	39
b) Adecuación de la Señal al medio de propagación.....	40
c) Envío y recepción de los datos.....	41
d) Visualización de datos.....	42
4.5.2 Trasmisor y Receptor.....	43
4.6 Servidor Web .....	45
4.7 Resultados .....	45
a) Toma de Muestras .....	45
b) Comparación de resultados .....	48
4.11 Presupuesto de Investigación .....	52
<b>CAPÍTULO V.....</b>	<b>55</b>
<b>CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....</b>	<b>55</b>
5.1 CONCLUSIONES .....	55
5.2 RECOMENDACIONES .....	56
<b>ANEXOS .....</b>	<b>61</b>
<b>Anexo 1: Diagrama de Flujo para el Diseño General del Sistema Portable de Monitoreo.....</b>	<b>61</b>
<b>Anexo 2: Código NodeMCU .....</b>	<b>62</b>
<b>Anexo 3: Código archivo ingreso_datos.php .....</b>	<b>65</b>
<b>Anexo 4: Código archivo petición_datos.php .....</b>	<b>65</b>
<b>Anexo 5: Código archivo monitoreo.html .....</b>	<b>66</b>
<b>Anexo 6: Código Página Principal index.html.....</b>	<b>69</b>

<b>Anexo 7: Sistema electrónico portable para la adquisición de señales cardiacas</b> .....	72
<b>Anexo 8: Diseño del Paquete PCB para el módulo NodeMCU en Proteus</b> .....	72
<b>Anexo 9: Diseño del Paquetes PCB para el módulo AD8232 en Proteus</b> .....	73
<b>Anexo 10: Diseño PCB de la placa Electrónica.</b> .....	73
<b>Anexo 11: Dimensiones de la Placa Electrónica</b> .....	74
<b>Anexo 12: Visualización 3D de la placa</b> .....	74
<b>Anexo 13: Placa electrónica construida</b> .....	74
<b>Anexo 14: Visualización del sistema de monitoreo</b> .....	75
<b>Anexo 15: Examen ECG del paciente Darwin Naranjo</b> .....	75
<b>Anexo 16: Examen ECG de la paciente Ruth Moncayo, Electrocardiógrafo Holter</b> .....	76

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Diagrama Eléctrico del Corazón. [11].....	10
Figura 2: Ritmo Cardíaco. [11].....	11
Figura 3: Conjunto de Ondas Electrocardiográficas. [11] .....	11
Figura 4: Onda P. ....	12
Figura 5: Complejo QRS. [12].....	12
Figura 6: Señal ECG. [7].....	13
Figura 7: Derivaciones Precordiales. [11].....	14
Figura 8: Triangulo de Eithoven. [16] .....	15
Figura 9: Convergencia de las Derivaciones. [16] [15] .....	16
Figura 10: Circuito equivalente a un electrodo de biopotencial. [7].....	17
Figura 11: Circuito Total electrodo de superficie colocado en la piel. [7] .....	18
Figura 12: (a)Estructura superior de sobrero. (b) Corte transversal del electrodo. (c) Electrodo sobre la piel [7].....	18
Figura 13: Amplificador Operacional. [18] .....	18
Figura 14: Circuito Equivalente a un Amplificador de Instrumentación. [18] .....	19
Figura 15: Filtros Pasivos. [20].....	20
Figura 16:Circuito Equivalente a un Filtro Activo. [19].....	21
Figura 17: Arquitectura Microcontrolador. [21] .....	22
Figura 18: Arquitectura lógica Funcional [24].....	23

Figura 19: Arquitectura IoT [26] .....	24
Figura 20: Estructura de un servidor [27] .....	25
Figura 21: Componentes de un Servidor Web [27] .....	26
Figura 22: Arquitectura del servidor Web de Aplicaciones [27] .....	27
Figura 23: Filtro Pasa Alto .....	32
Figura 24: Filtro Pasa Bajo .....	33
Figura 25: Circuito interno AD8232 .....	33
Figura 26: Diagrama Esquemático del Sistema de Monitoreo.....	34
Figura 27: Microcontrolador NodeMCU [34].....	36
Figura 28: Raspberry Pi3 [38].....	38
Figura 29:Esquema pictórico del Diseño General .....	39
Figura 30: Diagrama de Bloques de Adquisición de señales.....	40
Figura 31: Diagrama de Bloques Adecuación de la Señal.....	41
Figura 32: Diagrama de Bloques Envío y Recepción de Datos .....	42
Figura 33: Diagrama de Bloques para la Visualización de Resultado .....	43
Figura 34: Diagrama Pictórico del Transmisor .....	44
Figura 35: Sistema de Adquisición de Datos .....	44
Figura 36: Examen 1. Paciente: Mónica Sánchez.....	46
Figura 37: Examen 2. Paciente: Daniel Naranjo .....	46
Figura 38: Examen 3: Paciente: Darwin Naranjo .....	47
Figura 39: Examen 4: Paciente: Ruth Moncayo .....	47
Figura 40: Examen ECG Darwin Naranjo [Anexo 15].....	49
Figura 41: Examen ECG Ruth Moncayo [Anexo 16].....	51

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: Características de las señales ECG .....	9
Tabla 2: Frecuencias y Velocidad del Estándar IEEE802.11 .....	23
Tabla 3: Comparación de las Características Técnicas de los Amplificadores de Instrumentación. [28] [29] [30].....	31
Tabla 4: Comparación de las Características Técnicas de los Microcontroladores. [31] [32] [33] [36] .....	35

Tabla 5: Comparación de las Características Técnicas de las Minicomputadoras. [35] [36] [37] .....	37
Tabla 6: Calculo de porcentaje de error y error promedio para la comparación en la medición de segmentos. Paciente: Darwin Naranjo.....	49
Tabla 7: Calculo de porcentaje de error y error promedio para la comparación en la medición de amplitud de las ondas electrocardiográficas. Paciente: Darwin Naranjo. ....	50
Tabla 8: Calculo de porcentaje de error y error promedio para la comparación en la medición de segmentos. Paciente: Ruth Moncayo.....	51
Tabla 9: Calculo de porcentaje de error y error promedio para la comparación en la medición de amplitud de las ondas electrocardiográficas. Paciente: Ruth Moncayo.	52
Tabla 10: Presupuesto de Fabricación.....	53

## RESUMEN

El presente proyecto muestra el diseño de una prenda usable para la adquisición de signos cardíacos en tiempo real mediante el uso de amplificadores de instrumentación, los signos obtenidos anteriormente pueden transmitirse de forma inalámbrica mediante la tecnología WIFI que proporciona el módulo NODEMCU. El proceso de tratamiento y visualización de los signos cardíacos se realiza mediante una página web cuyo servidor se encuentra alojado en una Raspberry Pi3, permitiendo observar claramente las ondas P, Q, R, S, T y U que dan forma al examen de Electrocardiografía (ECG), de esta manera se pretende dar una solución eficaz y menos compleja para realizar este tipo de procedimientos médicos. Este sistema ofrece comodidad y movilidad a los pacientes y doctores al momento de realizar un electrocardiograma ya sea en el interior del hospital como en el hogar.

## ABSTRACT

*This project shows the design of a wearable garment for the acquisition of cardiac signs in real time through the use of instrumentation amplifiers, the previously obtained signs can be transmitted wirelessly using the WIFI technology provided by the NODEMCU module. The process of treatment and visualization of cardiac signs is done through a web page whose server is housed in a Raspberry Pi3, allowing to clearly observe the waves P, Q, R, S, T and U that shape the Electrocardiography (ECG) exam, in this way it is intended to provide an effective and less complex solution to perform this type of medical procedures. This system offers comfort and mobility to patients and doctors when performing an electrocardiogram either inside the hospital or at home*

## INTRODUCCIÓN

El presente trabajo de investigación es un aporte para los equipos de monitoreo y diagnóstico médico, se presenta por la necesidad de crear prendas inteligentes que permitan a las personas conocer el estado actual de su salud. Para el desarrollo de esta investigación el documento se divide en varios capítulos los cuales permitirán conocer de manera ordenada, el problema, el estudio del arte, metodología, propuesta, conclusiones y recomendaciones.

El capítulo I identifica el problema y la factibilidad de realización del proyecto, permitiendo plantear el objetivo principal y los objetivos específicos que ayudaran al desarrollo del mismo, el principal objetivo de este capítulo es conocer los beneficios y beneficiarios del proyecto.

El capítulo II permite conocer trabajos similares que se han realizado dentro y fuera del país, conociendo el uso de tecnologías y procesamiento de datos en cada uno de ellos. Este capítulo contiene la fundamentación teórica en la que este proyecto está basado para su realización.

El capítulo III describe la modalidad de la investigación, de qué manera se desarrolló la recolección de información, se analiza la población y muestra que necesita el proyecto para la realización de pruebas finales.

En el capítulo IV se desarrolla la propuesta de solución, sección que permite observar el proceso de selección de dispositivos, equipos electrónicos y tecnologías que se utilizan en el proyecto, se describe paso a paso mediante ayuda de diagramas de flujo los subprocesos que se ejecutan en el funcionamiento del prototipo.

El capítulo V contiene las conclusiones y recomendación obtenidas durante la realización de este proyecto, poniendo en evidencia los datos más relevantes que se tomaron en cuenta en la finalización de este, y las recomendaciones generadas para el buen desarrollo del mismo.



## **CAPÍTULO I**

### **EL PROBLEMA**

#### **1.1 TEMA**

**“SISTEMA ELECTRÓNICO PORTABLE DE MONITOREO CONTINUO DE SEÑALES CARDIACAS MEDIANTE LA TECNOLOGIA WEARABLES”**

#### **1.2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

En 1842 el físico Italiano Carlo Matteucci muestra como la corriente eléctrica acompaña a cada latido cardiaco, esta demostración permitió que varias generaciones de científicos reconocidos en el ámbito de la física, electrónica y medicina empiecen el estudio de la actividad eléctrica que conlleva cada latido del corazón, logrando así observar el comportamiento de este órgano en manera de señales continuas, en 1924 Willen Einthoven gana el premio Nobel por la invención del electrocardiógrafo, dicho dispositivo era la evolución de los Galvanómetros de Desprez y d'Arsonval. [1]

En 1928 la compañía de Frank Sanborn presenta el primer electrocardiógrafo de sobremesa, es decir un electrocardiógrafo completamente portátil el cual fue presentado como evolución de la versión de tubos al vacío presentada por Ernestine y Levine, el mismo que es actualmente utilizado a nivel mundial para la detección de problemas cardiovasculares en las personas. [1] [2]

Según una estadística realizada por el Instituto Nacional de Estadística y Censos (INEC) en el 2010 y publicada en el Diario el Universo, afirman que las enfermedades cardiovasculares ocupan las primeras causas de muerte en el país, produciendo más de 15.000 defunciones al año. El presidente de la Sociedad Ecuatoriana de Cardiología, Carlos Veloz Guzmán, especifica que estas afecciones perjudican al 30% de la población nacional y que, según datos de organizaciones internacionales, 2.800 personas mueren en el mundo por esta causa cada hora. [3]

En el 2014 el INEC reportó un total de 4 430 muertes por enfermedades isquémicas del corazón, mientras que, por insuficiencia cardíaca, los fallecimientos llegaron a 1316. Las arritmias cardíacas sumaron un total de 168 muertes, mientras que los fallecidos por paros cardíacos en ese mismo año fueron 106. Del total de muertes por enfermedades del corazón, que suman casi 12000, el 51,68% de las víctimas son hombres, mientras que el 48,32% restantes son mujeres. [4]

En marzo de 2016, la Organización Panamericana de la Salud (OPS), llevó a cabo un estudio en Ecuador sobre las poblaciones en riesgo de padecer enfermedades cardiovasculares. La encuesta recogió datos de 2 231 personas entre 18 y 69 años. Los resultados fueron arrasadores: Un total del 30% de la población adulta entre 40 y 69 años corre riesgo de padecer alguna enfermedad asociada con el mal funcionamiento del sistema cardíaco. [4]

La crisis económica y la falta de empresas desarrolladoras de tecnología médica en el Ecuador crea la necesidad de importación de equipos de electrocardiografía, lastimosamente el costo de los mismos es elevado, por tanto, solo cierto hospitales y clínicas privadas tienen acceso a la compra de estos.

Como consecuencia gran parte de los pacientes no tienen un tratamiento oportuno, ya que no se podrá llevar un control continuo a las posibles afecciones cardíacas que dichas personas las padecen.

Los centros de salud clasificados como el primer nivel de atención médica, no poseen una unidad de cardiología dentro de sus instalaciones, pese a que en el Nuevo Manual de Atención (MAIS) explica que los centros de salud de primer nivel están orientados a la atención oportuna y a la prevención de enfermedades. [5] Uno de los factores determinantes para que no exista este tipo de unidades es el precio adquisitivo de los equipos de cardiología, así también como la falta de conocimientos del personal para el manejo de equipos médicos de cardiología.

### **1.3 DELIMITACIÓN**

**Área Académica:** Física y Electrónica.

**Líneas de investigación:** Sistemas de Control.

**Sublínea de investigación:** Sistemas Embebidos.

### **1.3.1 Delimitación Temporal:**

La presente investigación se desarrolló en el periodo: Abril 2017 – Febrero 2018 de acuerdo a lo establecido en el Reglamento de graduación para obtener el título terminal de tercer nivel de la Universidad Técnica de Ambato.

### **1.3.2 Delimitación Espacial:**

El presente proyecto se realizó en la Facultad de Ingeniería en Sistemas Electrónica e Industrial de la Universidad Técnica de Ambato.

## **1.4 JUSTIFICACIÓN**

El diseño del sistema inalámbrico de monitoreo continuo para señales cardíacas permite el seguimiento a pacientes que potencialmente tengan una afección cardíaca grave, es decir pacientes con alto riesgo de sufrir algún tipo de ataque cardíaco. Gracias a este sistema de monitoreo también se puede dar un tratamiento preventivo a todo aquel paciente que presente algún tipo de descompensación producida por algún tipo de enfermedad cardíaca no detectada anteriormente.

Todas las personas que son diagnosticadas con una afección cardíaca necesitan un monitoreo continuo de la actividad de su corazón, es necesario también el uso de equipos de electrocardiografía en centros de salud pública, ya que estos se enfatizan en la prevención de enfermedades y corresponden al primer nivel de atención según el Nuevo Modelo de Atención (MAIS), este dispositivo permite la rápida asistencia en caso de que un paciente presente algún tipo de descompensación en las instalaciones del centro de salud, de esta manera los pacientes con afecciones cardíacas, familiares y personal tratante serán beneficiarios directos de este sistema.

## **1.5 OBJETIVOS**

### **1.5.1 Objetivo General**

Implementar un sistema electrónico portable de monitoreo continuo de señales cardíacas mediante tecnología wearables.

### **1.5.2 Objetivos Específicos**

- Analizar el comportamiento eléctrico del corazón humano
- Analizar los sistemas electrónicos para la adquisición de señales cardiacas.
- Diseñar el sistema de recepción de las señales obtenidas del corazón.

## **CAPÍTULO II**

### **MARCO TEÓRICO**

#### **2.1 ANTECEDENTES INVESTIGATIVOS**

Para el presente trabajo de investigación se buscaron fuentes de información como tesis y papers, que contengan una temática similar a la de este proyecto y los cuales sirvan como referencia investigativa.

Alex Culcay y Mario Molina en su investigación e implementación de un electrocardiógrafo ambulatorio utilizan tecnologías inalámbricas como Bluetooth y GSM para él envío de las señales cardiacas al dispositivo móvil (Smartphone), dichas señales son previamente capturadas por medio de un electrodo situado en el pecho del paciente. De esta manera se pretende que las personas que poseen un Smartphone puedan visualizar la actividad de su corazón y en caso de existir alguna anomalía en sus signos cardiacos en minutos podrían llegar a tener un diagnóstico confiable y acertado por parte de un médico especialista. Actualmente para realizarse un examen de este tipo hay que coordinar una previa cita con el especialista, acudir hasta su consultorio o centro médico, una vez allí se realiza el examen en presencia del especialista y en ocasiones de su enfermera quien se encarga de las conexiones del equipo, demandando un excesivo gasto de tiempo para un diagnóstico temprano. [6]

El señor Marlon Pérez en su proyecto de investigación para el diseño e implantación de un electrocardiógrafo portátil y del sistema de procesamiento digital de señales eléctricas del corazón para monitoreo y análisis médico. Utiliza tecnología inalámbrica WIFI puesto que la misma representa un costo mucho más barato, y permite además él envío la información adquirida de los electrodos a una red LAN, en donde existe un computador conectado a la misma red y el cual se encarga del procesamiento de las señales mediante el software OCTAVE, permitiendo así dar movilidad al paciente. En

la medicina también se ha hecho conveniente y necesario este tipo de tecnología y en el caso particular de la cardiología, el monitorear a un paciente siempre, por largos períodos de tiempo, en reposo y en movimiento, denota gran importancia. [7]

Pedro Arz y Gustavo Sánchez en su trabajo de investigación electrocardiografía inalámbrica con visualización en el computador personal menciona que el estilo de vida no saludable y los malos hábitos de las personas las predisponen a diversas enfermedades de preocupación mundial, tales como las de origen cardiovascular, por tal motivo se desarrolla un prototipo que permita obtener las señales cardiacas y las mismas puedan ser transmitidas de forma inalámbrica hasta un computador donde se encuentra el software procesador de las señales. La comunicación inalámbrica se realizó mediante Radio Frecuencia con la ayuda de los integrados TXM-433-LR y RXM-433-LR, y el procesamiento de imágenes se llevó a cabo en LabVIEW. Este sistema permite monitorear de forma periódica el electrocardiograma o ECG de los pacientes. [8]

Según Carlos Alva, Wilfrido Reaño, Joel Castillo en su Diseño y Construcción de un Electrocardiógrafo de bajo costo manifiestan que el electrocardiograma llamado también ECG, es un método tradicional establecido de manera definitiva en la electrografía actual como un método de diagnóstico muy valioso. El prototipo desarrollado adquiere las señales cardiacas mediante los electrodos conectados en el cuerpo del paciente, dichas señales son enviadas por medio de cable coaxial a la computadora en donde el procesamiento de la señal se realizó el MATLAB. [9]

Ernesto Espinoza en su trabajo de investigación Remote Monitoring of Biomedical Signals Through a LAN Network plantea a la implementación del electrocardiógrafo el cual permite la adquisición de señales biomédicas a través de una tarjeta de adquisición de datos (DAQ NI), la cual estará conectada a un computador donde se encontrara el software de procesamiento digital de señales, para su análisis y visualización se levantó un servidor Web en GNU y una base de datos MySQL, de esta manera se puede ver las gráficas de la señal a través de una página web. [10]

## **2.2 FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA.**

Este apartado del proyecto de investigación fundamenta de forma teórica el contenido científico de la propuesta.

### **2.2.1 Utilidad del ECG.**

El diagnóstico clínico depende, en su gran mayoría de la historia clínica del paciente y en menor medida, de la auscultación física. El ECG puede proporcionar datos para respaldar un diagnóstico, además de ser crucial para el tratamiento del paciente, sin embargo, el ECG se debe considerar como una herramienta y no como un fin para el diagnóstico médico. [11]

Este permite conocer eventos suscitados anteriormente en el corazón; es decir el ECG es un registro de hechos pasados y actuales, a los cuales el médico tratante tiene acceso. Generalmente existen varios casos en los que un registro ECG muestra ondas irregulares por sucesos pasados, los más conocidos son: infarto del miocardio y enfermedades genéticas; las que se caracterizan por deformar los segmentos ST y U respectivamente, estas deformaciones son conocidas como corriente de lesión. Dicha corriente de lesión se debe a la falta de conductividad eléctrica en la zona lesionada del corazón. [12] [13]

El ECG es esencial para el diagnóstico y tratamiento de enfermedades cardíacas, tales como arritmias cardíacas, dolor torácico, disnea e infarto del miocardio. [11]

### **2.2.2 Sistema específico de Conducción.**

Las células miocárdicas son células musculares estriadas compuestas por filamentos de actina y miosina. Están rodeadas por una membrana llamada sarcolema, la cual en sus extremos se engruesa sirviendo de punto de unión de dos células miocárdicas. Estos puntos de unión se conocen por el nombre de discos intercalares, que tienen una baja impedancia eléctrica y, por lo tanto, una gran capacidad para la conducción del estímulo eléctrico de una célula miocárdica a otra. El hecho de que el impulso eléctrico pueda ser transmitido intercelularmente explica que el músculo cardíaco funcione como un sincitio. Existen dos sincitios, uno en el área atrial y otro en la ventricular, unidos ambos por un cuerpo fibroso central denominado unión atrioventricular. [12]

Para que el corazón se contraiga como una bomba necesita que le llegue un estímulo, por ello, es preciso un sistema de producción de estímulos, es decir, un sistema con capacidad de automatismo y un sistema de conducción de estos estímulos, El conjunto

de estos dos sistemas es lo que se conoce como sistema específico de conducción. [12]

### **2.2.3 Fisiología Eléctrica del Corazón.**

El corazón es el órgano más importante del cuerpo humano, por lo que se necesita monitorearlo de una manera continua para prevenir y tratar cualquier tipo de patología, las enfermedades cardiacas son la principal causa de muerte a nivel mundial según la OMS con un total de 7.4 millones muertes anuales, mientras que en nuestro país según el INEC se registran 12000 muertes anuales por enfermedades cardiacas. [4]

Los órganos del cuerpo humano generan ciertos niveles eléctricos los cuales pueden ser medidos por los equipos médicos y ayudan a generar un diagnóstico médico para indicar la patología del paciente.

Según la anatomía del corazón este se puede dividir en cuatro cámaras: Aurícula izquierda, Aurícula derecha, Ventrículo derecho y Ventrículo izquierdo, mientras que desde el punto eléctrico el corazón solo se divide en dos partes aurícula izquierda y aurícula derecha, teniendo en cuenta que la contracción (sístole) y relajación (diástole), logran que en conjunto las dos aurículas y los dos ventrículos funcionen al mismo tiempo. [11]

Este mecanismo de función permite la generación de energía en el corazón, el cual empezara siempre por la aurícula derecha, específicamente por nódulo sinoauricular, viajando por el haz de His y terminando en la aurícula derecha, esta actividad eléctrica generada en el interior del corazón puede ser registrada mediante un análisis de electrocardiografía (ECG), donde gráficamente se representan las señales emitidas por el corazón, dichas señales ayudan a los profesionales médicos para determinar qué tipo de patología presenta el corazón. [11]

Las señales emitidas por el corazón y registradas por el ECG tienen una particularidad de Tiempo y Amplitud, esto se debe a que el examen se compone de 6 ondas denominadas PQRST y U, cada una de estas ondas representa una determinada parte de funcionamiento del corazón, cualquier tipo de anormalidad en amplitud, velocidad y distancia que aparezca en el ECG ayudara al médico a generar un reporte de terminado. [11]



### El ECG muestra los siguientes valores

Tabla 1: Características de las señales ECG

ONDA	VOLTAJE (mV)	Tiempo (s)	EVENTO
P	0.1 – 0.3	0.07 – 0.11	Despolarización Auricular
Q	0.3	0.010 – 0.020	Despolarización Ventricular (Deflexión negativa)
R	0.20-0.25		Despolarización Ventricular (Deflexión positiva)
S	0.16		Despolarización (Segunda Deflexión negativa)

#### a) Diagrama Eléctrico Cardíaco.

La descarga eléctrica necesaria para cada ciclo cardíaco suele iniciarse en un área especial de la aurícula derecha denominada nódulo sinoauricular (SA). A continuación, la despolarización se propaga por las fibras del músculo auricular. Existe un retraso mientras la despolarización se propaga por otra área especial de la aurícula, el nódulo auriculoventricular (AV). Después, la descarga eléctrica viaja muy deprisa por el tejido de conducción especializado, denominado haz de His, que se divide en el tabique interventricular en dos ramas, izquierda y derecha. La rama izquierda del haz se divide a su vez en dos. En el interior de la masa del músculo ventricular, la conducción se propaga un poco más despacio, por un tejido especializado denominado fibras de Purkinje. [11]

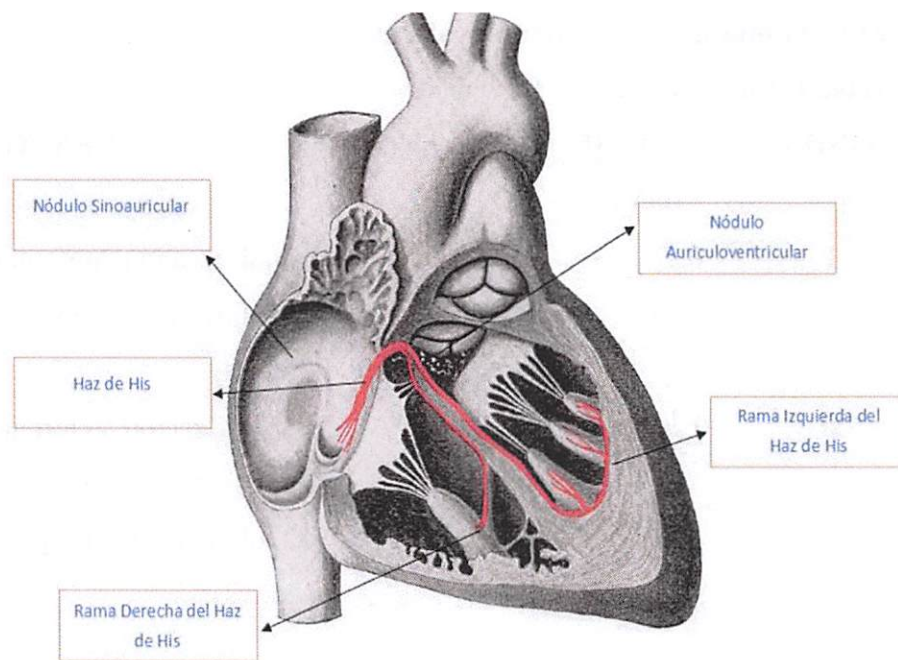


Figura 1: Diagrama Eléctrico del Corazón. [11]

### b) Señal Cardíaca.

La actividad de bombeo del corazón proviene de un sistema intrínseco de conducción eléctrica que consiste en la conjunción de varias ondas representadas en un único esfuerzo muscular. El impulso eléctrico que se genera viaja a través de una pequeña masa de tejido especializado localizada en el atrio derecho del corazón. A continuación, el impulso eléctrico viajara hasta el nódulo atrioventricular, donde se retrasan los impulsos durante un breve instante. [13]

La capacidad que posee el corazón para generar un impulso eléctrico reside en las células que lo forman, llamadas miocardiocitos son autoexcitables, lo que significa que no requieren la presencia de un estímulo eléctrico externo para generar respuestas contráctiles y rítmicas lo cual les permite mantener una frecuencia de contracción baja suficiente para mantener la actividad de bombeo sin detenerse. [11]

### c) Ritmo Cardíaco.

La activación eléctrica del corazón puede comenzar en ocasiones en zonas distintas al nódulo SA. La palabra ritmo se usa para referirse a la parte del corazón que controla

la secuencia de activación el ritmo cardiaco normal, en la que la activación eléctrica comienza en nódulo SA se denomina ritmo sinusal. [11]

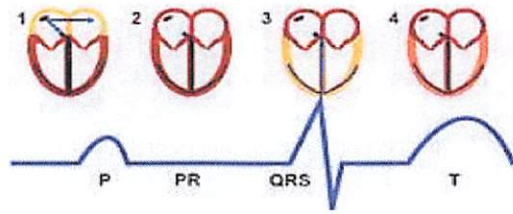


Figura 2: Ritmo Cardiaco. [11]

#### d) Partes del ECG.

El electrocardiograma no es más que un conjunto de ondas que Eithoven denominó P, Q, R, S, T y U de acuerdo con la secuencia con que estas se inscriben en el tiempo. La onda P representa la despolarización de los atrios, el complejo QRS, la despolarización de los ventrículos, y la onda T, la repolarización de los ventrículos. La repolarización atrial no tiene expresión en el electrocardiograma; ocupa parte del segmento PR y del complejo QRS, quedando enmascarada por la gran magnitud del voltaje de los complejos QRS. [11]

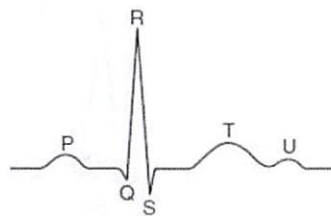
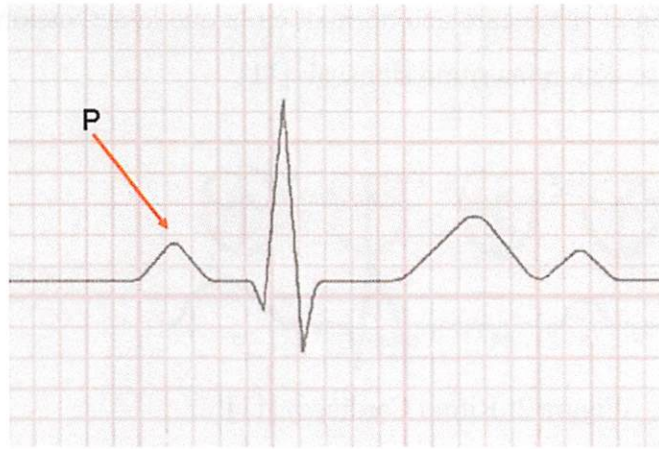


Figura 3: Conjunto de Ondas Electrocardiográficas. [11]

#### e) Onda P.

Esta onda es el resultado de la despolarización de los atrios. Tiene una morfología redondeada, con una duración máxima de 0.10s y un voltaje máximo de 0.25mV. Esta onda es prácticamente positiva en todas las derivaciones salvo en la derivación aVR del plano frontal. [12]



ENDARA CAMACHO DAYSI

GABRIELA, con C.I. 180364222-0

Figura 4: Onda P.

**f) Onda QRS.**

Este complejo es un conjunto de ondas que representan la despolarización de los ventrículos. La duración del complejo oscila entre 0.06 y 0.10 segundos. Este complejo tiene diferentes morfologías y puede ser predominante positivo, negativo o bifásico, con una porción positiva y otra negativa. De acuerdo con la morfología del complejo este recibirá una serie de letras según unas reglas preestablecidas. [12]

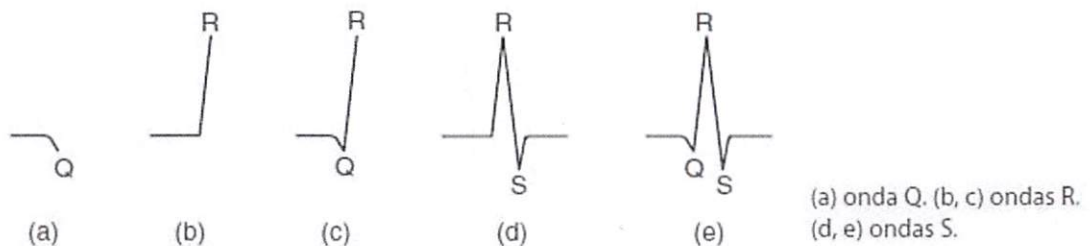


Figura 5: Complejo QRS. [12]

- La primera onda positiva que aparece en el complejo se llama R. [11]
- La primera onda negativa que aparece en el complejo y que precede a una onda R se denomina Q. [11]
- La segunda onda negativa que aparece en el complejo y que, por lo tanto, se inscribe después de la onda R se llama S. [11]
- Cualquier onda totalmente negativa en el electrocardiograma se llama QS. [11]
- La onda U que se muestra en el aspecto normal del ECG, tiene un origen

incierto, aunque puede representar la repolarización de los músculos papilares, si una onda U sigue a una onda T de forma normal, se puede asumir que es normal. Si sigue a una onda T aplanada, puede que sea un problema patológico. [11]

### g) Tiempo, velocidad y amplitud del ECG.

Los aparatos de ECG registran los cambios de la actividad eléctrica dibujando un trazado en una banda de papel en movimiento. Dichos aparatos tienen una velocidad de avance de 25mm/seg y utilizan un papel con una cuadrícula de tamaño estándar. Cada cuadrado grande representa 0.2 segundos. Por tanto, hay cinco cuadrados grandes por segundo y 300 por minuto. De este modo, un fenómeno ECG, como un complejo QRS, que se produzca una vez cada cuadrado grande tiene una frecuencia de 300lpm (latido por minuto) [11], el pico QRS es aproximadamente de 1mV de amplitud. El intervalo PR y el segmento ST son ventanas significantes de tiempo para analizar. [7] La onda P Es el primer componente de un ECG normal y se produce cuando se polarizan y despolarizan ambas aurículas e indica que el impulso se originó en el Nódulo Sinoauricular. Su amplitud no debe ser mayor a 0.25mV y dura entre 0.06 a 0.11 segundos y debe ser cóncava hacia abajo. [7]

El intervalo PR representa la activada desde el inicio de la despolarización auricular, hasta el inicio de despolarización ventricular. Su duración es de 0.12 a 0.20 segundos.

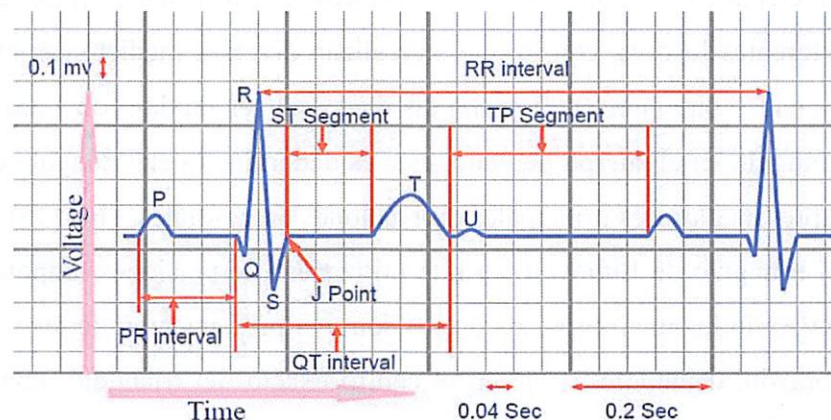


Figura 6: Señal ECG. [7]

#### 2.2.4 Derivaciones Precordiales.

El ECG compara la actividad eléctrica del corazón que se detecta en los distintos electrodos, de modo que se obtiene una imagen eléctrica denominada “Derivación”. Las diferentes comparaciones miran al corazón desde distintas direcciones. Cada derivación ofrece una vista distinta de la actividad eléctrica del corazón y por tanto un patrón ECG distinto. [11]

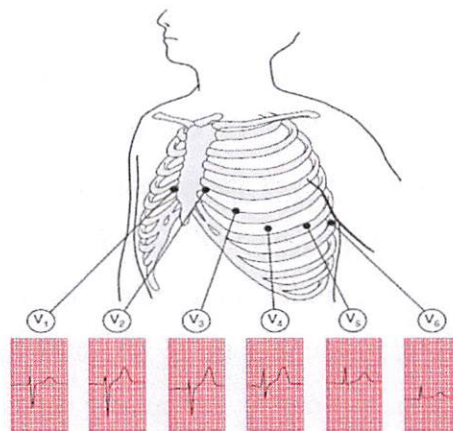


Figura 7: Derivaciones Precordiales. [11]

#### 2.2.5 Triángulo de Eithoven.

El electrocardiógrafo mide los vectores de electrodos exploradores colocados en diferentes lugares, con lo que se realizan diversas mediciones, existen derivaciones llamadas bipolares (I, II y III) las cuales al ser unidas con líneas rectas forman un triángulo en el cuerpo humano, este es denominado el Triángulo de Eithoven el cual representa las tres principales derivaciones precordiales. [14] [15] [16]

El triángulo de Eithoven permite utilizar las derivaciones unipolares (AVR, AVL y AVF) de los miembros, las cuales son una prolongación de las raíces terminales del corazón, dejándolo a este en el centro exacto del triángulo, una vez conocidos las derivaciones unipolares que se van a utilizar se puede utilizar la ley de Eithoven.

$$D1 = VL - VR \quad (1)$$

$$D2 = VF - VR \quad (2)$$

$$D3 = VF - VL \quad (3)$$

### Ejemplo de la Ley de Eithoven

$$D1 + D3 = VL - VR + VF - VL$$

$$D1 + D3 = VF - VR$$

$$D1 + D3 = D2$$

De esta manera obtenemos D1, D2 y D3 que son derivaciones dipolares y permitirá conocer la diferencia de potencial que va a existir en cada uno de los electrodos colocados en él cuerpo. [15] [16] [17]

- Derivación I: El electrodo del brazo izquierdo constituye el polo positivo y el electrodo del brazo derecho al polo negativo.
- Derivación II: Electrodo colocado en la pierna izquierda como polo positivo y el electrodo del brazo derecho como polo negativo.
- Derivación III: El electrodo del brazo izquierdo como negativo y el de la pierna izquierda como positivo. [16]

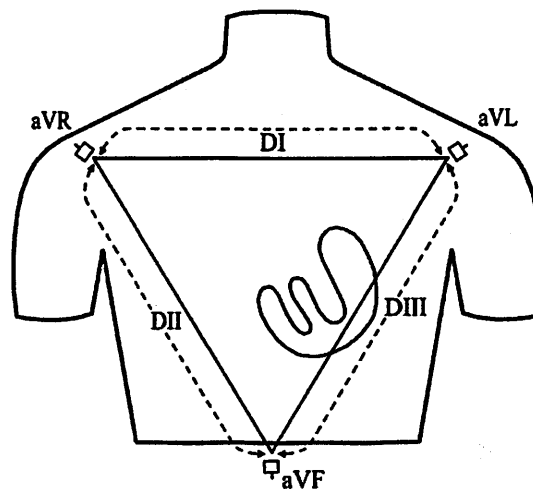


Figura 8: Triángulo de Eithoven. [16]

Estas 3 derivaciones convergen para cruzarse en un punto centro y formando 6 ángulos de 60o mismos que rellenos crearon una terminal central. [16]

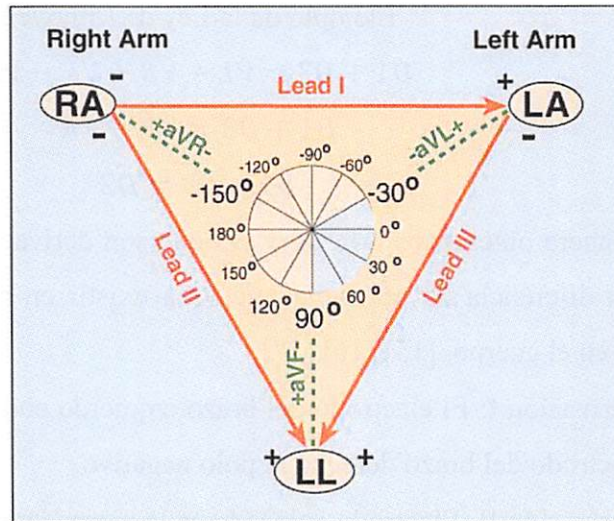


Figura 9: Convergencia de las Derivaciones. [16] [15]

### 2.2.6 Adquisición de Señal.

Los equipos médicos de diagnósticos son de gran variedad, ya que se usan diferentes técnicas para poder identificar o conocer el funcionamiento o estado del cuerpo humano de una manera gráfica, por tal motivo existen varios tipos de exámenes como: Rayos X, Tomografías, Ecos, Electromiografías, Electrocardiografías, etc.

Un electromiógrafo y un electrocardiógrafo utilizan bioelectrodos para captar y enviar las señales emitidas en el cuerpo, el electromiógrafo es usado para conocer a fondo el tiempo de respuesta de los músculos cuando estos son sometidos a pequeñas señales eléctricas a una determinada frecuencia, es decir un electromiógrafo envía y capta señales. Un electrocardiógrafo solamente recibe las señales eléctricas del cuerpo.

La mayoría de los instrumentos biomédicos son dispositivos electrónicos y por tanto para conocer los parámetros que se desean medir es necesario tener una señal eléctrica de entrada. La obtención de señales corporales se las realiza mediante un transductor el cual permite transformar un biopotencial (estímulo o parámetro no eléctrico) en señal eléctrica. [17]

#### a) Bioelectrodos.

Los bioelectrodos son una clase de sensores que convierten la conducción iónica a conducción electrónica, de tal forma que la señal pueda ser procesada en circuitos electrónicos. [17]



Los bioelectrodos se utilizan frecuentemente en el área médica para la adquisición de diferentes señales bioeléctricas clínicamente significativas, tales como electrocardiogramas, electroencefalogramas y electromiografías. La obtención de señales generadas por el cuerpo humano se puede adquirir de las siguientes maneras:

- Macroelectrodo de superficie.
- Macroelectrodo Interno (indwelling).
- Microelectrodos. [17]

### b) Macroelectrodo de Superficie.

El electrodo de superficie permite la interacción entre las señales generadas por el cuerpo y el instrumentó de medición. [7]

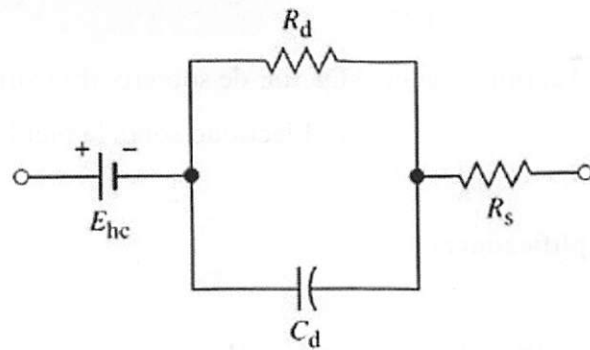


Figura 10: Circuito equivalente a un electrodo de biopotencial. [7]

La figura 10 muestra el circuito electrónico de un electrodo de biopotencial en contacto con un electrolito Ehc quien tiene el potencial de media Célula, Rd y Cd son la impedancia asociada con la interfaz electrodo – electrolito y los efectos de polarización, y Rs es la resistencia en serie asociada con los efectos de interface y debido a la resistencia en el electrolito. [7]

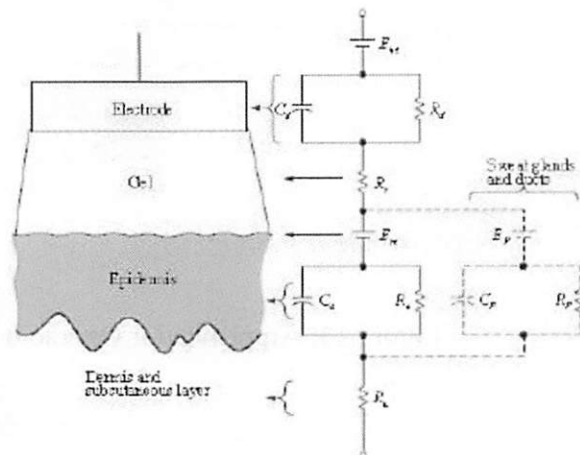


Figura 11: Circuito Total electrodo de superficie colocado en la piel. [7]

A continuación, se indica un ejemplo de un electrodo flotante de metal de superficie de cuerpo, este tipo de electrodo es utilizado en electrocardiógrafos de monitoreo y en su diseño de fabrica es relleno con gel electrolítico. [7]

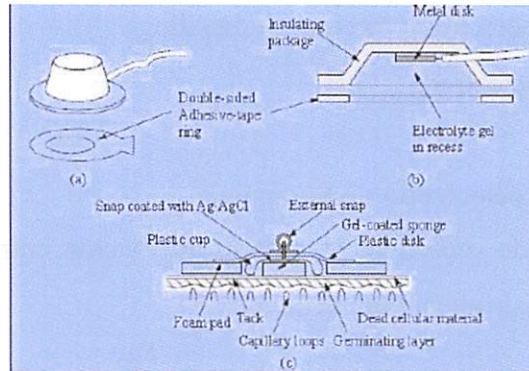


Figura 12: (a)Estructura superior de sombrero. (b) Corte transversal del electrodo.  
(c) Electrodo sobre la piel [7].

### 2.2.7 Amplificadores.

#### a) Amplificadores Operacionales.

Un amplificador operacional es un amplificador de muy alta ganancia que tiene una impedancia de entrada muy alta y una impedancia de salida baja. El circuito básico se construye utilizando un amplificador diferencial de dos entradas y por lo menos una salida. La entrada (+) produce una salida que está en fase con la señal aplicada, en tanto que la entrada (-) produce una salida de polaridad opuesta.

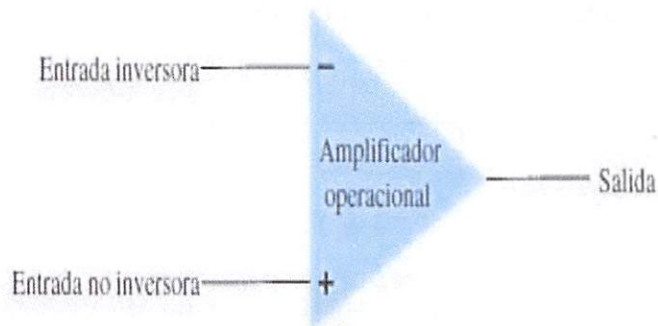


Figura 13: Amplificador Operacional. [18]

### b) Amplificadores de Instrumentación.

El amplificador de instrumentación es un amplificador diferencial tensión-tensión cuya ganancia puede establecerse de forma muy precisa y que ha sido optimizado para que opere de acuerdo a su propia especificación aun en un entorno hostil. Es un elemento esencial de los sistemas de medida, proveen la alta impedancia buscada en los amplificadores de instrumentación, así se elimina el estricto requerimiento de tener iguales impedancias en cada entrada. [7] [18]

Los amplificadores de instrumentación deben cumplir las siguientes características:

- Ganancias: seleccionable, estable, lineal.
- Entrada diferencial: con CMRR alto.
- Error despreciable debido a las corrientes y tensiones de offset.
- Impedancia de entrada alta
- Impedancia de salida baja (Amplificadores instrumentación)

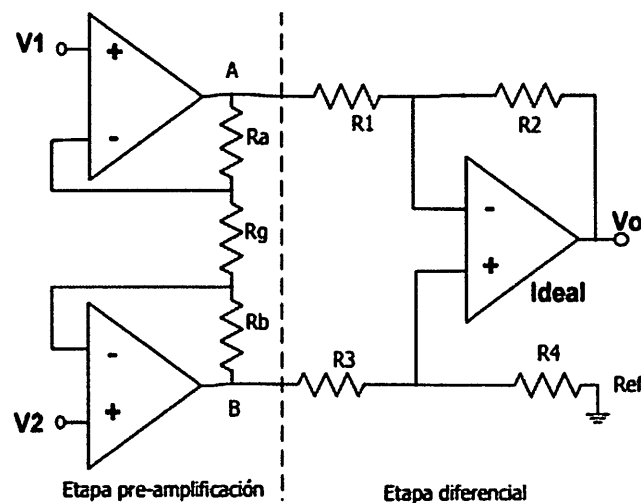


Figura 14: Circuito Equivalente a un Amplificador de Instrumentación. [18]

### c) Filtros Electrónicos

Un filtro electrónico es un sistema que tiene como función manipular y modificar el espectro de frecuencia de la señal de entrada para obtener en la salida la función que se requiera aplicar a los diferentes sistemas. [19]

Las señales biomédicas que se requieren analizar en un ECG están expuestas a

diferentes tipos de ruidos o señales indeseadas como son las principales de 60Hz correspondiente a la red eléctrica y frecuencias que generan los músculos al momento de contraerse y dejar su estado de reposo, la eliminación de dichas señales indeseadas se realizada mediante el diseño de filtros. [19]

#### d) Filtros Pasivos

Aquellos circuitos que utilizan capacitores, inductores y resistencias, la ventaja de estos filtros es la baja sensibilidad y su poca disipación de energía. [19]

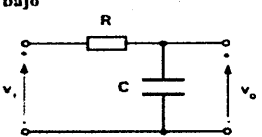
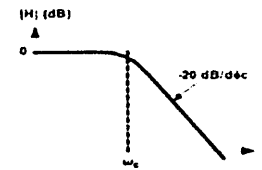
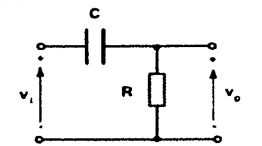
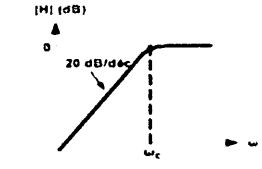
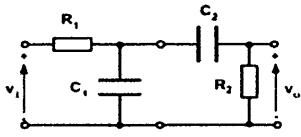
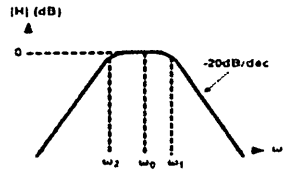
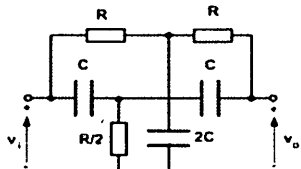
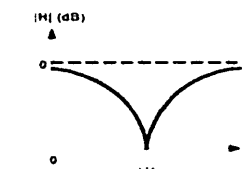
Tipo de filtro	Respuesta frecuencia	Relaciones de Interés
<b>Paso bajo</b> 		$H(j\omega) = \frac{1}{1 + j\omega RC}$ <p>Frecuencia de corte: <math>f_c = 1/2\pi RC</math>  <math>\omega_c = 2\pi f_c</math>                      Frecuencia de corte de n etapas iguales en cascada y aisladas:  <math>f_c^n = f_c \sqrt{2^{1/n} - 1}</math></p>
<b>Paso alto</b> 		$H(j\omega) = \frac{j\omega RC}{1 + j\omega RC}$ <p>Frecuencia de corte: <math>f_c = 1/2\pi RC</math>  <math>\omega_c = 2\pi f_c</math>                      Frecuencia de corte de n etapas iguales en cascada y aisladas:  <math>f_c^n = f_c \sqrt{2^{1/n} - 1}</math></p>
<b>Paso banda</b> 		$H(j\omega) = \frac{j\omega \tau_2}{1 + j\omega(\tau_1 + \tau_2 + a\tau_2) - \omega^2 \tau_1 \tau_2}$ <p><math>\tau_1 = R_1 C_1</math>; <math>\tau_2 = R_2 C_2</math>; <math>a = R_1/R_2</math>  <math>\omega_1 = 1/\tau_1</math>; <math>\omega_2 = 1/\tau_2</math>                      Pulsación central: <math>\omega_0 = \sqrt{\omega_1 \omega_2}</math></p>
<b>Rechazo de banda</b> 		$H(j\omega) = \frac{j\beta}{4 + j\beta}$ <p><math>\beta = \omega \omega_0 = \omega_0 RC</math>                      Pulsación central: <math>\omega_0 = 1/RC</math></p>

Figura 15: Filtros Pasivos. [20]

#### e) Filtros Activos

Los filtros activos son circuitos electrónicos diseñados con amplificadores operaciones. La ventaja de diseñar este tipo de filtros es la eliminación de inductancias, ya que reduce tanto en tamaño como en costo. [19]

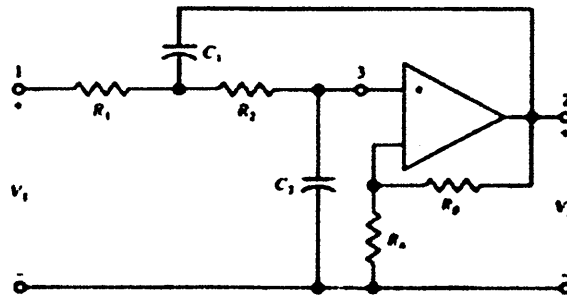


Figura 16:Circuito Equivalente a un Filtro Activo. [19]

### 2.2.8 Amplificación y atenuación de ruido.

#### a) Amplificación

El corazón genera 1mV como máximo de amplitud en el complejo QRS, específicamente en la onda R, para poder procesar las señales recolectadas por los macroelectrodos es necesario amplificarlas a un nivel de voltaje que pueda ser leído por nuestro microcontrolador.

#### b) Atenuación de Ruido

El examen ECG puede presentar ondas extrañas y esto se debe a varios factores que generan señales parasitas (ruido) tales como, fuente de voltaje alterno, cables, vellosidad y muscular. En el diseño wearable se atenúa la señal generada por el movimiento muscular, debido a que este ruido es el que más influye en el examen, las otras fuentes generadoras son descartadas, debido al reemplazo de los cables y de la fuente alterna. Estos elementos serán reemplazados por hilo conductor y baterías las cuales son usados en la construcción de wearables.

Las frecuencias generadas en el cuerpo humano para el examen ECG se encuentran en el rango de 0.5Hz a 150Hz, todas aquellas frecuencias que estén por debajo o por encima de dicho rango deben ser atenuadas casi en su totalidad, para poder eliminar estas frecuencias parasitas que se introducen en el examen es necesario el uso de filtros pasa bajo y pasa alto.

### 2.2.9 Microcontroladores

Los microcontroladores se encuentran presentes en diversos equipos electrónicos que empleamos en nuestra vida cotidiana, existiendo una gran variedad de modelos

existentes ya sea por sus características de funcionamiento o por el fabricante, en la actualidad existen muchos fabricantes de microcontroladores como son: Microchip, Texas Instruments, Atmel, Analog Devices, Intel, Motorola, Arduino. [21] [22]

Un microcontrolador combina los recursos fundamentales disponibles en un microcomputador, es decir, la unidad central de procesamiento (“CPU”), la memoria y los recursos de entrada y salida, en un único circuito integrado. [21] [22]

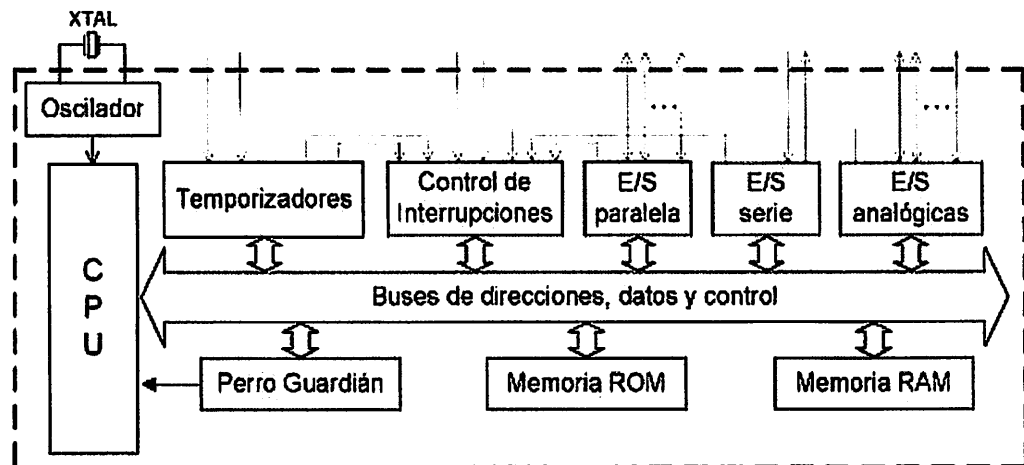


Figura 17: Arquitectura Microcontrolador. [21]

Las escalas de integración permitieron unir varios elementos electrónicos en un solo Circuito integrado de propósito general. Los microcontroladores pueden ser divididos en familias dependiendo su estructura y característica de procesamiento.

### 2.2.10 WIFI

WIFI es la abreviatura de la expresión inglesa “Wireless Fidelity” (Fidelidad Inalámbrica), esta tecnología permite la creación de redes WLAN, dicha tecnología aparece como una solución para normalizar o estandarizar un protocolo de comunicación inalámbrica. [23] [24]

Inicialmente WIFI era utilizada para los dispositivos que soportaban el estándar de comunicación IEEE 802.11b, que funciona en una banda de frecuencias de 2,4 GHz y permite la transmisión de datos a una velocidad de hasta 11Mbps. Con el fin de evitar confusiones en la compatibilidad de los aparatos provistos con tecnología de la familia IEEE 802.11 – 802.11a – 802.11b – 802.11g. [23]

El protocolo IEEE 802.11 ha permitido la estandarización de las redes WLAN

consiguiendo desvincularse de tecnologías propietarias con productos de mayores prestaciones y a un precio mucho más ajustado. [24]

### a) Arquitectura lógica Funcional



Figura 18: Arquitectura lógica Funcional [24]

El sistema WIFI se divide en celdas o células denominadas BSS (“Basic Service Set”), los cuales están formados por nodos, fijos o móviles. Cada BSS es gobernada por un Punto de Acceso (“AP”), definiéndole como una estación base provista de acceso al Sistema de Distribución (“DS”), capaz de proveer a las estaciones de los servicios de este. [24]

El estándar IEEE 802.11 el cual está formado por una serie de subestándares, es el que nos detalla las especificaciones técnicas que utilizan los equipos terminales para establecer una conexión WIFI.

Tabla 2: Frecuencias y Velocidad del Estándar IEEE802.11

ESTANDAR	FRECUENCIA	VELOCIDAD
<b>802.11 b</b>	2.4GHz	11Mbps
<b>802.11 a</b>	5GHz	54Mbps
<b>802.11 g</b>	2.4GHz	54Mbps
<b>802.11 n</b>	2.4GHz – 5GHz	300Mbps
<b>802.11 ac</b>	5GHz	1300Mbps

Elaborado por: Investigador.

### 2.2.11 IoT

El término IoT (“Internet of Things”) internet de las cosas se refiere a escenarios en la que la capacidad de cómputo y la conectividad con la red pueden extenderse a objetos, sensores y artículos que son de uso diario, permitiendo que estos dispositivos generen, intercambien y consuman datos sin la necesidad de la intervención humana de manera continua. IoT representa la convergencia de una variedad de tendencias en las áreas de la computación y la conectividad, esto se basa a la unión de tecnologías web que facilitan las interacciones entre las personas y el contenido que muestra. Actualmente este término se puede implementar en varios sectores de la industria, entre ellos el sector automotriz, la salud, la manufactura, la electrónica de consumo y para el hogar. [25]

Entorno al cuerpo humano permite la creación de dispositivos unidos al cuerpo humano o colocados dentro del mismo, los cuales permitan monitorear y mantener la salud y el bienestar de las personas, manejar enfermedades, aumentar la aptitud física y la productividad. [25]

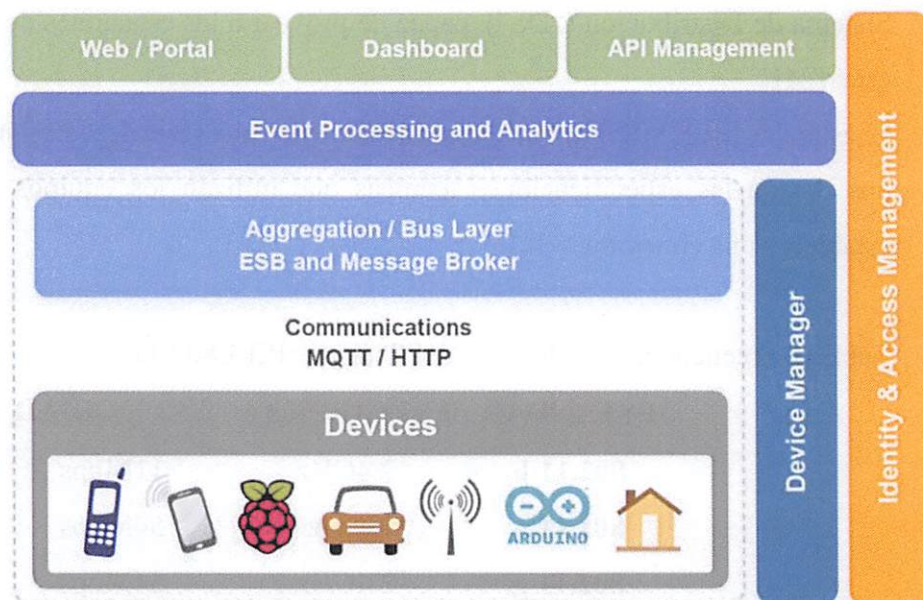


Figura 19: Arquitectura IoT [26]



### 2.2.12 Servidor Web

El servidor web es conocido como una máquina que tiene un hardware y software preparado para trabajar los 7 días a la semana, 24 horas al día y en un entorno hostil. Un servidor web contiene un software el cual permite implementar el protocolo HTTP (“Hypertext transfer protocol”). Este protocolo está diseñado para transferir documentos llamados hipertextos, páginas web o paginas HTML, este recibe peticiones de clientes y responde con él enviando ficheros solicitados, permanentemente escucha peticiones de conexión de los clientes en determinados puertos. [27]

Un servidor es un sistema que pone recursos propios, datos, ficheros, aplicaciones, impresora, disco, correo, a disposición de otros ordenadores. Por lo tanto, actualmente el concepto de servidor ya no está asociado necesariamente a un ordenador. [27]

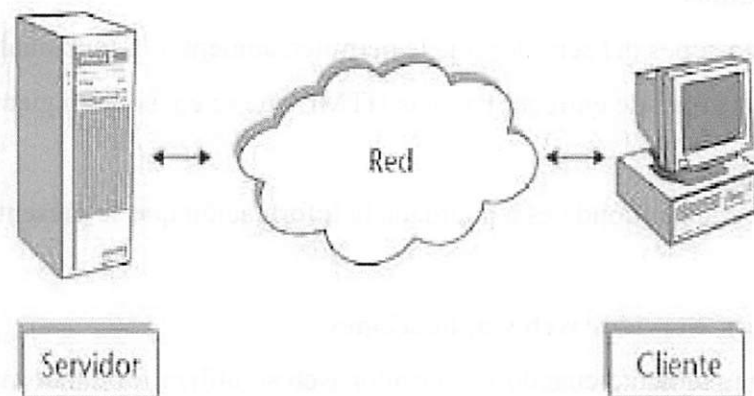


Figura 20: Estructura de un servidor [27]

## Los servidores web se componen básicamente de los siguientes elementos

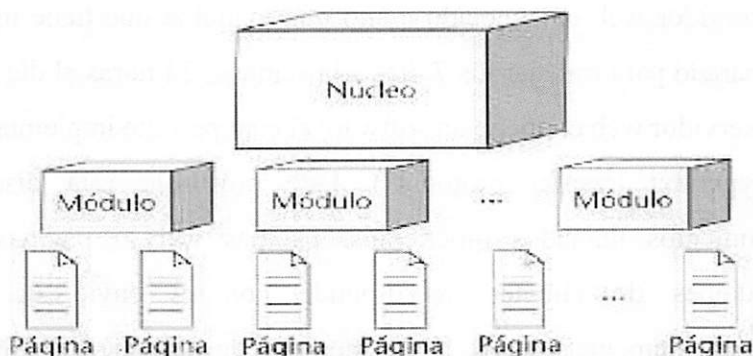


Figura 21: Componentes de un Servidor Web [27]

### **Núcleo**

Es el servidor como tal, y es el centro del servidor web. Siempre está cargando y funcionando cuando el servidor se encuentra encendido. [27]

### **Módulos**

Extensiones del servidor que le permiten aumentar la funcionalidad que generalmente se encargan de entregar paginas HTML que se encuentren guardadas en el disco. [27]

### **Paginas**

Son el lugar donde esta guardada la información que se presenta en el servidor. [27]

#### **a) Servidor web y aplicaciones**

Principalmente cuando un servidor web se utiliza formando parte de una aplicación, simplemente hace de interfaz para la aplicación, llegando hacer un elemento más, esta aplicación utiliza cualquier tipo de navegador como un enlace para presentar las pantallas de salida y como mecanismo para que el usuario haga una petición, por lo general esta información se encuentre en una base de datos. Sin embargo, hay que tener en cuenta que la distribución de los elementos en servidores físicos se verá afectada por diferentes factores tales como, el tamaño y la complejidad de la aplicación, es muy posible que eso condicione a la estructuración del servidor web. [27]



Figura 22: Arquitectura del servidor Web de Aplicaciones [27]

### b) Tecnologías para servidores

Actualmente los servidores son instalados dependiendo de las especificaciones del hardware y la aplicación que se le va dar, es así que existen placas electrónicas o minicomputadoras en los cuales se puede montar un servidor web que preste con la misma funcionalidad que lo hacia un ordenador común dedicado a este propósito, una de las placas electrónicas más comunes para este fin es la Raspberry Pi, esta tarjeta electrónica cumple con todos los requerimientos para poder ser llamado ordenador, la Raspberry Pi utiliza un sistema operativo basado en LINUX y en el que se puede instalar un servidor LAMP (“LINUX, APACHE, MYSQL, PHP”). [27]

#### 2.2.13 HTML

HTML es un lenguaje de programación utilizado para la creación de páginas en la WWW (“World Wide web”), Por página entenderemos el documento que aparece en el visualizador de nuestro navegador.

HTML se compone de una serie de comandos, que los interpreta el visualizador, o programa que utilizamos para navegar por el WWW. El navegador ejecuta las ordenes contenidas en el código HTML, de esta manera HTML permite diseñar una página de manera estructurada y agradable, con enlaces que conducen a otros documentos o fuentes de información relacionadas, y con inserciones multimedia.

## **CAPÍTULO III**

### **METODOLOGÍA**

#### **3.1 MODALIDAD DE LA INVESTIGACIÓN**

El presente trabajo investigativo se describe en modalidad aplicada, y se desarrollara mediante.

- Investigación Bibliográfica, debido a la recopilación de información recolectada en repositorios públicos y privados sobre el tema de estudio propuesto.
- Investigación de Campo, por la naturaleza del proyecto este permitirá la generación de datos fiables y confiables para el desarrollo óptimo y sostenible del sistema.
- Investigación Experimental, el proyecto generará datos manipulables ya que este será sometido a pruebas controladas para el análisis de los datos y de esta manera dar solución al problema principal.

#### **3.2 RECOLECCIÓN DE INFORMACIÓN**

La información será recolectada de fuentes bibliográficas obtenidas en libros, tesis, publicaciones, artículos y revistas de investigación previamente halladas en el Internet.

#### **3.3 POBLACIÓN Y MUESTRA**

Por las características de la presente investigación se determinó que no se requería de un estudio de población y muestra

### **3.4 PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DE DATOS**

Mediante la ayuda de libros de medicina basados en la actividad eléctrica del corazón se procederá al estudio del mismo para el análisis de los principales aspectos de funcionamiento que presenta el corazón, para la obtención y presentación de las señales se utilizará módulos electrónicos que permitan realizar cambios en el software, de esta manera se garantizará la precisión de datos al momento de ser procesados y presentados.

### **3.5 DESARROLLO DEL PROYECTO**

Para cumplir los objetivos planteados al inicio del proyecto se requirió realizar un conjunto de actividades las cuales permitieron mantener un orden específico en el transcurso y desarrollo del proyecto, las actividades se detallan a continuación:

- Análisis de la actividad eléctrica que se presenta en el corazón.
- Determinación de las señales eléctricas emitidas por el corazón.
- Investigación de los sistemas electrónicos u dispositivos que permitan la obtención y amplificación de señales cardiacas en el cuerpo humano.
- Análisis comparativo de las características de los sistemas electrónicos u dispositivos de obtención y amplificación de señales cardiacas en el cuerpo humano.
- Investigación de dispositivos y tecnología que permiten el envío de información de manera inalámbrica.
- Diseño del circuito electrónico de obtención, amplificación y envío de señales ECG.
- Diseño de la placa electrónica.
- Diseño del circuito de recepción de datos.
- Análisis de softwares libres existentes para el procesamiento digital de señales.
- Diseñar una aplicación para el monitoreo de la actividad cardíaca en el software de procesamiento digital de señales.
- Diseño de un wearable para la adquisición de datos.
- Envío de las señales obtenidas desde nuestro wearable al sistema de monitoreo.
- Elaboración del Informe Final.

## **CAPÍTULO IV**

### **PROPUESTA**

El presente proyecto diseña una propuesta de un sistema electrónico de monitoreo continuo de las señales eléctricas de corazón. Creando un sistema electrónico que permita monitorear y graficar las señales eléctricas del corazón de las personas. El sistema será implementado en un wearable el cual proporciona la información de un electrocardiograma en una página web.

#### **4.1 Selección de los dispositivos de adquisición de señales bioeléctricas**

Los equipos médicos ayudan a los doctores a generar un diagnóstico de algún tipo de enfermedad, por tal motivo el diseño de los equipos debe contener elementos electrónicos de alta precisión y que puedan trabajar en un ambiente hostil, ya que su entorno no debe influir en los resultados que este genere.




El diseño del sistema de adquisición consta de dos pree etapas antes de enviar la señal al microcontrolador, estas etapas son amplificación de la señal, filtro pasa bajo y filtro pasa alto, los cuales están diseñados con amplificadores de instrumentación.

Para adquirir la señal bioeléctrica captada por los electrodos, es necesario el uso de amplificadores de instrumentación, integrados cuya frecuencia de operación es mucho más rápida que un amplificador operacional, diferentes empresas fabrican este tipo de elementos electrónicos, los más comunes para el desarrollo de aplicaciones médicas son el AD620 un integrado que posee una frecuencia de operación de 120kHz, encapsulado en un circuito integrado de 8 pines y permite adecuar la impedancia de entrada con una sola resistencia colocada entre los pines 8-1 y cuyo valor será determinado de acuerdo a la ganancia de amplificación, en circuitos para electrocardiografía el datasheet de este recomienda colocar una resistencia de 8.25K $\Omega$ . Otro de los amplificadores de instrumentación más utilizados es el INA 129 igualmente un integrado que consta de 8 pines cuya frecuencia de operación es de 1.3MHz, para aplicaciones médicas necesita de su CI complemento OPA130

de igual manera este amplificador de instrumentación necesita de una resistencia externa para igualar la impedancia de entrada.

Uno de los amplificadores de instrumentación que ha crecido en popularidad es el AD8232 ya que implementa un módulo completo para aplicaciones médicas y en específico permite generar registros ECG.

Tabla 3: Comparación de las Características Técnicas de los Amplificadores de Instrumentación. [28] [29] [30]

<b>CARACTERISTICAS</b>	<b>AD620</b> 	<b>INA 129</b> 	<b>AD8232</b> 
<b>Fabricante</b>	Analog Devices	Texas Instruments	Analog Devices
<b>Voltaje de entrada (V)</b>	2.3 - 18	4.5 - 36	3.3 – 5
<b>Voltaje de compensación de entrada (uV)</b>	50	50	50
<b>Corriente de Operación (mA)</b>	1.3	0.7	0.17
<b>Frecuencia de operación</b>	120kHz	1.3MHz	Depende del usuario
<b>Ganancia</b>	1 - 1000	1 - 10000	1 - 1000
<b>Temperatura de trabajo (°C)</b>	-40 a +85	-40 a +125	-40 a +85
<b>Dimensiones (mm)</b>	9 x 6	9 x 6	27 x 35
<b>Circuitos adicionales para aplicaciones medicas</b>	Filtro para aplicaciones medicas	Filtro para aplicaciones medicas	Amplificador Filtro Pasa Bajo Filtro Pasa Alto
<b>PRECIO \$</b>	7.36	9.00	35.00

El monitor cardiaco AD8232 es un módulo de adquisición de señales biomédicas que permite generar un reporte grafico de la actividad eléctrica del corazón, es de bajo costo considerando que no necesita de circuitos externos para amplificar o filtrar la señal, las dimensiones de este permiten ser adecuadas para el diseño del sistema de monitoreo cardiaco.

El AD8232 integra circuitos de filtro pasa alto y pasa bajo, permitiendo eliminar las

frecuencias parasitas que genera la actividad muscular y el usuario puede seleccionar el límite de frecuencia de todos los filtros para adaptarse a la aplicación designada.

### Filtro Pasa Alto

El AD8232 integra un circuito pasa alto de orden superior, para el diseño de este circuito se usa la ecuación 4, la cual permite calcular el valor de los elementos electrónicos que deben constituir el circuito filtro.

$$f_c = \frac{10}{2\pi\sqrt{R1C1R2C2}} \quad (4)$$

Donde:

$$R1 = R2 \geq 100K\Omega$$

$$C1 = C2$$

$$f_c = 0.5\text{Hz}$$

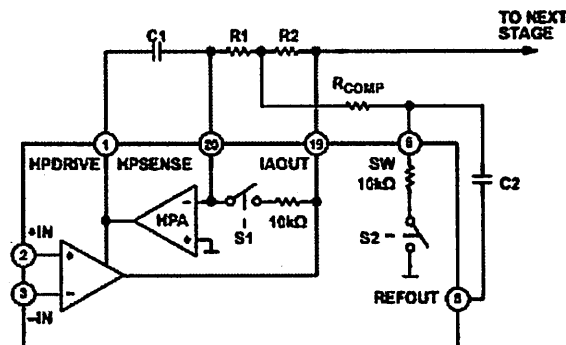


Figura 23: Filtro Pasa Alto

### Filtro Pasa Bajo

El filtro pasa bajo que incluye nuestro modulo AD8232, es un simple filtro RC y para su diseño se usa la ecuación 5.

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R1C1R2C2}} \quad (5)$$



Donde

$$R1=R2=R3$$

$$C1=C2$$

$$f_c = 105\text{Hz}$$

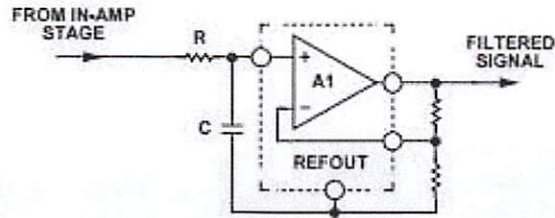


Figura 24: Filtro Pasa Bajo

Finalmente, el AD8232 presenta un circuito esquemático que cumple con todos los requerimientos para obtener, amplificar y atenuar el ruido de la señal que poseen el cuerpo humano, dando como resultado una señal análoga la cual debe ser procesada, para poder ser graficar el resultado ECG.

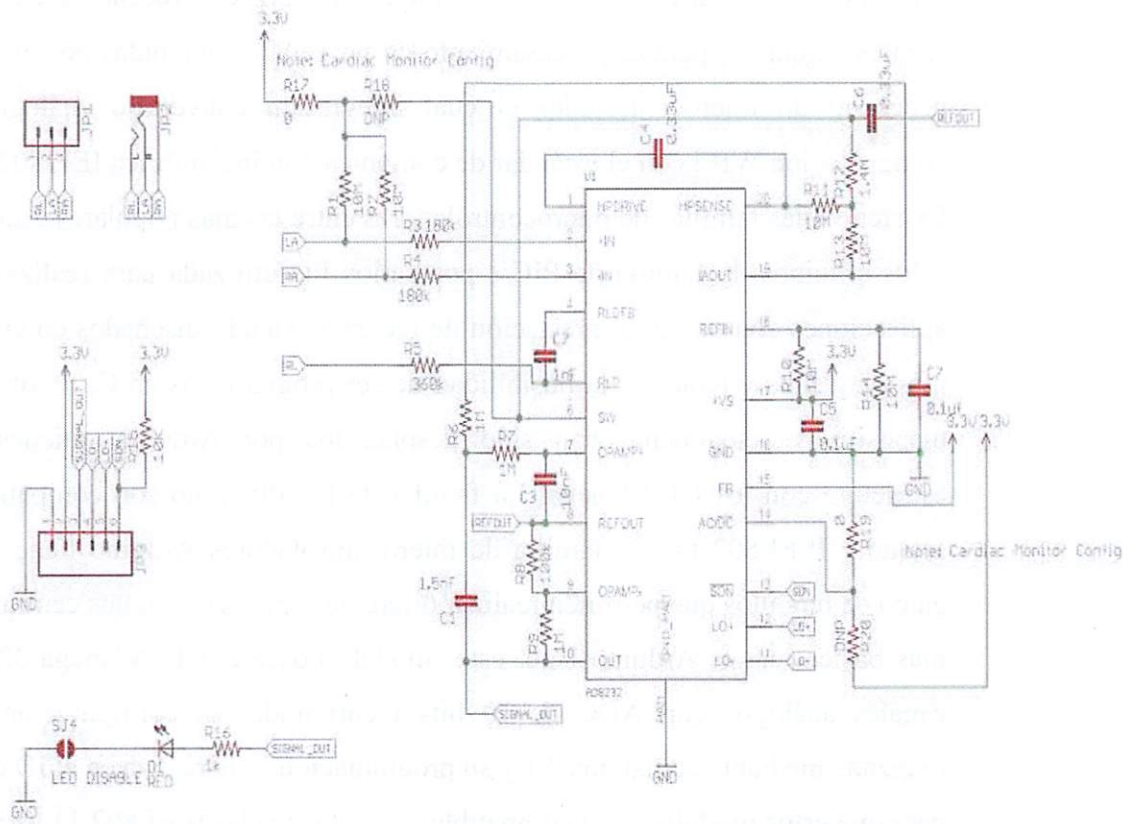


Figura 25: Circuito interno AD8232

## 4.2 Selección del microcontrolador para el diseño del prototipo

El sistema de monitoreo está diseñado por 5 etapas iniciales, las cuales permiten adquirir y acoplar la señal al medio antes de ser enviadas a la base datos y ser graficada en la página web.

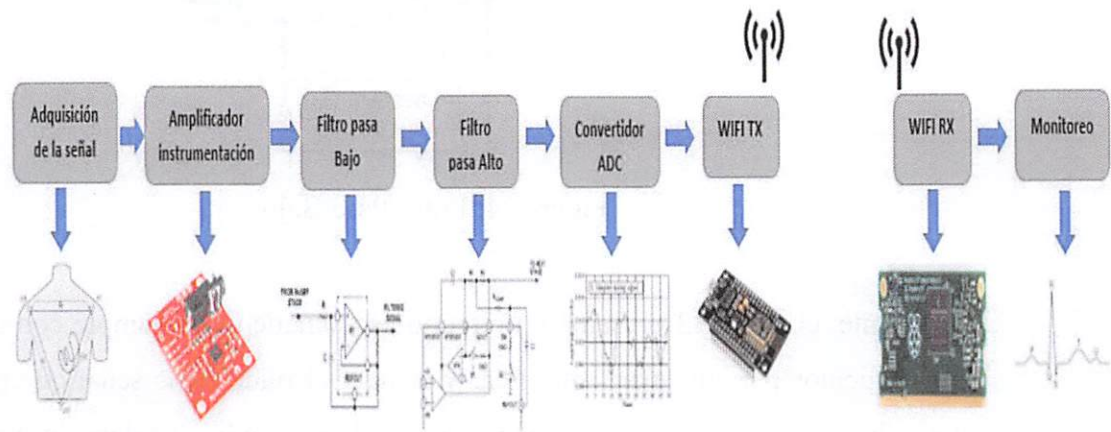


Figura 26: Diagrama Esquemático del Sistema de Monitoreo

Elaborado por: Investigador




La figura 26 muestra el diagrama de bloques que sigue el diseño de adquisición de señales cardíacas, para el procesamiento de las señales obtenidas por el AD8232 es necesario un microcontrolador el cual integre un convertido análogo digital y comunicación WIFI con el estándar de comunicación inalámbrica IEEE 802.11.

Existen varias familias de microcontroladores entre las más populares están los PIC's y los arduinos, la familia de PIC's por varios fue utilizada para realizar diferentes aplicaciones con una gran prestación de recursos, siendo diseñados en encapsulados más pequeños y teniendo la posibilidad de ser programados en C, no obstante estos dispositivos actualmente han sido desplazados por Arduino quienes basan su estructura con los CI ATmega, La familia de los PIC's no son compatibles con el estándar IEEE802.11. La familia de microcontroladores Arduino tiene una amplia gama de módulos que permiten realizar diferentes aplicaciones, nos centraremos en la más básica que es Arduino Uno, este modelo posee el CI ATmega 328, tienen 6 canales análogos con ADC de 10 bits incorporado, su configuración puede ser realizada mediante comandos AT y su programación se la realiza en el ID de Arduino, para que estos módulos sean compatibles con el estándar IEEE802.11 es necesario la adaptación de una shield, la cual solo está disponible para el modelo Arduino UNO

Actualmente una de las placas más populares para el desarrollo de aplicaciones basadas en IoT es la ESP8266-12E fabricado por Ai-thinker, posee un CI Tensilica L 106 de 32 bits, adiciona una pila TCP/IP y modulo WIFI que permite la conexión a redes WIFI, una de las desventajas de este modelo es que solo posee una entrada análoga lo que condiciona el diseño de circuitos electrónicos que poseen más de un sensor analógico, sin embargo, posee 17 puertos para entrada y salida digital.

Tabla 4: Comparación de las Características Técnicas de los Microcontroladores.

[31] [32] [33] [36]

CARACTERISTICA	PIC 18F4550 	ARDUINO UNO 	ESP 8266-12E 
<b>Voltaje de Alimentación (V)</b>	4.2 - 5	5 - 12	5 - 9
<b>Corriente de Operación (mA)</b>	25	40	80
<b>Entradas Análogas</b>	9	6	1
<b>Circuito Integrado</b>	18F4550	ATmega 328	Tensilica L 106 de 32 bits
<b>Entradas Digitales y Salidas Digitales</b>	24	14	17
<b>Canales de conversión análogo digital</b>	13	6	1
<b>Bits de resolución</b>	10	10	10
<b>Puertos de Comunicación</b>	MSSP, USART	UART, SPI e I2C	UART, SPI e I2C
<b>Memoria</b>	-Memoria Programable 32kB -EEPROM de 20BYTES	-Flash de 32kB -RAM estática de 32kB -EEPROM de 1kB	RAM de 32 kB, datos de 94kB y externa de 4MB
<b>Compatible con el estándar IEEE 802.11 WIFI</b>	NO	Adicionándole una shield WIFI	Estándar IEEE 802.11 b/g/n integrado. Stack de protocolo TCP/IP integrado
<b>Dimensiones mm</b>	52 x15	46 x 25	53 x 70
<b>Precio \$</b>	8	15	13

La placa ESP8266 12E (Nodemcu), es la mejor opción para el desarrollo del proyecto, proporciona conectividad inalámbrica utilizando el Estándar 802.11, de esta manera se puede enviar los datos desde el wearable al servidor, en la presente investigación se utiliza un sensor de señal analógica lo que hace perfecto el uso del ESP, ya que este posee una entrada análoga con un voltaje máximo de entrada de 3.3v y este canal incluye un convertidor ADC con 10 bits de resolución. El ESP8266 puede ser configurado mediante comandos AT y puede ser programado en el ID de Arduino gracias a las librerías de compatibilidad que existen actualmente.

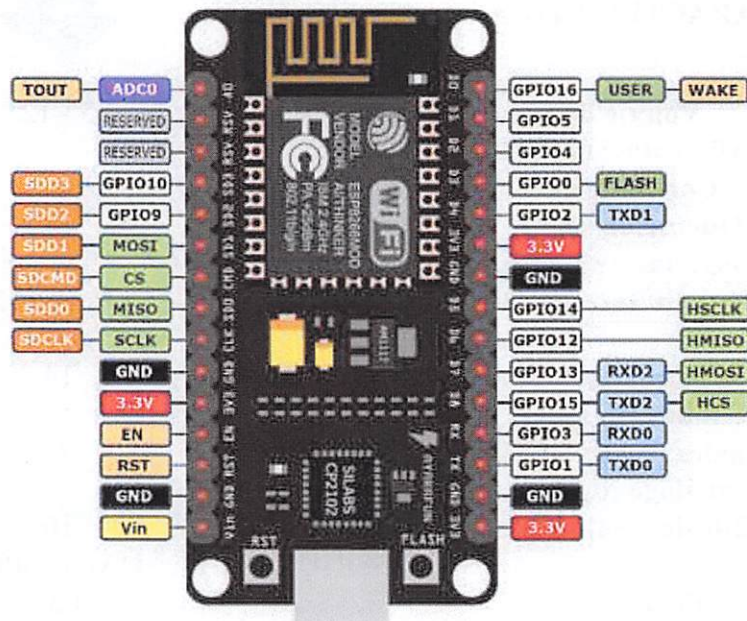


Figura 27: Microcontrolador NodeMCU [34]

La figura 27 muestra el módulo ESP8266-12E usado para el diseño del sistema de adquisición de señales cardíacas.

#### 4.3 Hardware del Servidor

El impulso de IoT en la actualidad va creciendo de una manera acelerada es así que existen nuevos dispositivos que permiten conectarse a la red mediante WIFI, de esta manera se pretende mantener un control y un monitoreo constante de los diferentes dispositivos ya sean del hogar, de la industria y de la salud, creando nuevas interfaces de usuario mediante la web y guardando la información en la nube.

Las escalas de integración electrónica han permitido el desarrollo de placas electrónicas de tamaño reducido, siendo este el principal impulso para la creación de minicomputadoras con características similares a un ordenador normal, estas minicomputadoras son usadas en proyectos electrónicos de domótica, telemedicina, etc., este desarrollo de aplicaciones es posible a la incorporación de puertos GPIO que permiten la conexión de sensores y actuadores en la misma placa, además muchos de los modelos incluyen conexión FAST ETHERNET y WIFI para la conexión a la red. Para la instalación del servidor LAMP se propone el uso de una minicomputadora, ya que los datos son adquiridos por un solo prototipo.

Tabla 5: Comparación de las Características Técnicas de las Minicomputadoras. [35] [36] [37]

<b>CARACTERISTICAS</b>	<b>UDOO ULTRA</b> 	<b>BEAGLE BONE BLACK</b> 	<b>RASPBERRY PI 3</b> 
<b>PROCESADOR</b>	INTEL BRASWL X5-E8000 @ 2.00Ghz	Sitara AM3359AZCZ100 1Gz	ARM11 a 700 MHz 1Gz
<b>RAM(Mb)</b>	2048	512	512
<b>SISTEMA OPERATIVO</b>	Debian	Debian	Raspbian
<b>CONEXIÓN DE RED</b>	GIGABIT ETHERNET 10/100 IEEE802.11	ETHERNET 10/100	ETHERNET 10/100 IEEE802.11
<b>PUERTOS USB</b>	4	5	4
<b>MEMORIA EXPANDIBLE</b>	microSD	microSD	MicroSD/SATA
<b>PUERTOS HDMI</b>	SI	SI	SI
<b>AUDIO</b>	SI	SI	SI
<b>PRECIOS</b>	267	50	60

La placa Raspberry pi 3 por defecto tiene instalado el sistema operativo Raspbian, una distribución de Linux basado en Debian, este sistema operativo es uno de los más usados para la instalación de servidores web gracias a su estabilidad, facilidad de uso y seguridad, los fallos de seguridad que se puedan presentar en cualquier otro sistema

operativo no se presentaran en debían, en caso de existir algún tipo de peligro de seguridad este será solucionado solamente con un nuevo parche, además todas las actualizaciones y programas son completamente libres.

Para la instalación del servidor se usará la placa raspberry pi 3 ya que presenta una solución eficaz y de bajo costo para la prueba del prototipo, teniendo en cuenta que el consumo de memoria no va hacer alto, ya que solo se usará un prototipo y no saturará la base de datos por completo, en caso de existir una saturación de la memoria RAM se puede utilizar un pendrive adicional el cual será utilizado como SWAP, también permite la conexión inalámbrica a la red mediante el estándar IEEE 802.11.

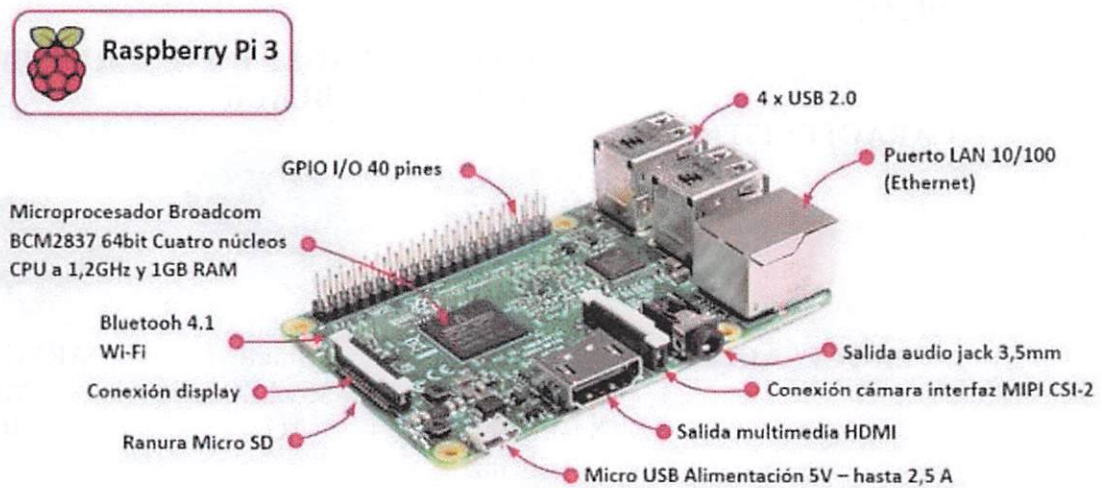


Figura 28: Raspberry Pi3 [38]

#### 4.4 Servidor LAMP

El registro ECG será indicado mediante una interfaz creada en HTML, para ello se necesita la instalación de APACHE, MYSQL y PHP ya que estos componentes al ser combinados representan un conjunto de soluciones que soportan servidores de aplicación.

MYSQL es el sistema que nos permitirá administrar nuestra base de datos, servirá como gestor para capturar y ordenar la información enviada por el sensor, PHP es un lenguaje de bajo nivel, el cual se utiliza del lado del servidor de websockets para crear funciones y controles que permita insertar y llamar los datos que se encuentren almacenados en la base datos, finalmente la interfaz de usuario será desarrollada en HTML.

#### 4.5 Diseño General

El diseño general del Sistema de monitoreo continuo para la obtención de señales cardiacas es el mostrado en la figura 29.

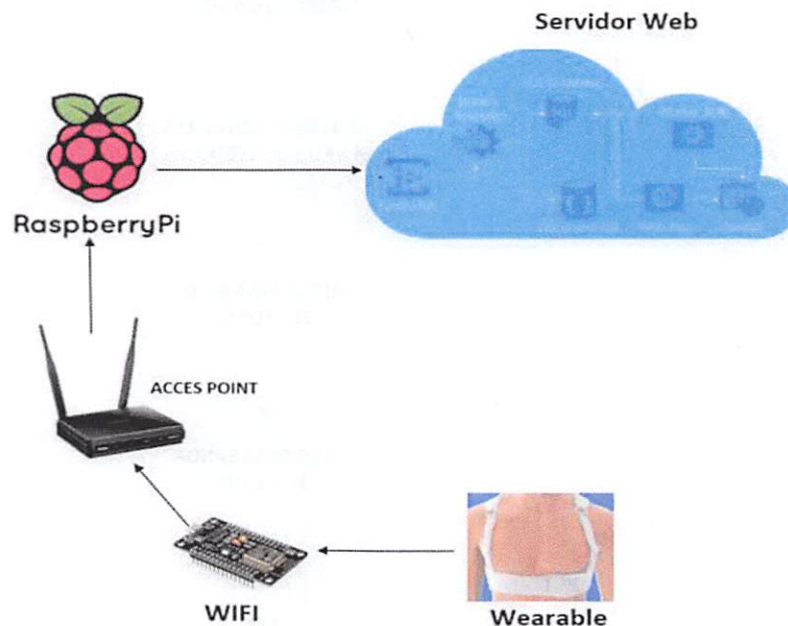


Figura 29:Esquema pictórico del Diseño General

Elaborado por: Investigador

##### 4.5.1 Diagramas de Jerarquización de Procesos

El sistema de monitoreo de señales cardiacas mediante el uso de tecnología wearables cumple con varios subprocessos los cuales permiten manejar de manera ordenada los datos y ayudando a detectar cualquier inconveniente que se genere en el sistema durante el proceso.

###### a) Adquisición de la Señal

Las señales que se generan por nuestro cuerpo son de muy bajo nivel, por lo que se necesitan elementos especializados como bioelectrodos para poder captar las señales, sin embargo, una vez adquirida la señal esta debe ser amplificada y tratada para eliminar cualquier tipo de señales no deseadas.

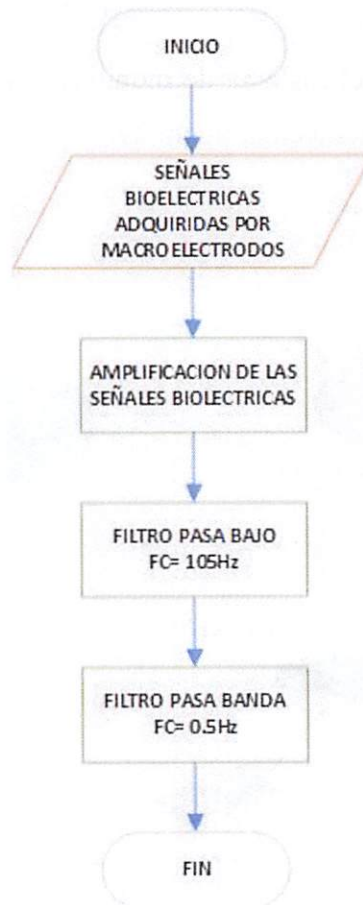


Figura 30: Diagrama de Bloques de Adquisición de señales  
Elaborado por: Investigador

La figura 30 muestra el diagrama de bloques de adquisición de señales, detallando todos los subprocesos que conlleva la adquisición y tratado de la señal, destacando los circuitos filtro pasa bajo y filtro pasa alto, cada uno con una frecuencia de corte diferente, las que permitirán atenuar el ruido producido por el movimiento muscular.

#### **b) Adecuación de la Señal al medio de propagación**

Todas aquellas señales que van hacer envidas de forma inalámbrica deben ser procesadas mediante software o hardware según sea el requerimiento, una vez realizado el tratamiento de la señal esta podrá ser enviada al medio de comunicación, en este caso la tecnología inalámbrica que se utilizo es WIFI.



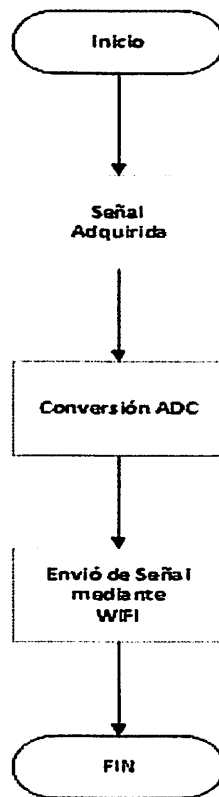


Figura 31: Diagrama de Bloques Adecuación de la Señal

Elaborado por: Investigador

La figura 32 permite observar de qué manera es tratada la señal para adecuarla al medio, una vez adquirida, amplificada y atenuada el ruido de la señal, en la placa NodeMCU se procede a realizar una conversión ADC con una resolución de 10 bits, la que permite obtener niveles de voltajes entendibles en el interior del microcontrolador, siendo mucho más sencillo, introducir los datos recibidos en una trama de información y poder ser enviada al servidor mediante el estándar de comunicación IEEE 802.11.

### c) Envío y recepción de los datos

Los datos enviados mediante el protocolo WIFI son incrustados en una trama de información que permite al receptor, interpretar los datos enviados.

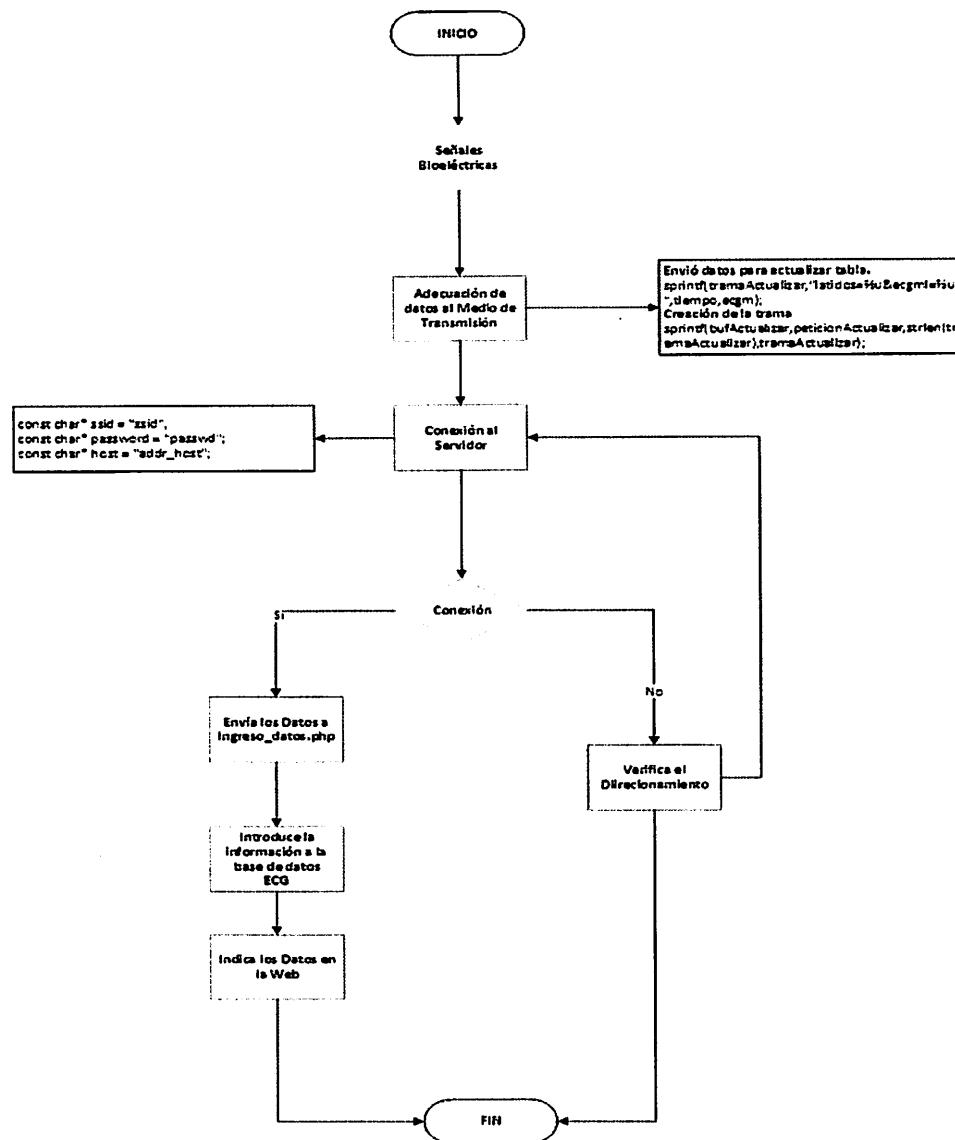


Figura 32: Diagrama de Bloques Envío y Recepción de Datos

Elaborado por: Investigador

Una vez adquirida y procesada la señal, se envía en una trama de información, la figura 32 muestra la función que permite cumplir este propósito en el interior de la NodeMCU. Para enviar los datos al servidor web, la placa electrónica verifica la conexión de red, si la conexión es exitosa los datos son enviados a un archivo php que permite guardar y enviar los datos a la DB, en caso de no realizar la conexión la Nodemcu verifica el direccionamiento IP y las credenciales de acceso a la red.

#### d) Visualización de datos.

Se utiliza el lenguaje HTML como base para el diseño y procesamiento de datos en

una página web.

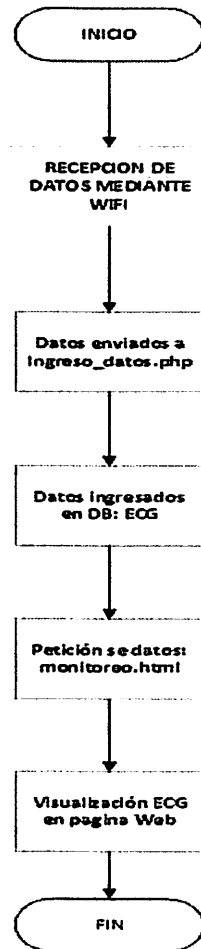


Figura 33: Diagrama de Bloques para la Visualización de Resultado

Elaborado por: Investigador

La figura 33 muestra los subprocesos que se realizan en el interior del servidor antes de indicar la información final.

Una vez recibidos los datos mediante WIFI, estos son guardados en la base de datos ECG, la cual permite acceder a estos datos mediante una petición que realiza un archivo php, este archivo es llamado mediante una función en html para poder ser utilizado y mostrado en una página web.

#### 4.5.2 Trasmisor y Receptor

El sistema permite obtener las señales cardiacas y mediante WIFI enviarlas a una base de datos, para poder ser almacenadas y llamadas mediante una interfaz realizada en

código HTML y visualizada en cualquier navegador Web.

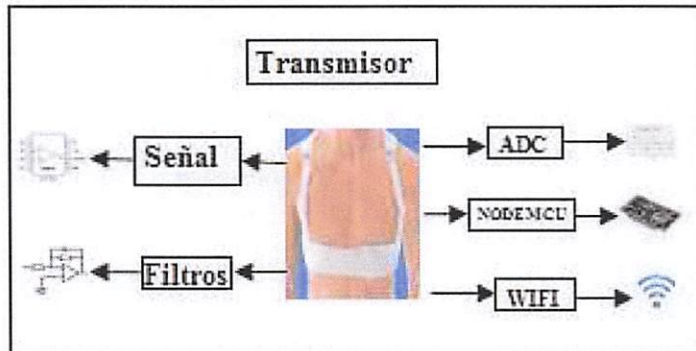


Figura 34: Diagrama Pictórico del Transmisor

Elaborado por: Investigador

La figura 34 indica el diagrama pictórico de los elementos que componen el sistema de adquisición de datos, el mismo que funciona como TX, este permite obtener las señales bioeléctricas del corazón mediante el AD8232, luego envía la señal al microcontrolador NODEMCU de manera análoga, para poder procesarla, gracias al ADC interno que posee la placa, simultáneamente la Nodemcu hace una petición de conexión al servidor para poder insertar los datos recolectados en la base de datos, esta operación se realiza cada 20ms que es el tiempo que se demora el corazón en generar una nueva señal. En los anexos 7 podemos observar el prototipo para la adquisición de señales, colocado en uno de los pacientes. En los anexos 8, 9, 10, 11, 12 y 13 podemos observar el diseño de la placa electrónica, así como los paquetes pcb creados en el software proteus para los módulos AD8232 y Nodemcu.

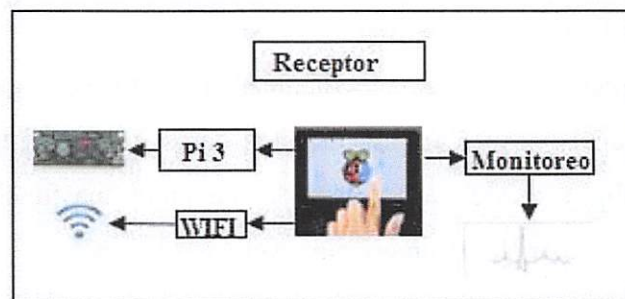


Figura 35: Sistema de Adquisición de Datos

Elaborado por Investigador

La figura 35 indica la función del receptor, en donde está instalado el servidor, este se

encarga de ordenar los datos enviados por el TX en una base de datos y finalmente la información almacenada será presentada de forma gráfica, indicando el registro de las señales cardiacas. En el anexo 14 podemos observar el sistema funcionando.

#### **4.6 Servidor Web**

Todos los archivos deberán ser guardados en la carpeta html que está en el hardware en donde se montó el servidor web, los archivos que se encuentran dentro de esta carpeta permiten hacer peticiones a la base datos y luego indicarlo mediante una interfaz de usuario.

**En la carpeta html se encuentran los siguientes archivos.**

- ingreso\_datos.php [Anexo 3]
- petición\_datos.php [Anexo 4]
- monitoreo.html [Anexo 5]

El archivo ingreso\_datos.php y petición\_datos.php realizan una conexión remota a la base datos, así en el caso de ingreso\_datos.php se pondrán insertar los datos provenientes del wearable, información enviada por el NodeMCU en la base de datos. En el caso de petición\_datos.php este archivo permitirá pedir explícitamente los datos que se requieren para ser mostrados, esta petición se realizara en forma de vectores los cuales serán ordenados desde el primer dato que ingreso a la base hasta el último dato que fue insertado.

El archivo monitoreo.html incluye lenguaje javascript para poder crear la interfaz gráfica que permitirá ver el resultado ECG, este archivo hará una petición con todos los valores de la tabla a petición\_datos.php, una vez este envié la información de la base esta podrá ser representada gracias al uso de la librería HIGCHARTS.

#### **4.7 Resultados**

##### **a) Toma de Muestras**

El sistema portable de monitoreo continuo permite analizar el corazón y ver sus señales eléctricas a cualquier hora del día, permitiendo llevar un control de la actividad de este órgano vital.

Se realizaron 4 muestras con diferentes personas lo que permitió observar en el navegador web las señales electrocardiográficas de los pacientes, con la ayuda del Dr.

Franklin G. Moncayo S. MD. Se pudieron analizar los exámenes realizados a cada uno de los pacientes.

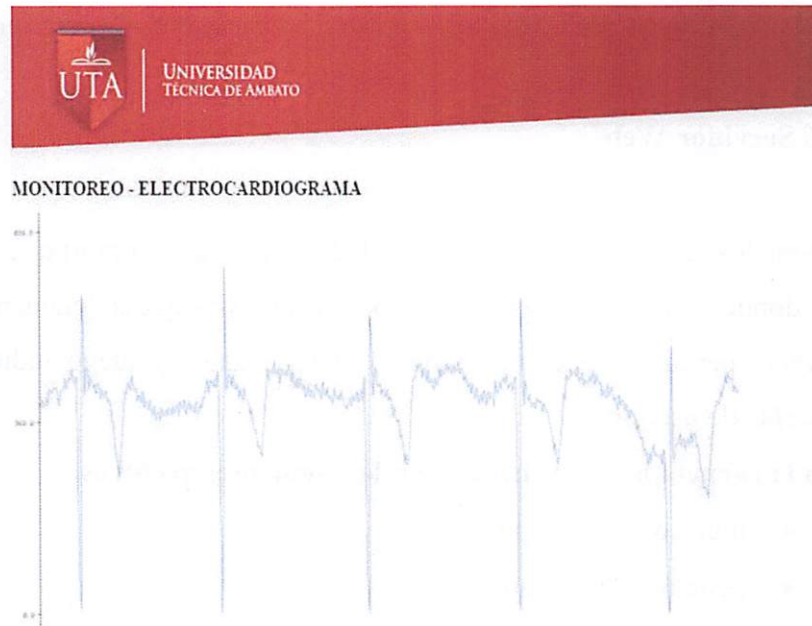


Figura 36: Examen 1. Paciente: Mónica Sánchez

Elaborado por: Investigador

La figura 36 permite observar el las señales ECG de la primera paciente, este examen permitió saber que los electrodos tenían una mala polaridad, ya que no mostraba una señal normal, el Doctor concluyo que las señales mostradas en el complejo Q, R, S, es anormal con tendencia negativa por lo tanto eran erróneas, dicho diagnostico determino que el corazón no estaba realizando repolarización, por causa de una mala referencia al colocar los electrodos.

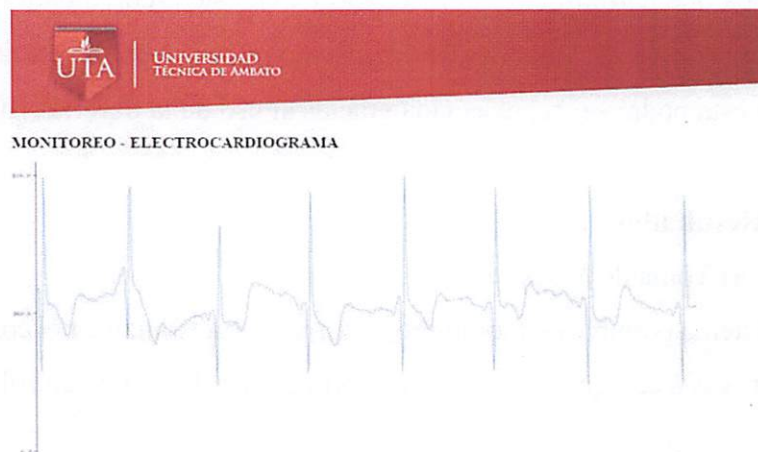


Figura 37: Examen 2. Paciente: Daniel Naranjo

Elaborado por: Investigador

La figura 37 muestra el examen realizado al segundo paciente, en el que claramente se puede notar una anomalía al principio de la generación de las señales en el ECG, esto se debe a que el paciente posee mucha vellosoidad en el cuerpo, lo cual genera fallas en el ECG impidiendo generar un diagnóstico por parte del Médico.

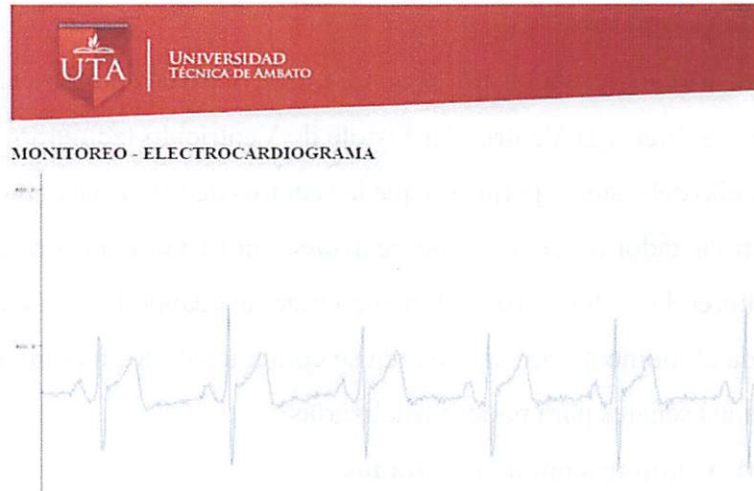


Figura 38: Examen 3: Paciente: Darwin Naranjo

Elaborado por: Investigador

En la figura 38 se puede observar una señal ECG de mejor aspecto, para la realización de este examen los electrodos fueron colocados de manera correcta y el paciente no poseía vellosoidad corporal, permitiendo tener un examen al cual se el Doctor pueda dar un pre diagnóstico.

**Donde se concluye**

- Bloqueo de Grado 1 por onda P aplanada.
- Isquemia subendocárdica por T picuda simétrica.

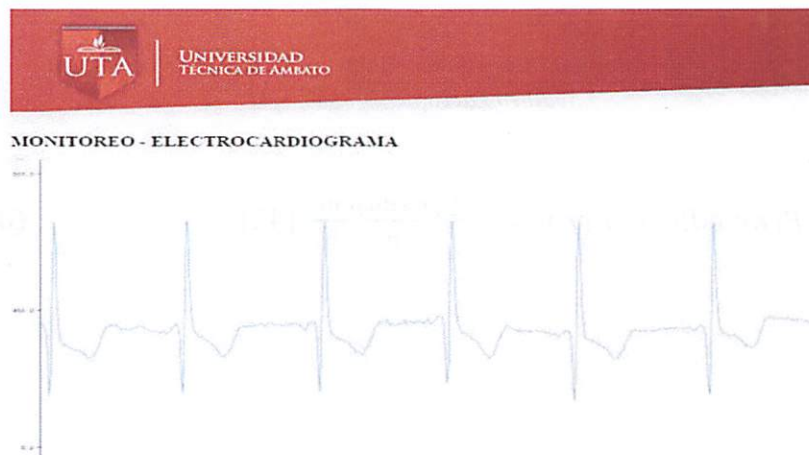


Figura 39: Examen 4: Paciente: Ruth Moncayo

Elaborado por: Investigador

La figura 39 muestra el resultado del examen de la última paciente a la que se le realizó el examen. Se puede observar claramente que la onda T es negativa en comparación a las muestras anteriores.

**Donde se concluye**

- Isquemia subepicárdica por T negativa picuda simétrica.
- Sobrecarga Ventricular Sístole de Ventrículo Izquierdo.

El diseño del sistema permitirá que los centros de salud, así como los pacientes quienes tienen visitador médico puedan realizarse un ECG de manera continua, u a su vez el monitoreo lo podrá realizar el médico tratante cuando lo crea conveniente, ya que esta prenda al momento de ser activada se comunica de forma inmediata con el servidor y envía las señales para poder visualizarlas.

**b) Comparación de resultados**

Para realizar las comparaciones de los registros ECG se tomaron en consideración dos exámenes realizados anteriormente a los pacientes Darwin Naranjo y Ruth Moncayo con electrocardiógrafos comerciales, para lo cual los parámetros a ser comparados son las amplitudes de las ondas y los segmentos indicados en la figura 6 , en este caso en los exámenes entregados por los equipos comerciales se puede apreciar la separación de cada una de las derivaciones precordiales, por tal motivo para comparar las amplitudes se toman en cuenta las ondas más representativas de cada derivación. Para calcular el porcentaje de error y error promedio en cada medición se utilizaron las ecuaciones 7 y 8. [42]

$$\%ERROR = \frac{|valor\ exacto - valor\ medido|}{|valor\ exacto|} \times 100 \quad [42] \quad (7)$$

$$\% Promedio\ de\ Error = \frac{\sum_{i=1}^n mediciones}{n} \quad [42] \quad (8)$$



## Análisis comparativo

Paciente: Darwin Naranjo

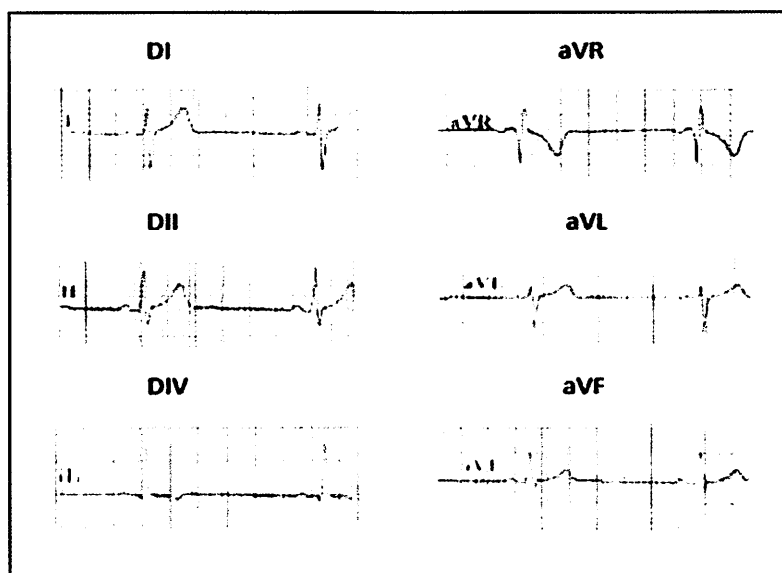


Figura 40: Examen ECG Darwin Naranjo [Anexo 15]

En la figura 40 se pueden observar las ondas obtenidas por un Electrocardiografo comercial, en el Anexo se puede ver el examen en su totalidad.

Tabla 6: Calculo de porcentaje de error y error promedio para la comparación en la medición de segmentos. Paciente: Darwin Naranjo.

Segmentos Derivaciones Unipolares	Electrocardiografo Comercial (Segundos)	Prototipo (Segundos)	Diferencia Valor de error	% Error
PR	0.16	0.21	0.05	31.25
RR	1.24	1.3	0.06	4.83
QRS	0.08	0.12	0.04	50
ST	0.16	0.12	0.04	25
			<b>%TOTAL</b>	<b>27.77</b>

Elaborado por: Investigador

En la tabla 6 se realizó el cálculo del porcentaje de error para las mediciones de tiempo en la que presentan los diferentes segmentos de las derivaciones precordiales, uno de los segmentos más importantes para el análisis comparativo es en el segmento RR, ya

que este segmento permite al médico identificar el ritmo sinusual del paciente, el porcentaje de error es bajo obteniendo como resultado el 4,83%, mientras que el promedio de error para todas las mediciones es de 27.77% de error, lo que quiere decir que nuestro sistema tiene una efectividad de 72.93% para realizar las mediciones tiempo en los diferentes segmentos de la señal.

Tabla 7: Calculo de porcentaje de error y error promedio para la comparación en la medición de amplitud de las ondas electrocardiográficas. Paciente: Darwin Naranjo.

Ondas	Derivaciones	Electrocardiografo Comercial (mV)	Prototipo (mV)	Diferencia	% Error
P	DII	0.1	0.08	0.02	20
Q	aVR	0.05	0.08	0.03	60
R	DIII	0.9	1.11	0.21	23.33
S	DI	0.6	0.86	0.26	33.33
T	DII	0.5	0.64	0.14	28
				<b>% TOTAL</b>	<b>32.93</b>

Elaborado por: Investigador

En la tabla 7 podemos observar la diferencia de amplitud en milivoltios que existe entre cada una de las ondas medidas por el electrocardiógrafo holter y el prototipo diseñado, el promedio del porcentaje de error es de 32.93%, dándole una efectividad del 67.07% en las mediciones de voltaje para cada una de las ondas pertenecientes al ECG.

### **Análisis Comparativo**

**Paciente:** Ruth Moncayo

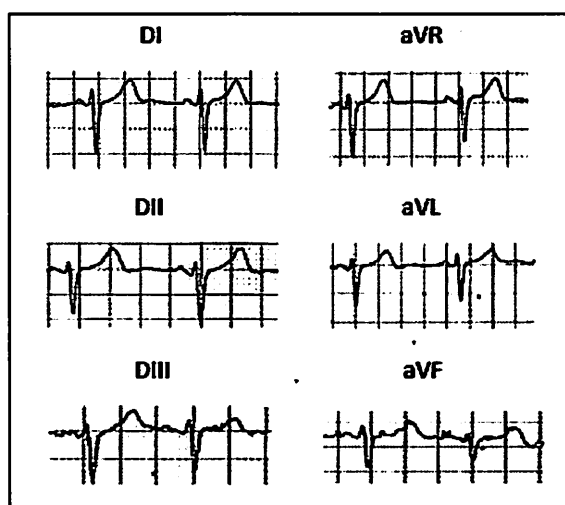


Figura 41: Examen ECG Ruth Moncayo [Anexo 16]

La figura 41 nos indica los resultados del examen ECG, realizado por el electrocardiógrafo de marca holter, se puede observar de igual forma la división de derivaciones para realizar el análisis.

Tabla 8: Calculo de porcentaje de error y error promedio para la comparación en la medición de segmentos. Paciente: Ruth Moncayo.

<b>Segmentos Derivaciones Unipolares</b>	<b>Electrocardiografo Comercial (Segundos)</b>	<b>Prototipo (Segundos)</b>	<b>Diferencia Valor de error</b>	<b>% Error</b>
<b>PR</b>	0.08	0.11	0.03	37.5
<b>RR</b>	1.36	1.29	0.18	5.14
<b>QRS</b>	0.08	0.1	0.02	25
<b>ST</b>	0.16	0.09	0.07	43.75
			<b>TOTAL</b>	<b>27.84</b>

Elaborado por: Investigador

En la tabla 8 se puede observar que el porcentaje de error que tiene el prototipo en comparación con la medición del electrocardiógrafo holter en el segmento RR es de 5.14% de error, teniendo una efectividad del 94.86% en esa medición. El porcentaje promedio de error es de 27.84% dándole una efectividad de 72.16% al sistema de adquisición de señales cardiacas.

Tabla 9: Calculo de porcentaje de error y error promedio para la comparación en la medición de amplitud de las ondas electrocardiográficas. Paciente: Ruth Moncayo.

Ondas	Derivaciones	Electrocardiografo Comercial (mV)	Prototipo (mV)	Diferencia	% Error
P	DII	0.1	0.08	0.02	20
Q	aVR	0.1	0.12	0.02	20
R	DIII	0.3	0.27	0.03	10
S	DI	0.4	0.51	0.11	27.5
T	DII	0.25	0.32	0.07	21.11
				<b>TOTAL</b>	<b>38.66</b>

Elaborado por: Investigador

En la tabla 9 podemos observar que el porcentaje promedio de error es de 38.66%, lo que le da una efectividad de 61.34% al prototipo de adquisición de señales cardiacas.

#### 4.11 Presupuesto de Investigación

El presupuesto total para la implementación del prototipo del sistema portable de monitoreo continuo de señales cardiacas se divide tanto en el presupuesto de diseño como de construcción. Para determinar el presupuesto de diseño se considera el total de horas empleadas para el desarrollo del mismo, en primera instancia se analiza el salario básico de un Ingeniero en electrónica y comunicaciones establecido por el Ministerio de Trabajo que corresponde a 858 dólares mensuales. Si se considera un promedio de 21 días laborales por cada mes, mediante la ecuación 9 se obtiene el salario por día:

$$\text{Salario}_{\text{diario}} = \frac{\text{Salario}_{\text{mensual}}}{\text{Dias}_{\text{laborables}}} \quad (9)$$

$$\text{Salario}_{\text{diario}} = \frac{858}{21}$$

$$\text{Salario}_{\text{diario}} = \$40,86$$

El día de trabajo consta de 8 horas laborales, la cual es regido por el Ministerio de Trabajo del Ecuador y aplicando la ecuación 10 se obtiene la remuneración por hora de trabajo.

$$Salario_{hora} = \frac{Salario_{diario}}{Horas_{laborables}} \quad (10)$$

$$Salario_{hora} = \frac{40,86}{8}$$

$$Salario_{hora} = \$5,11$$

Para el diseño de este proyecto se estimaron 60 horas de investigación empleadas para el diseño y 20 horas para las pruebas de funcionamiento, aplicando la ecuación 11 se obtiene el presupuesto de diseño del proyecto de investigación.

$$Costo_{diseño} = Horas_{Investigacion} * Salario_{hora} \quad (11)$$

$$Costo_{diseño} = 80 * \$5,11$$

$$Costo_{diseño} = \$408,80$$

En la tabla se describe el costo de los materiales y elementos electrónicos utilizados en la construcción del prototipo.

Tabla 10: Presupuesto de Fabricación

N°	Detalle	Cantidad	Valor Unitario (\$)	Valor Total (\$)
1	Chaleco	1	15	15
2	Raspberry PI3	1	60	60
3	AD8232	1	35	35
4	Hilo Conductor	3m	1	1
5	Baquelita	1	1.14	1.14
6	Batería	2	5	10
7	Regulador 7805	1	1.50	1.50
8	Electrodos	10	0.50	5
9	Elementos Electrónicos	-	15.00	15.00
			Subtotal \$	143.64
			Iva (12%)	17.23
			Total \$	160.87
			Imprevistos (5%)	8.04
			<b>Total \$</b>	<b>168,91</b>

Elaborado por: Investigador

Finalmente, aplicando la ecuación 12 permite obtener presupuesto total del diseño e implementación del prototipo.

$$Total_{proyecto} = Costo_{diseño} + Costo_{fabricacion} \quad (12)$$

$$Total_{proyecto} = 408,80 + 168,91$$

$$Total_{proyecto} = \$577,71$$

El costo final del sistema electrónico portable de monitoreo continuo de señales cardiacas mediante la tecnología wearables es de \$577.71 dólares, el cual puede ser reducido si se dedica un servidor especial donde se puedan guardar los datos que registren los equipos médicos, de esta manera solo se instalaría el servidor en cualquier otro hardware y se eliminaría la compra de la placa Rasberry pi 3. Para este caso como se realizó un solo prototipo no existió ningún problema con el uso de dicha placa.

## **CAPÍTULO V**

### **CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES**

#### **5.1 CONCLUSIONES**

- El examen electrocardiográfico permite observar los eventos pasados y actuales de la actividad eléctrica del corazón por tal motivo lleva el nombre de registro ECG, permitiendo identificar y dar seguimiento a las patologías que puede presentar este órgano; este examen se lo realiza de manera no invasiva al cuerpo humano colocando bioelectrodos en la superficie del tórax del paciente para la obtención de las señales; la ubicación de estos dispositivos depende de la identificación de cada una de las derivaciones dipolares que van hacer necesitadas para el examen, en este proyecto de investigación se utilizaron las derivación D1, D2 y D3, pertenecientes al triangulo de Eithoven y las más utilizadas en dispositivos de monitoreo ECG.
- La miniaturización de las placas electrónicas permite desarrollar dispositivos electrónicos de menor tamaño que puedan integrarse al uso diario de las personas, uno de estos dispositivos es el módulo AD8232 el cual permite la obtención de señales bioeléctricas provenientes del corazón, este dispositivo mide la diferencia de potencial en cada uno de los electrodos colocados en el cuerpo humano utilizando la Ley de Eithoven, la integración de este dispositivo en el sistema de adquisición de señales cardiacas da una efectividad del 68.2% en comparación con dos electrocardiógrafos comerciales diferentes.
- El sistema de adquisición de señales cardiacas cuenta con una interfaz amigable para el usuario, misma que se encuentra dentro del servidor web LAMP, esto permite que el doctor o el paciente pueda ingresar a observar su examen ECG, eliminando el tedioso proceso de adquirir una cita médica en los hospitales y centros de salud para realizar este tipo de procedimientos médicos.

- La creación de sistemas inalámbricos para la ayuda médica es uno de los principales objetivos planteados por IoT, el sistema de monitoreo inalámbrico para la adquisición de señales eléctricas del corazón utiliza el Estándar IEEE 802.11 para el envío de la información a la base de datos mediante el protocolo TCP/IP.

## **5.2 RECOMENDACIONES**

- Se debe verificar que los electrodos colocados en el wearable se posicionen correctamente en el cuerpo del paciente, es decir los electrodos de las derivaciones aVL y aVR deben estar en la parte superior del pecho cerca de las axilas del paciente y el electrodo de la derivación aVF se encuentre bajo la última costilla del lado izquierdo.
- Para el uso de la prenda wearable se recomienda quitar toda la velloidad del tórax del paciente ya que esto impide una buena comunicación entre el cuerpo y los electrodos, además este puede generar señales parasitas por cargas electrostáticas.
- Se debe utilizar distancias cortas de cable para evitar ruido excesivo de este medio, ya que los filtros del AD8232 están diseñados para la atenuación de señales parasitas provenientes de la actividad muscular.
- El diseño de la placa debe ser lo más pequeño posible, para evitar incomodidad en el wearable, además se deben utilizar baterías de litio para prevenir cualquier tipo de accidente.



## BIBLIOGRAFÍA

- [1] C. M. Escuela, «Técnico en Electrocardiograma,» [En línea]. Available: <http://www.electrocardiograma.org/historia-del-electrocardiografo.html>. [Último acceso: 17 Octubre 2017].
- [2] E. e. Cardiologia, «Enfermería en Cardiología,» [En línea]. Available: <https://www.enfermeriaencardiologia.com/wp-content/uploads/22histelectro.pdf>. [Último acceso: 17 Octubre 2017].
- [3] E. Universo, «El Universo,» 25 Septiembre 2010. [En línea]. Available: <https://www.eluniverso.com/2010/09/25/1/1445/enfermedades-corazon-provocan-15000-muertes-ano.html>. [Último acceso: 18 Octubre 2017].
- [4] E. Comercio, «El Comercio,» 29 Agosto 2016. [En línea]. Available: <http://www.elcomercio.com/tendencias/enfermedadescardiovasculares-muertes-ecuador-cifras-juangabriel.html>. [Último acceso: 20 Octubre 2017].
- [5] M. d. S. Publica, «instituciones.msp.gob.ec,» 2012. [En línea]. Available: [http://instituciones.msp.gob.ec/somossalud/images/documentos/guia/Manual\\_MAIS-MSP12.12.12.pdf](http://instituciones.msp.gob.ec/somossalud/images/documentos/guia/Manual_MAIS-MSP12.12.12.pdf). [Último acceso: 20 Octubre 2017].
- [6] M. M. Culcay Alex, «"Diseño e Implementación de un Electrocardiógrafo Ambulatorio Dinámico de una Derivación con Conexión Inalámbrica a Teléfono Móvil Inteligente y Envío de Información Vía SMS o GPRS",» Universidad Politécnica Salesiana Sede Cuenca , Cuenca , 2012.
- [7] P. Marlon, «"Diseño e Implementación de un Electrocardiógrafo Portátil y del Sistema de Procesamiento Digital de Señales Eléctricas del Corazón, Para Monitoreo y Análisis Médico",» Universidad de San Carlos de Guatemala, Guatemala, 2011.
- [8] S. C. Arz Pedro, «"Diseño de un Prototipo de Electrocardiógrafo Inalámbrico con Visualización en el Computador Personal",» Universidad Industrial de Santander , Bucaramanga, 2006.
- [9] R. W. C. J. Alva Carlos, «Diseño y Construcción de un Electrocardiógrafo de bajo costo,» p. 4, 2011.
- [10] M. A. Espinoza Ernesto, «"Remote Monitoring of Biomedical Signals Through a Lan Network",» p. 8.
- [11] J. R. Hampton, ECG Facil, España: Elsevier, 2009.

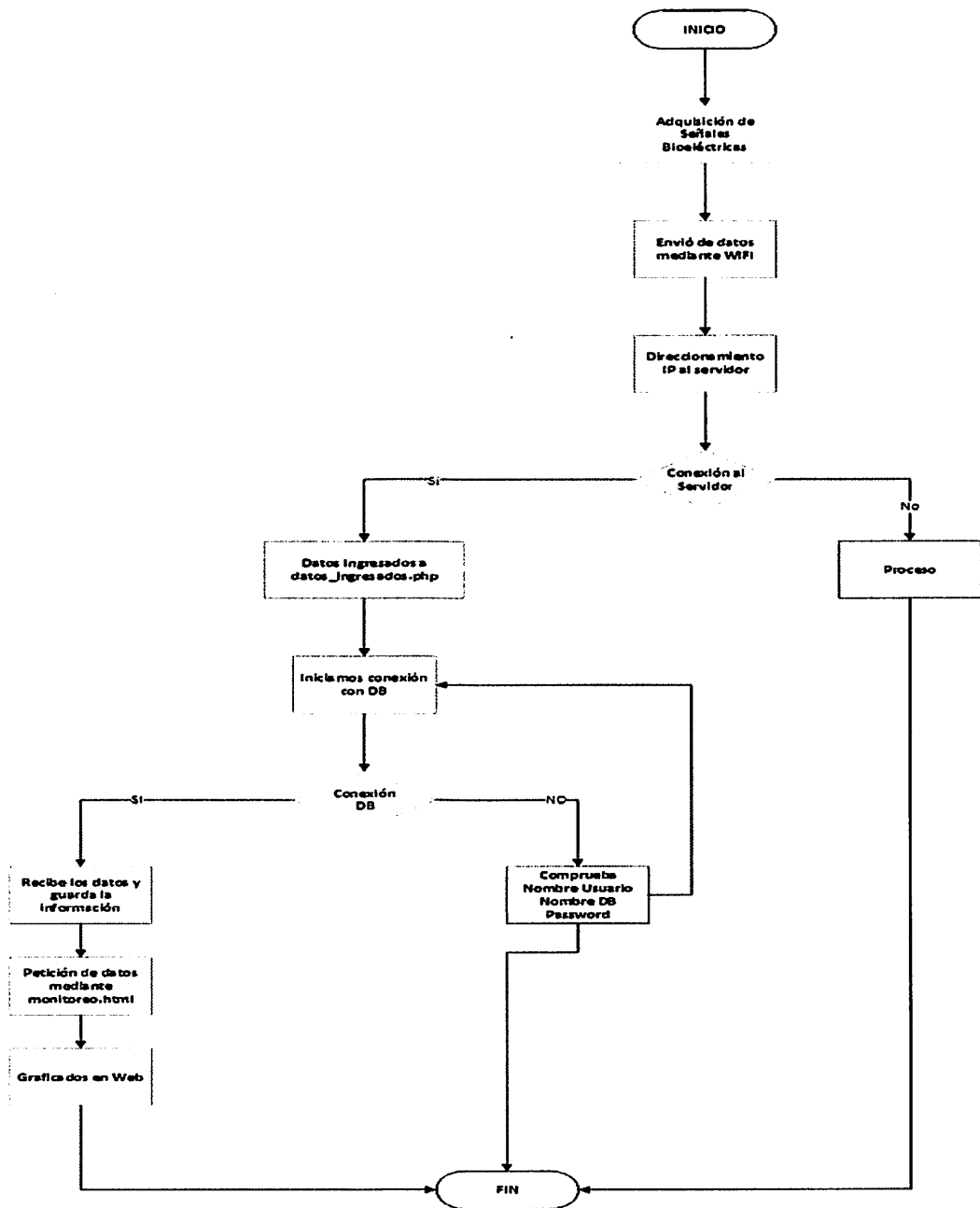
- [12] G. Y. HALL, Tratado de Fisiología Médica, España: Elsevier , 2016.
- [13] D. D. DUBIN, Electrocardiografía Práctica, México: Interamericana .
- [14] M. P. d. J. F. A. C. Castellano, Electrocardiografía Clínica, Barcelona: Elsevier, 2004.
- [15] R. C. R. P. Rojas Kervin, «Modelo de Procesamiento Digital de Señales Cardiacas Desarrollado en Matlab,» *Telematique*, vol. 12, nº 2, p. 16, 2013.
- [16] E. Julian, «Slideshare,» 31 Marzo 2014. [En línea]. Available: <https://es.slideshare.net/221093/triangulo-de-einthoven>. [Último acceso: 5 Noviembre 2017].
- [17] S. Rafael, «blogspot,» Febrero 2013. [En línea]. Available: <http://electrocardiogramaymedicinageneral.blogspot.com/2013/02/triangulo-de-einthoven.html>. [Último acceso: 10 Noviembre 2017].
- [18] M. Estudiantes, «blogspot,» Abril 2011. [En línea]. Available: <http://julioadanjacb.blogspot.com/2011/04/electrocardiograma-parte-3.html>. [Último acceso: 20 Noviembre 2017].
- [19] «Tema 6 Sensores y Electroodos,» pp. 1-33.
- [20] L. N. Robert L. Boylestad, Electrónica: Teoría de Circuitos y Dispositivos Electrónicos, México: Prentice Hall, 2009.
- [21] U. d. l. A. México, «Capitulo 2 Filtros,» de *Filtros Elípticos*, pp. 9 - 33.
- [22] A. Adrian, «blogspot,» 28 Septiembre 2015. [En línea]. Available: <http://mer1516angulo.blogspot.com/2015/09/filtros.html>. [Último acceso: 25 Noviembre 2017 ].
- [23] wordpress, «wordpress,» [En línea]. Available: <https://aprendiendoarduino.wordpress.com/tag/arquitectura-microcontrolador/>. [Último acceso: 26 Noviembre 2017].
- [24] R. P. Fernando E. Valdés Pérez, Microcontroladores: Fundamentos y Aplicaciones con PIC, España: marcombo, 2007.
- [25] H. Davis, WI-FI Wireless Networking.
- [26] R. d. A. L. Inalambricas, «bibling,» [En línea]. Available: <http://bibing.us.es/proyectos/abreproy/11579/fichero/f.+Cap%C3%ADtulo+2+-+Familia+IEEE+802.11.pdf+>. [Último acceso: 27 Noviembre 2017].

- [27] M. Kranz, Internet of Things, España : LID.
- [28] Podcast, «programarfacil,» [En línea]. Available: <https://programarfacil.com/podcast/arduino-wifi-proyectos-iot/>. [Último acceso: 28 Noviembre 2017].
- [29] J. M. A. S. E. M. G. Miguel Colobran Huguet, Administracion de Sistemas Operativos en red, Barcelona : UOC, 2008.
- [30] A. Devices, «Analog,» [En línea]. Available: <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8232.pdf>. [Último acceso: 28 Noviembre 2017].
- [31] T. Instruments, «ti.com,» [En línea]. Available: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina129.pdf>. [Último acceso: 29 Noviembre 2017].
- [32] A. Devices, «analog,» [En línea]. Available: <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD620.pdf>. [Último acceso: 29 Noviembre 2017].
- [33] A. Electronics, «datasheet.octopart,» [En línea]. Available: <http://datasheet.octopart.com/A000066-Arduino-datasheet-38879526.pdf>. [Último acceso: 29 Noviembre 2017].
- [34] Arduinio, «arduino.cc,» [En línea]. Available: <https://www.arduino.cc/en/uploads/Main/ArduinoNanoManual23.pdf>. [Último acceso: 29 Noviembre 2017].
- [35] E. Systems, «cdn-shop.adafruit.com,» [En línea]. Available: [https://cdn-shop.adafruit.com/product-files/2471/0A-ESP8266\\_\\_Datasheet\\_\\_EN\\_v4.3.pdf](https://cdn-shop.adafruit.com/product-files/2471/0A-ESP8266__Datasheet__EN_v4.3.pdf). [Último acceso: 29 Noviembre 2017].
- [36] MICROCHIP, «Baudaelectronica,» 2009. [En línea]. Available: <https://www.baudaelectronica.com.br/Documentos/PIC18F4550.pdf>. [Último acceso: 20 Marzo 2018].
- [37] Hobbytronics, «hobbytronics.com,» [En línea]. Available: Official NodeMCU WiFi Development Board. [Último acceso: 29 Noviembre 2017].
- [38] Electronilab, «electronilab.com,» [En línea]. Available: <https://electronilab.co/tienda/beaglebone-black-arm-cortex-a8-1ghz/>. [Último acceso: 5 Diciembre 2017].

- [39] M. Antonio, «Servidor funcional basado en Raspberry PI con panel».
- [40] V. Rubén, «Redes@Zone,» [En línea]. Available: <https://www.redeszone.net/2016/05/20/udoo-x86-mini-ordenador-10-veces-mas-potente-raspberry-pi-3/>. [Último acceso: 5 Diciembre 2017].
- [41] G. M. Cruceira Roberto, «Ingeníerate!,» [En línea]. Available: <https://ingenierate.com/2017/10/03/raspberry-pi-caracteristicas-aplicaciones/>. [Último acceso: 5 Diciembre 2017].
- [42] Mirodriguez, «prof.usb.ve,» [En línea]. Available: <http://prof.usb.ve/mirodriguez/InstCap1.pdf>. [Último acceso: 21 Marzo 2018].

## ANEXOS

### Anexo 1: Diagrama de Flujo para el Diseño General del Sistema Portable de Monitoreo.



## Anexo 2: Código NodeMCU

```
#include <ESP8266WiFi.h>

const int ecg=A0;
unsigned long time;
////////////////////////////////////
////////////////////////////////////CONEXION A LA RED DEL SERVIDOR////////////////////////////////////
const char* ssid = "xxxxxxxxxxx";
const char* password = "xxxxxxxxxxx";
const char* host = "192.168.1.11";
////////////////////////////////////
////////////////////////////////////
void setup() {
pinMode(10, INPUT);
pinMode(11, INPUT);
Serial.begin(115200);
delay(10);
////////////////////////////////////
////////////////////////////////////CONEXION DEL MODULO A LA RED WIFV////////////////////////////////////
    Serial.println();
    Serial.println();
    Serial.println("Connectando");
    Serial.println(ssid);
    // WiFi.mode(WIFI_STA);
    WiFi.begin(ssid, password);

while (WiFi.status() != WL_CONNECTED)
    {
        delay(500);
        Serial.print(".");
    }
    Serial.println("");
    Serial.println("WiFi conectado");
    Serial.println("IP address");
```

```

Serial.println(WiFi.localIP());
////////////////////////////////////
////////////////////////////////////VERFICACION DE CONEXION////////////////////////////////////
}
int tiempo;
int ecgm;
void loop() {
  delay(10);
  //////////////////////////////////////
  //////////////////////////////////////lectura ecg////////////////////////////////////
  if((digitalRead(10) == 1)||((digitalRead(11) == 1)){
    Serial.println("desconectado");
  }
  else{
    ecgm=analogRead(ecg);
  }
  delay(1);
  time = millis();
  delay(10);
  tiempo= time;
  ecgm=analogRead(ecg);
  Serial.print("conectando a");
  Serial.print(host);//verficiacion de conexion
  WiFiClient client;
  const int httpPort = 80;
  if (!client.connect(host, httpPort)){
    Serial.println("fallida la coenxion");
    return;
  }
  //////////////////////////////////////
  //////////////////////////////////////ENVIO DE DATOS////////////////////////////////////
  String url = "http://192.168.1.11/ingeso_datos.php";
  char* data = "latidos=33&ecgml=88";

```

```

char data1[500]; //longitudconstante
sprintf (data1, "%s", data);
Serial.print(" URL");
Serial.println(url);
/////////////////////////////////ENVIO DE SOLICITUD////////////////////////////////
client.print(String("POST")+ url + "HTTP/2.0 \r\n" + "Host:" + host + "\r\n" +
"Accept: *" + "/" + "*" + "\r\n" + "Content-Length: 19" "\r\n" +
"Content-Type: application/x-www-form-urlencoded\r\n" +
"\r\n" + "%s" + data1);//
char tramaActualizar [500];
char bufActualizar [500];
char* peticionActualizar = "POST /ingreso_datos.php HTTP/1.1\r\n"
        "Host: 172.20.10.5\r\n"
        "Connection: close\r\nContent-Type: application/x-www-form-
urlencoded\r\n"
        "Content-Length: %u\r\n\r\n"
        "%s";
sprintf(tramaActualizar,"latidos=%u&ecgml=%u",tiempo,ecgm);
sprintf(bufActualizar,peticionActualizar,strlen(tramaActualizar),tramaActualizar);
Serial.println("++++++++++++++++++++");
client.print(bufActualizar);
Serial.println("Verificando Estados...");
/////////////////////////////////
/////////////////////////////////RESPUESTA DEL SERVIDOR////////////////////////////////
Serial.println("Respuesta:");
while(client.available()){
String line = client.readStringUntil('\r');
Serial.print(line);
Serial.println("listo:");//
} delay(10);
/////////////////////////////////
/////////////////////////////////CIERRE DE CONEXION////////////////////////////////
Serial.println();

```



```
Serial.println("cierre de conexion");  
}
```

### Anexo 3: Código archivo ingreso\_datos.php

```
<?php  
$hostDb="xxxxx";  
$nombreDb="xxxx";  
$usuario="xxxx";  
$clave="xxxx";  
$conexion = mysql_connect($hostDb, $usuario, $clave);  
if(!$conexion)  
{  
echo "error de ingreso";  
exit();  
}  
$latidos = $_POST ['latidos'];  
$ecgml = $_POST ['ecgml'];  
echo "latidos".$latidos."ecgml ".$ecgml;  
mysql_select_db($conexion, $nombreDb) or die ("no se encontro db");  
$insertar = "INSERT INTO recibidos (id, fecha, latidos, ecgml) VALUES (NULL,  
CURRENT_TIMESTAMP, '$latidos', '$ecgml)";  
$resultado = mysql_query ($conexion, $insertar);  
mysql_close($conexion);  
echo "datos correctamente";?>
```

### Anexo 4: Código archivo petición\_datos.php

```
<?php  
header('Content-Type: application/json');  
$pdo=new PDO("mysql:dbname=xxx;host=xx","xxx","xxx");  
switch($_GET['Consultar']){  
Buscar Último Dato  
case 1:
```

```

$stmtement=$pdo->prepare("SELECT xx as x, xxx as y FROM xxx ORDER BY id
DESC LIMIT 0,1");
$stmtement->execute();
$results=$stmtement->fetchAll(PDO::FETCH_ASSOC);
$json=json_encode($results);
echo $json;
break;
//Buscar Todos los datos
default:
$stmtement=$pdo->prepare("SELECT xxx as x, xxx as y FROM xxx ORDER BY
id ASC");
$stmtement->execute();
$results=$stmtement->fetchAll(PDO::FETCH_ASSOC);
$json=json_encode($results);
echo $json;
break;
}??>

```

#### Anexo 5: Código archivo monitoreo.html

```

<!DOCTYPE html>
<html>
<head>
<script src="jquery-2.1.4.js"></script>
<script src="highcharts.js"></script>
<script src="exporting.js"></script>
</head>
<body>
<div id="container" style="min-width: 310px; height: 400px; margin: 0
auto"></div>
<script>
$(function () {
$(document).ready(function () {
var ultimox;

```

```

var ultimoy;
$.ajax({
  url: "datos125.php",
  type: 'get',
  success: function(DatosRecuperados) {
$.each(DatosRecuperados, function(i,o){
  if (o.x) {DatosRecuperados[i].x = parseInt(o.x);}
  if (o.y) {DatosRecuperados[i].y = parseFloat(o.y);}
});
setx(DatosRecuperados[(DatosRecuperados.length)-1].x);
sety(DatosRecuperados[(DatosRecuperados.length)-1].y);
$('#container').highcharts({
chart: {
  type: 'spline',
  animation: Highcharts.svg,
  marginRight: 10,
  events: {load: function () {series = this.series[0];}}
},
title: {text: 'Live random data'},
xAxis: {tickPixelInterval: 150},
yAxis: {title: {text: 'Value'},
  plotLines: [{value: 0,width: 1,color: '#808080'}]
},
tooltip: {
  formatter: function () {
return '<b>' + this.series.name + '</b><br/>' +
  Highcharts.numberFormat(this.x, 2) + '<br/>' +
  Highcharts.numberFormat(this.y, 2);
}
},
legend: {
  enabled: false
},

```

```

exporting: {
  enabled: false
},
series: [{ name: 'Random data', data:DatosRecuperados}
]);
});
});
setInterval(function () {
$.get( "datos.php?Consultar=1", function( UltimosDatos ) {
var varlocalx=parseFloat(UltimosDatos[0].x);
  var varlocaly=parseFloat(UltimosDatos[0].y);
  if((getx()!==varlocalx)&&(gety()!==varlocaly)){
series.addPoint([varlocalx, varlocaly], true, true);
setx(varlocalx);
sety(varlocaly);
}
function getx(){return ultimox;}
function gety(){return ultimoy;}
function setx(x){ultimox=x;}
function sety(y){ultimoy=y;}
});
</script>
</body>
</html>

```

Anexo 6: Código Página Principal index.html

```

<!DOCTYPE html PUBLIC "-//W3C/DTD XHTML 1.0 Strict/EN"
<meta http-equiv="content-type" content="text/html; charset=utf-8"
/><title>ECG</title>
<meta name="keywords" content="" />
<meta name="description" content="" />
</head>
<body>
<!-- start header -->
<div id="header">
<h1><a href="#"> <CENTER> ELECTROCARDIOGRAFIA CLÍNICA
</a></h1>
<h2><a href="https://www.facebook.com/" id="metamorph">
<CENTER>AUTOR: DANIEL NARANJO </a></h2>
<br />
<br />
<br />
<br />
<br />
<br />
<br />
<br />
<br />
<div>
<br />
<br />
<br />
<p><CENTER> </p>
</div>
<br />
<br />
<br />
<br />
<br />
<br />
<div id="page">
<div id="content">
<div class="post">
<h1 class="title" style="color: #B40404;">SISTEMA DE MONITOREO
CARDIACO</h1>
<p class="meta"><small>UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO, FEBRERO
2018,
<a href="#" style="color: #B40404;">INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y
COMUNICACIONES</a></small></p>

```

<p>Sistema de Monitero Inalámbrico de Señales Cardiacas Utilizando la Tecnología Wearable.</p>

<p>La creación de dispositivos móviles que permitan el monitoreo de variables médicas en las personas es de vital importancia para mejorar la calidad de vida.<br />

El presente proyecto es un wearable que permite la adquisición de señales cardíacas en tiempo real, dichas señales obtenidas son transmitidas de forma inalámbrica por medio de la tecnología WIFI y mostradas en esta pagina web.<br /> Este sistema pretende ser una ayuda médica para el tratamiento de posibles patologías cardiacas que se puedan indentificar en la ondas generadas en el examen de electrocardiografía(ECG).<br />

<br />

<br />

<br />

<h3 style="color: #B40404;"> MONITOREO CARDIACO : 2018 </p>

</div>

<div class="post">

<h2 class="title" style="color: #B40404;"><span>INDICACIONES GENERALES:</span></h2>

<p>- Remover la velloidad del torso del paciente.<br />

- Colocar los 3 electrodos en el wearable y quitar el plastico de seguridad.<br />

- Colocar el wearable en el paciente y verificar que los elctrodos esten perfectamente adheridos a la piel.<br />

- Encender el wearable.<br />

- Dar clic en MONITOREO.

</a><br /></p>

</div>

</div>

<!-- end #content -->

<div id="sidebar">

<div id="menu" class="box">

<h2 class="title" style="color: #FFFFFF;">Menu</h2>

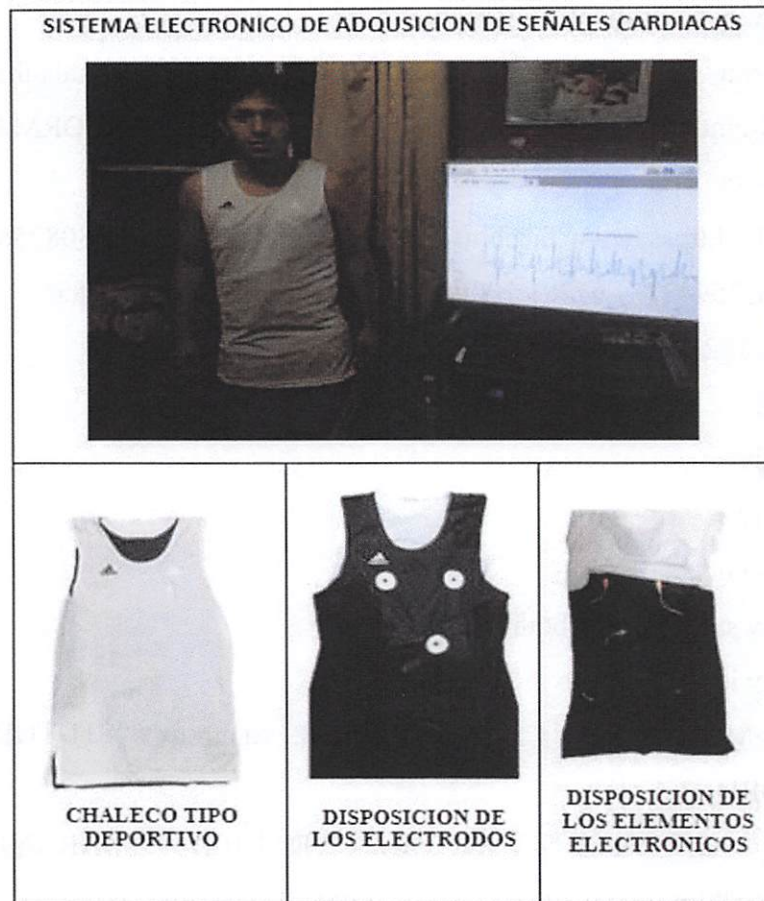
<ul>

```

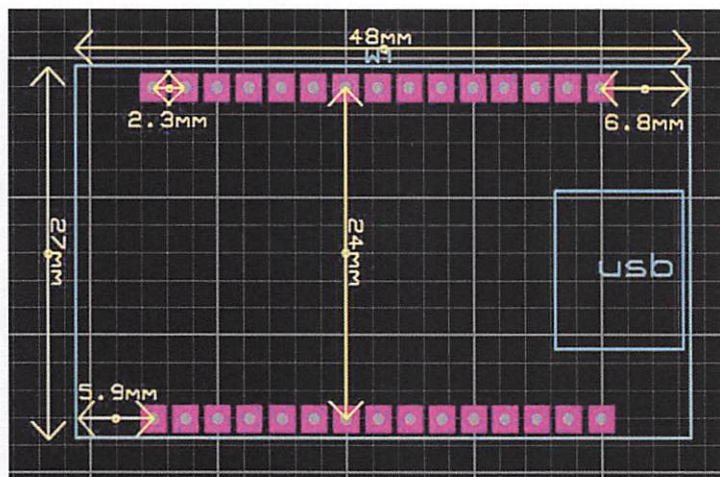
<li class="first"><a href="grafica.html" style="color:
#2E2E2E;">MONITOREO</a></li>
<li><a href="https://thephysiologist.org/study-materials/the-ecg-leads-polarity-
and-einthovens-triangle/" style="color: #2E2E2E;">INFORMACION</a></li>
<li><a
href="https://www.facebook.com/photo.php?fbid=1738308756227184&set=a.274
486335942774.67281.100001442292276&type=3&theater" style="color:
#2E2E2E;">CONTACTO</a></li>
</ul>
</div>
</div>
<!-- end #sidebar -->
<div style="clear: both;">&nbsp;</div>
<div id="footer">
<p>MONITOREO CARDIACO 2018. <a href="#">TUTOR: ING. PATRICIO
CORDOVA</a>
| <a href="#">AUTOR: DANIEL NARANJO</a> | <a
href="http://www.uta.edu.ec/v3.2/uta/">UTA</abbr></a>
| <a href="http://www.uta.edu.ec/v3.2/uta/"><abbr title="Cascading Style
Sheets">FISEI</abbr></a>
<a href="https://fisei.uta.edu.ec/"></p>
<p>INGENIERIA EN ELECTRÓNICA Y COMUNICACIONES
<p><a
href="https://www.google.com/maps?q=AMBATO+ECUADOR&um=1&ie=UTF
-8&sa=X&ved=0ahUKEwjksM7A-
uXZAhXMmVkJHTfQDcYQ_AUICygC">AMBATO - ECUADOR </a><a
href="https://edem-egov.org/" target="_blank"> 2018 </a> </p>
</div>
<!-- end #page -->
</div>
<!-- end #footer -->
</body></html>

```

### Anexo 7: Sistema electrónico portable para la adquisición de señales cardiacas

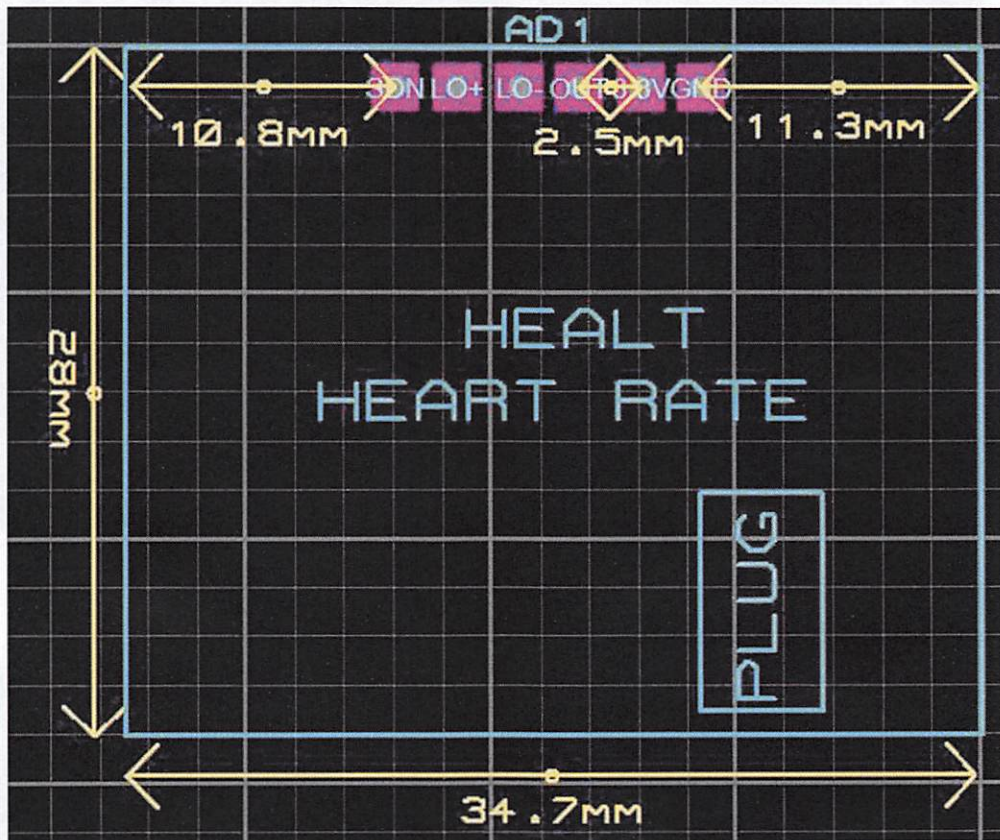


### Anexo 8: Diseño del Paquete PCB para el módulo NodeMCU en Proteus

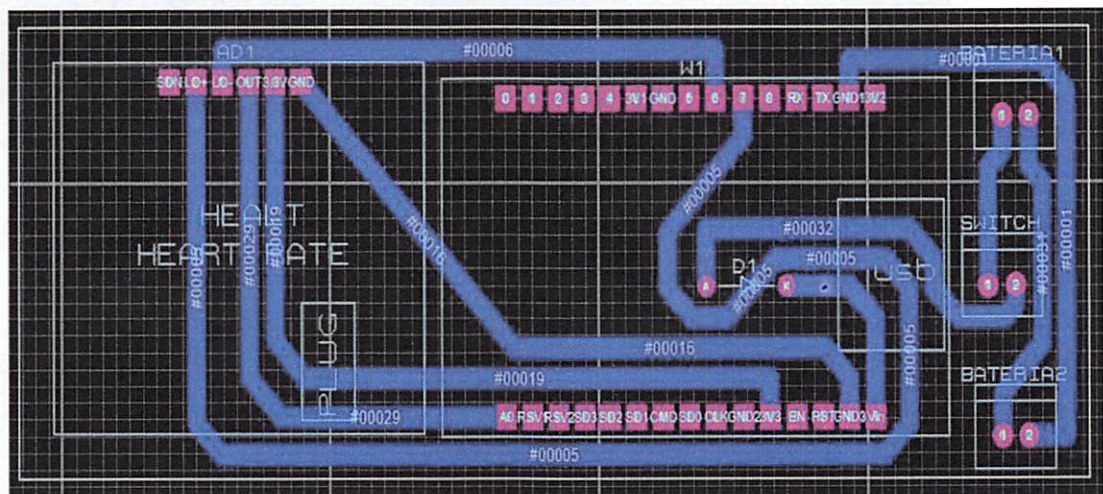




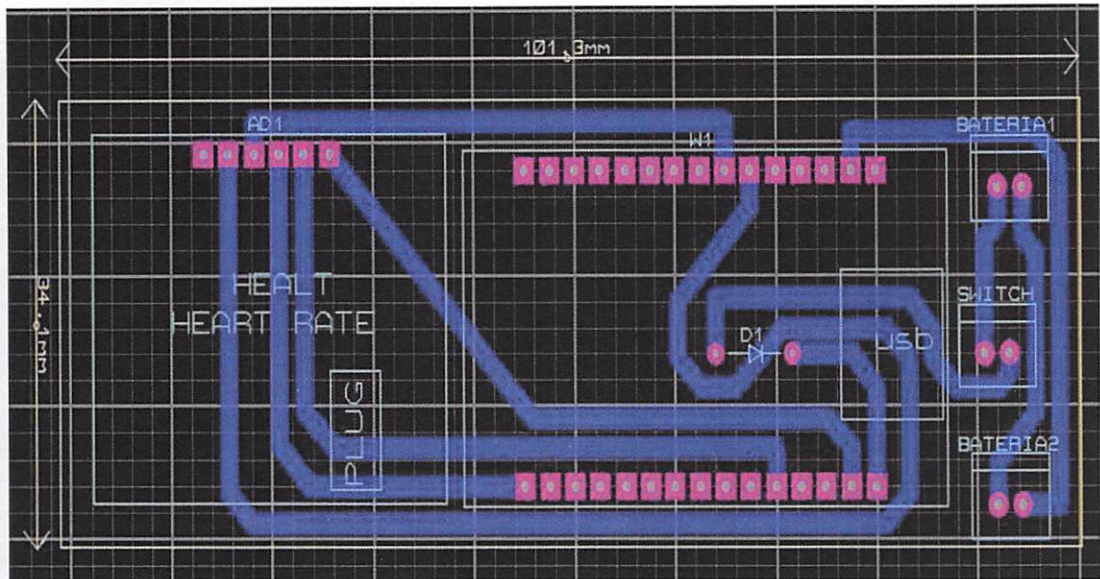
Anexo 9: Diseño del Paquetes PCB para el módulo AD8232 en Proteus



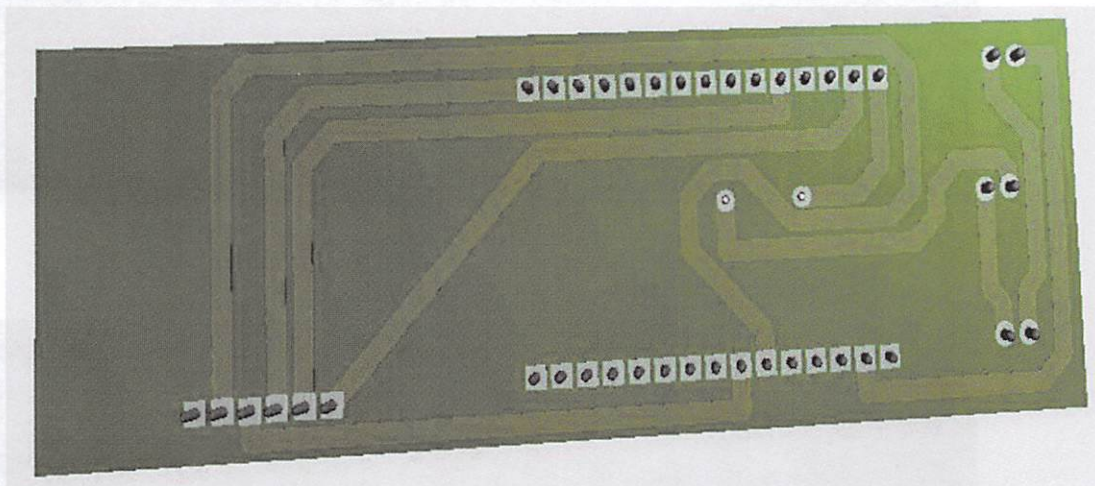
Anexo 10: Diseño PCB de la placa Electrónica.



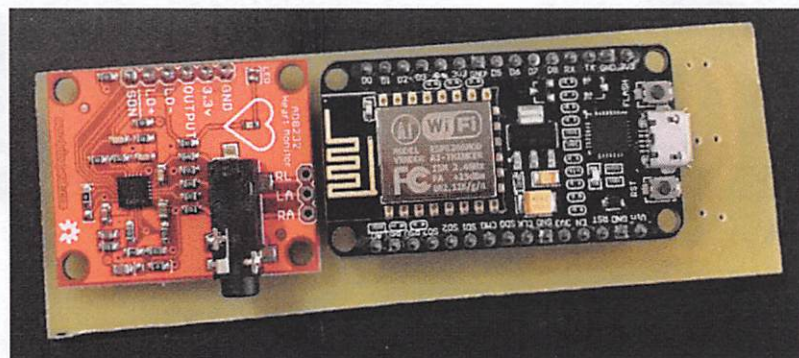
### Anexo 11: Dimensiones de la Placa Electrónica



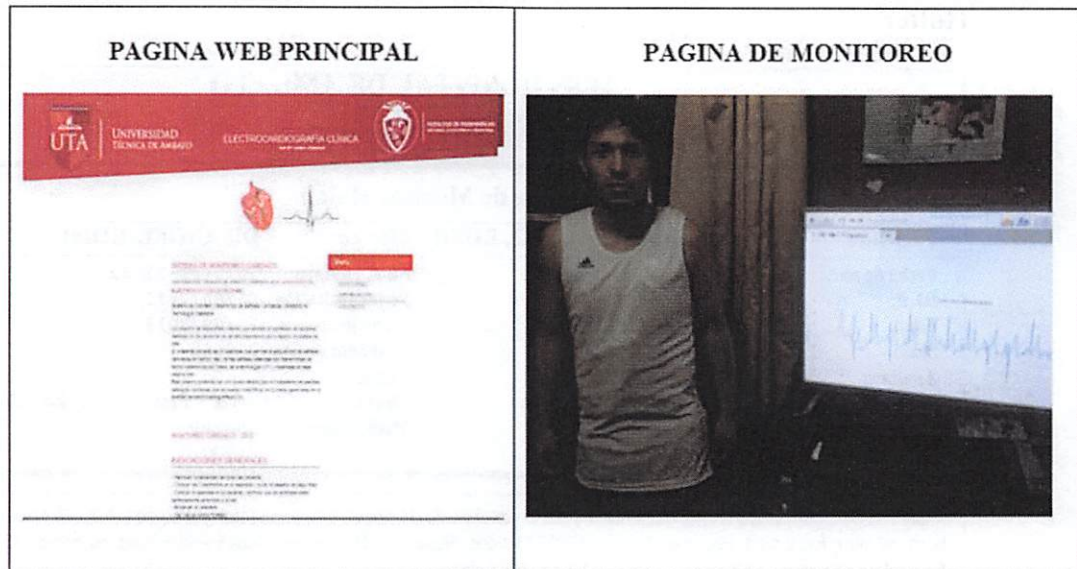
### Anexo 12: Visualización 3D de la placa



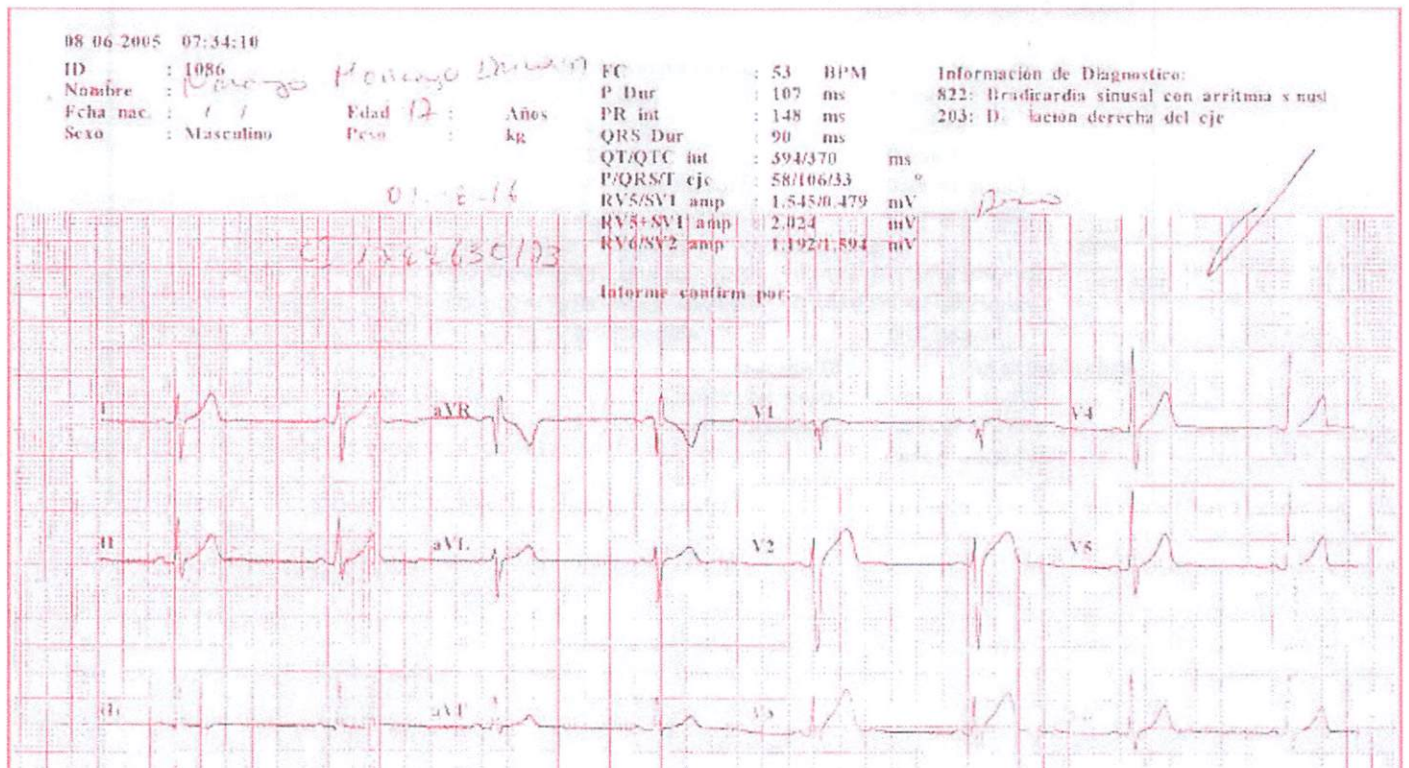
### Anexo 13: Placa electrónica construida.



Anexo 14: Visualización del sistema de monitoreo.



Anexo 15: Examen ECG del paciente Darwin Naranjo



**Anexo 16: Examen ECG de la paciente Ruth Moncayo, Electrocardiógrafo Holter**

**IESS HOSPITAL DE AMBATO  
CARDIOLOGÍA**

**Reporte de Monitor Holter**

<b>Paciente:</b>	<b>MONCAYOSUQREZ, RUTH</b>	<b>Médico:</b>	<b>DR ANGEL ROMO</b>
<b>Fecha de nac.:</b>		<b>Núm. análisis:</b>	2013-08-22 09:24
<b>ID #:</b>	1708098667	<b>Fecha grabación:</b>	21/08/2013
<b>Edad:</b>	47 Años	<b>Fecha procesam.:</b>	22/08/2013
<b>Sexo:</b>	F	<b>Grabadora núm.:</b>	030662
<b>Analista:</b>		<b>Técnico:</b>	
<b>Médico interpreta:</b>	DR RUBEN NARANJO E	<b>Altura:</b>	147 cm <b>Peso</b> 70 kg <b>BMI:</b> 32.4
<b>Indicaciones:</b>	PALPITA	<b>Medicaciones:</b>	ENALAP LEVOTI

MONCAYOSUQREZ, RUTH fue monitoreado por un total de 23:14 horas. El tiempo total analizado fue 23:12 horas. La hora del inicio fue 8:40-1. Había un total de 102977 latidos. Menos de 1% fueron latidos ventriculares, menos de 1% fueron latidos supraventriculares, y había 0 latidos estimulados.

Frecuencia cardiaca media: 74  
 Frecuencia cardiaca máxima: 136 a 12:33:45-1  
 Frecuencia cardiaca mínima: 45 a 4:32:58-2  
 Pausas: 0 (Mayor que 2.5 seg.)

<b>Ectopia ventricular</b>	<b>Ectopia supraventricular</b>
Total: 1	Total: 426
Simple: 1	Simple: 65
Pares: 0	Pares: 23
Total de series: 0	Total de series: 34
Latidos en series: 0	Latidos en series: 315
#latidos @ frecuencia	#latidos @ frecuencia
Serie más larga: 0 @ 9:40-1 0	Serie más larga: 62 @ 14:20-1 128
Serie más rápida: 0 @ 9:40-1 0	Serie más rápida: 62 @ 14:20-1 128
R sobre T: 0	Aberrante: 0

<b>Variabilidad de RR</b>	<b>ST Absoluto</b>
SDNN: 144 ms	Depresión: *** mm
pNN50: 16.36 %	Elevación: *** mm
RMSSD: 43 ms	

TENDENCIA DE LA FRECUENCIA CARDIACA (24 horas)

