*"Responsabilidad con pensamiento positivo"*

# UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA ISRAEL

## TRABAJO DE TITULACIÓN EN OPCIÓN AL GRADO DE:

**INGENIERO EN ELECTRÓNICA DIGITAL Y TELECOMUNICACIONES**

**TEMA:** DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE PIERNA DERECHA CON UN SISTEMA DE MEDICIÓN DE SIGNOS VITALES EN UN DISPOSITIVO SMARTPHONE

**AUTOR:** Alex Eduardo Sánchez De La Cueva

**TUTOR METODOLÓGICO:** Mg. Bolagay Egas Mauro Fernando

**TUTOR TÉCNICO:** Mg. Francisco Javier Jurado Pruna

**QUITO, ECUADOR**

**2019**

# DERECHOS DE AUTENTICIDAD

Yo, **Alex Eduardo Sánchez De La Cueva** alumno de la "Universidad Tecnológica Israel", declaro que he realizado este trabajo de titulación tomando en consideración citas bibliográficas que se nombran en este texto.

"La Universidad Tecnológica Israel", puede utilizar este trabajo de titulación como una ayuda bibliográfica.

Quito 2019

Autor:

…….

Alex Sánchez

**UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA ISRAEL**

**APROBACIÓN DEL TUTOR**

En mi calidad de tutor del trabajo de titulación certifico:

Que el trabajo de titulación **"DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE PIERNA DERECHA CON UN SISTEMA DE MEDICIÓN DE SIGNOS VITALES EN UN DISPOSITIVO SMARTPHONE."**, presentado por el **Sr. ALEX EDUARDO SÁNCHEZ DE LA CUEVA,** estudiante de la carrera de Electrónica Digital y Telecomunicaciones, reúne los requisitos y méritos suficientes para ser sometido a la evaluación del Tribunal de Grado, que se designe, para su correspondiente estudio y calificación.

Quito 2019

TUTOR

…….

Mg. Francisco Jurado

## APROBACIÓN DEL TUTOR

En mi calidad de tutor del trabajo de titulación certifico:

Que el trabajo de titulación **"DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE PIERNA DERECHA CON UN SISTEMA DE MEDICIÓN DE SIGNOS VITALES EN UN DISPOSITIVO SMARTPHONE."**, presentado por el **Sr. ALEX EDUARDO SÁNCHEZ DE LA CUEVA,** estudiante de la carrera de Electrónica Digital y Telecomunicaciones, reúne los requisitos y méritos suficientes para ser sometido a la evaluación del Tribunal de Grado, que se designe, para su correspondiente estudio y calificación.

Quito 2019

TUTOR

…….

Mg. Mauro Bolagay Egas

# AGRADECIMIENTOS

Agradezco principalmente a Dios, a mis padres, a mis hermanas que siempre estuvieron pendientes de mí, siendo un apoyo incondicional, a mi esposa que con el paso del tiempo se convirtió en mi motor para poder salir adelante, a mis suegros que siempre me motivaron para llegar al final de mi carrera.

Mi profundo agradecimiento a todas las autoridades y personal que hacen la Universidad Tecnológica Israel en especial al área de Electrónica Digital en Redes y Telecomunicaciones.

# DEDICATORIA

Este presente trabajo principalmente se lo dedico a Dios por inspirarme y darme fuerzas para lograr triunfar en este sueño tan anhelado.

Quiero agradecer a mis padres que siempre fueron un pilar fundamental en mi vida, una muestra de amor, respeto y dedicación, que siempre me enseñaron que se debe luchar por las metas que uno se traza, que gracias a su educación, comprensión y amor pude lograr concluir con este sueño.

A mis hermanas, a mis sobrinos por siempre llenarme de cariño y estar al pendiente de mi avance a lo largo de mi carrera.

A mi abuelita, por todos sus detalles, por su preocupación y su amor tan incondicional.

A mi esposa porque siempre me ayudo, me motivo y me inspiro a seguir en los momentos más duros.

# TABLA DE CONTENIDO

PORTADA ..... i
DERECHOS DE AUTENTICIDAD ..... ii
CERTIFICACIÓN DEL TUTOR ..... iii
AGRADECIMIENTOS ..... v
DEDICATORIA ..... vi
TABLA DE CONTENIDO ..... vii
LISTA DE FIGURAS ..... x
LISTA DE TABLAS ..... xii
RESUMEN ..... xiii
ABSTRACT ..... xiv
INTRODUCCIÓN ..... 2
ANTECEDENTES DE LA SITUACIÓN OBJETO DE ESTUDIO ..... 2
PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN: PRESENTACIÓN Y JUSTIFICACIÓN ..... 4
OBJETIVOS. ..... 4
OBJETIVO GENERAL: ..... 4
OBJETIVOS ESPECÍFICOS: ..... 5
LA HIPÓTESIS O IDEAS A DEFENDER EN EL PROCESO INVESTIGATIVO ..... 5
ALCANCE ..... 5
DESCRIPCIÓN DE LOS CAPÍTULOS ..... 6
CAPÍTULO 1 ..... 7
FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA ..... 7
1.1 Prótesis de miembro ..... 7
1.1.1 Tipos de prótesis de miembros inferiores ..... 7
1.2 Signos vitales ..... 9
1.2.1 Funcionamiento de la Frecuencia cardíaca ..... 10
1.2.1.1 El corazón ..... 10
1.2.1.2 Latido cardíaco ..... 11
1.2.2 Frecuencia cardíaca ..... 12
1.2.3 Como se mide la frecuencia cardíaca ..... 12
1.2.4 Concepto y bases de la variabilidad de la frecuencia cardíaca ..... 13
1.2.5 Pulso femoral, en el muslo (arteria femoral). ..... 14

1.2.6 Pulso poplíteo, bajo la rodilla en la fosa poplítea. ..... 15
1.3 Temperatura Corporal ..... 16
1.4 Componentes Electrónicos ..... 17
1.4.1 Módulo ESP32 con Bluetooth ..... 17
1.4.2 Sensor de ritmo cardiaco y Oxigenación de la sangre ..... 18
1.4.3 Sensor de Temperatura ..... 19
1.4.2 Módulo TCP4056 ..... 20
1.5 Software ..... 20
1.5.1 Android IOS ..... 20
1.5.1.1 Que es Android Studio ..... 21
CAPÍTULO 2 ..... 22
MARCO METODOLÓGICO ..... 22
2.1 METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN ..... 22
2.2 MÉTODO E INSTRUMENTO DE LA INVESTIGACIÓN ..... 23
2.3 PROCEDIMIENTO ..... 24
2.3.1 Metodología Seleccionada ..... 24
2.3.1.1 Fase I. Definición de las especificaciones ..... 24
2.3.1.2 Fase II. Esquema general del Hardware ..... 24
2.3.1.3 Fase III. Adaptación entre software y hardware ..... 24
2.3.1.4 Fase IV. Desarrollo de algoritmo ..... 25
2.3.1.5 Fase V. Fabricación de la carcasa ..... 25
2.3.1.6 Fase VI. Pruebas finales ..... 25
2.4 PRUEBA PILOTO ..... 25
CAPÍTULO 3 ..... 26
PROPUESTA ..... 26
3.1 Propuesta de diseño ..... 26
3.2 Diseño del circuito electrónico en Autodesk Eagle ..... 27
3.3 Conexión de los sensores al microcontrolador ..... 28
3.4 Ubicación de los sensores en la prótesis ..... 28
3.5 Vista simulada de la PCB ..... 29
3.6 Diseño de la estructura esquema y dimensiones ..... 29
3.6.1 Carcasa del dispositivo ..... 29
3.6.2 Dimensiones ..... 30

3.6 Programación del microcontrolador ..... 31
3.6 Cálculo de reducción de errores de medición ..... 33
3.7 Cálculo de consumo y autonomía ..... 34
3.8 Algoritmo para conocer la tensión arterial ..... 35
3.9 Desarrollo de la Aplicación para el teléfono inteligente ..... 37
3.10 Ventajas del dispositivo ..... 38
3.11 Costos del dispositivo ..... 39
CAPÍTULO 4 ..... 40
IMPLEMENTACIÓN ..... 40
4.1 Desarrollo y montaje del prototipo ..... 40
4.2 Dispositivo Final ..... 42
4.3 Pruebas de funcionamiento ..... 42
4.4 Funcionamiento de la batería ..... 43
4.5 Envió de datos al teléfono inteligente ..... 44
4.5.1 Historial de mediciones ..... 44
4.6 Pruebas finales ..... 45
4.7 Obtención del certificado de funcionamiento ..... 46
4.8 Retroalimentación por parte del usuario ..... 46
CONCLUSIONES ..... 48
RECOMENDACIONES ..... 49
REFERENCIAS ..... 51

# LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 Prótesis de miembro inferior Transtibial. a) Diseño endoesquelético b) Exoesquéletico ..... 8
Figura 1.2 Prótesis de miembro inferior Transfemoral a) Diseño endoesquelético b) diseño exoesquelético ..... 8
Figura 1.3 Partes del Corazón Humano ..... 10
Figura 1.4 Sístole y Diástole ..... 11
Figura 1.5 Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca. ..... 13
Figura 1.6 Arterias del muslo ..... 15
Figura 1.7 Arteria de la parte posterior de la rodilla ..... 16
Figura 1.8 Módulo ESP32 ..... 17
Figura 1.9 Pulsioxímetro MAX30100 ..... 19
Figura 1.10 Sensor DS18B20 ..... 19
Figura 1.11 Módulo de Potencia ..... 20
Figura 3.1 Diagrama de bloques del sistema ..... 26
Figura 3.2 Circuito electrónico ..... 27
Figura 3.3 Conexión de los sensores ..... 28
Figura 3.4 Diseño de PCB ..... 29
Figura 3.5 Carcasa 3D ..... 30
Figura 3.6 Dimensiones de la carcasa ..... 30
Figura 3.7 Flujograma de funcionamiento ..... 32
Figura 3.8 Señal del sensor cardíaco con ruido ..... 33
Figura 3.9 Señal sin ruido ..... 34
Figura 3.10 Programación de la aplicación ..... 36
Figura 3.11 Interfaz gráfica de la aplicación ..... 37
Figura 4.1 PCB final ..... 40
Figura 4.2 Dispositivo con sensores ..... 41
Figura 4.3 Carcasa impresa en 3D ..... 41
Figura 4.4 Dispositivo instalado ..... 42
Figura 4.5 Pruebas de funcionamiento ..... 42

Figura 4.6 Aplicación en el móvil ..... 44
Figura 4.7 Historial de mediciones Autor ..... 45
Figura 4.8 Pruebas finales ..... 45

# LISTA DE TABLAS

Tabla 1.1 Especificaciones técnicas del módulo ESP32 ..... 18

Tabla 3.1 Costos ..... 39

Tabla 4.1 Pruebas de duración de batería ..... 43

Tabla 4.2 Pruebas de carga de batería ..... 43

Tabla 4.3 Satisfacción del Usuario ..... 47

# RESUMEN

El propósito principal de este proyecto es la elaboración de un dispositivo de monitoreo de signos vitales en una persona con discapacidad física, específicamente una persona con una prótesis de miembro inferior derecho, la idea principal es que este paciente pueda monitorear su ritmo cardiaco, temperatura corporal, presión arterial y saturación de oxígeno en la sangre. En el desarrollo de este dispositivo se incorporó en una prótesis de miembro inferior derecho, sensores capaces de medir el ritmo cardiaco en la arteria femoral, así como la saturación en la sangre, además un sensor de temperatura, estos sensores están conectados directamente a un microcontrolador ESP32, el cual recibe estas señales y las muestra por una pantalla OLED incorporada, estos valores también son enviados mediante comunicación Bluetooth a un teléfono inteligente en el cual se encuentra instalada una aplicación creada para mostrar los signos vitales al usuario.

**Palabras Clave:** Microcontrolador ESP32, Sensor DS18B20, MAX30100, signos vitales, prótesis, monitoreo, teléfono inteligente, Bluetooth.

# ABSTRACT

The main purpose of this project is the development of a vital signs monitoring device in a person with physical disability, specifically a person with a right lower limb prosthesis, the main idea is that this patient can monitor his heart rate, body temperature, blood pressure and oxygen saturation in the blood. In the development of this device, sensors capable of measuring the heart rhythm in the femoral artery, as well as blood saturation, and a temperature sensor were incorporated into a right lower limb prosthesis, these sensors are directly connected to a microcontroller ESP32, which receives these signals and displays them through a built-in OLED screen, these values are also sent via Bluetooth communication to a smartphone in which an application created to show the vital signs to the user is installed.

**Keywords**: ESP32 microcontroller, DS18B20 sensor, MAX30100, vital signs, prostheses, monitoring, smartphone, Bluetooth.

# INTRODUCCIÓN

## ANTECEDENTES DE LA SITUACIÓN OBJETO DE ESTUDIO

Las personas mayores que han sufrido amputación de alguno de sus miembros suelen tener una salud delicada; es por esto que se propone la idea de combinar tanto la electrónica, como el empleo de prótesis mecánicas que son las que sustituyen las extremidades perdidas (Amputados 2010).

En la actualidad es muy fácil conseguir elementos electrónicos, realizar prototipos resulta muy barato en comparación con años anteriores, existen lugares donde se pueden encargar en la fabricación de diseños de PCBs (Printed Circuit Board) a muy bajos costos. Cualquier persona desde casa puede crear dispositivos e incluso modificar estos de acuerdo a gustos y necesidades personales.

Con este proyecto se pretende añadir a una prótesis de miembro inferior derecho donada por una fundación, un dispositivo electrónico, que ayudará a un usuario a monitorear sus signos vitales mediante el desarrollo de un sistema que permita recibir señales de varios sensores. El objetivo principal de las prótesis es restablecer, lo más cerca posible, la capacidad funcional que anteriormente tenía un paciente que ha perdido en miembro (KConnolly 2018).

Cuando se usa una prótesis esta suele estar sujeta a una parte incompleta de la extremidad perdida, o puede estar sujeta a alguna parte del tronco cercana al lugar donde están las extremidades, por este motivo dependiendo del lugar donde se coloque la prótesis, esta puede generar mucha presión sobre lugar donde se agarra, generando que la sangre no se distribuya de forma normal, ocasionando cansancio y agotamiento. Esto da la necesidad de que el usuario tenga en mente no hacer demasiada fuerza o estar usando su prótesis por largos periodos de tiempo.

En nuestro país el porcentaje de personas registradas con alguna discapacidad física es del 46.70% del total de personas con discapacidad en general, estas personas son las que más comúnmente utilizan prótesis mecánicas (Consejo de discapacidades Ecuador).

Existen pocos trabajos en los que se unan tanto la parte electrónica como la parte mecánica en la creación de aparatos que ayuden de forma directa al usuario, se encuentran muchos trabajos en los cuales se diseñan y fabrican prótesis de miembros inferiores partiendo de análisis anatómicos, basándose en los grados de libertad de estos, se han creado prototipos con funciones como modo caminata, modo ajuste etc. es muy común encontrar investigaciones de materiales en la creación y fabricación de prótesis de miembros inferiores.

Un trabajo que llama la atención es la del diseño de sistema electrónico con interfaz a un computador el cual detecta la actividad muscular de un paciente con miembro inferior amputado. (Pedraza J. 2017) Del cual se tomó la idea de crear un dispositivo específico para miembros amputados inferiores y del cual pueda añadirse sensores.

Otro trabajo parecido usa sistemas optoelectrónicos para capturar los movimientos de una rodilla monocéntrica, los cuales son también obtenidos para ser visualizados en un computador. (Guzhñay A., Calle L. 2015) De este proyecto se observó que es posible medir signos desde un miembro amputado y observarlos en un computador, en cambio el dispositivo que se plantea diseñar podrá obtener valores de signos vitales y no mostrarlos en un computador sino en un microcontrolador para reducir costos y tamaño del objeto.

Sobre todo, las investigaciones en pacientes amputados se tratan de analizar y crear nuevas herramientas para comprender las diferencias entre una persona con amputación y una persona normal, como es la investigación computarizada de marcha de amputados transfemoral unilateral con prótesis endoesquelética y exoesquelética que se ha realizado en países como Colombia y Estados Unidos. (Ávila C. 2003) y (Torres T. 2015)

# PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN: PRESENTACIÓN Y JUSTIFICACIÓN

Las personas que han perdido su extremidad inferior derecha debido a factores como accidentes, enfermedades congénitas, entre otros, necesitan de algún tipo de mecanismo para poder movilizarse. Por lo general se desplazan empleando un par de muletas que pueden llegar a ser molestosas para una correcta movilización, debido a que el comprar o mandar a fabricar una prótesis, con un dispositivo electrónico que monitoree signos vitales, puede requerir una alta inversión que no todo el mundo puede costear.

Por este motivo el presente proyecto pretende añadir a una prótesis existente, un dispositivo electrónico, que ayudará al usuario a monitorear su salud mediante el desarrollo de un sistema que permita observar los signos vitales del mismo.

Desde el punto económico y social, este proyecto ayudará a la creación de dispositivos de bajo coste, asequibles a personas de bajos recursos económicos que tengan amputaciones de miembros inferiores y que no se puedan permitir comprar aparatos importados de altos costos.

Desde el punto tecnológico al ser un dispositivo que muestra los signos vitales a través de una aplicación de teléfono móvil, mejorará considerablemente la forma en que los doctores controlan la salud de los pacientes, ya que no será necesario un historial médico en papel, los signos vitales podrán consultarse directamente en un teléfono inteligente. Esto significa que incluso los médicos pueden llevar controles y con la información recopilada pueden realizar investigaciones científicas que tengan que ver con la salud de personas amputadas.

# OBJETIVOS.

## OBJETIVO GENERAL:

Desarrollar un prototipo de prótesis de pierna derecha con un sistema de medición de signos vitales en un dispositivo Smartphone.

## OBJETIVOS ESPECÍFICOS:

Crear un dispositivo electrónico capaz de enviar datos de frecuencia cardiaca por medio de tecnología Bluetooth.

Estructurar un sistema electrónico de monitoreo de ritmo cardíaco, que pueda ser incorporado a una prótesis de miembro inferior sin interferir en el uso de este.

Modificar la estructura física de la prótesis para poder encajar los sensores de frecuencia cardiaca, el circuito de control y comunicación.

Implementar un circuito electrónico con sensores y comunicación en una prótesis de extremidad inferior derecha.

Realizar pruebas de funcionamiento del dispositivo.

## LA HIPÓTESIS O IDEAS A DEFENDER EN EL PROCESO INVESTIGATIVO

¿Es posible adaptar un sistema de monitoreo de signos vitales a una prótesis existente sin producir molestias al usuario de la misma?

Con la evolución de la tecnología en la actualidad se han creado sensores de tamaños muy pequeños, se pretende aprovechar de esta característica en la creación de un acoplamiento de sensores que permitan medir los signos vitales de una persona sin presentar molestias al usuario y que este o un profesional de la salud pueda monitorear estos valores.

## ALCANCE

El sistema comprendido por una prótesis de miembro derecho y el sistema de monitoreo de signos vitales con exportación de datos mediante Bluetooth a un teléfono inteligente, será capaz de realizar las siguientes tareas:

- Se adaptará a una prótesis de miembro del tipo exoprótesis endoesquelético transtibial como transfemoral
- Poseerá una batería con carga eléctrica para el funcionamiento por dos horas.

- No ser un sistema molesto para el usuario. (Colocación compleja, peso extra, incómodo para la realización de tareas diarias)
- Debido al punto anterior, la lectura de la frecuencia cardiaca y la presión arterial no podrían tomarse por la dificultosa acomodación de los sensores necesarios.
- Poder enviar datos de ritmo cardíaco y temperatura corporal a cualquier Smartphone que cuente con una aplicación previamente instalada
- Sus sensores serán colocados de manera que no presenten molestias al usuario durante el uso de la prótesis.
- Mostrar el rango de pulsos de corazón por minuto, la temperatura corporal y la frecuencia respiratoria a un dispositivo Smartphone.

## DESCRIPCIÓN DE LOS CAPÍTULOS

En el capítulo I se abordan los conceptos básicos de anatomía en la medición de signos vitales con especial en la medición del ritmo cardiaco en las extremidades inferiores, se explica brevemente en qué lugares de la pierna normalmente los profesionales de la salud pueden colocar los dedos para sentir las arterias en donde es más factible sentir el pulso. También se aborda los fundamentos teóricos y menciones técnicas que se usaran durante el desarrollo del proyecto como es el tipo de microcontrolador y los tipos de sensores.

En el capítulo II se detalla el marco metodológico, se explica que métodos de investigación serán utilizados para el desarrollo del diseño, construcción y pruebas del dispositivo que mediara los signos vitales de un paciente.

En el capítulo III se detalla el desarrollo del dispositivo, se explica los programas usados, los algoritmos programados en el microcontrolador, así como el diseño de la placa electrónica.

En el capítulo IV se detalla la implementación del sistema, el desarrollo físico del prototipo, las pruebas realizadas, una pequeña encuesta al usuario para conocer si el dispositivo afecta su desempeño diario, además de una tabla con los costos que alcanzo el desarrollo del dispositivo.

# CAPÍTULO 1

# FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

## 1.1 Prótesis de miembro

Se define como prótesis de miembro a un elemento artificial capaz de integrase al cuerpo humano con la finalidad de reemplazar una extremidad que se encuentra ausente, su objetivo es el intentar cumplir la función que desarrollaba la extremidad retirada, algunas prótesis pueden cumplir una función estética. En algunos casos las personas nacen sin su órgano, esto se conoce como agenesia y en estos casos también pueden completar su cuerpo con el uso de prótesis. (González C. 2005)

### 1.1.1 Tipos de prótesis de miembros inferiores

Los miembros inferiores son las extremidades que se encuentran unidas al torso de una persona a través de la cintura. Cuando una persona sufre una amputación y requiere de una prótesis esta puede clasificarse según varios niveles. (Gonzáles C. 2016)

Nivel de Amputación

- Hemipelvectomía. Prótesis por encima de la rodilla (Transfemoral) y prótesis por debajo de la rodilla (Transtibial).
- Desarticulados (cadera, rodilla, tobillo).
- Amputación parcial del pie.
- Material Constitutivo.

- Convencionales.
- Modulares.
- Características estructurales.
- Endoprótesis (prótesis articulares como rodilla y cadera) ver figura 1.1 “a” y “b”.

- Exoprótesis (prótesis de miembros superiores e inferiores) ver figura 1.2 “a” y “b”.

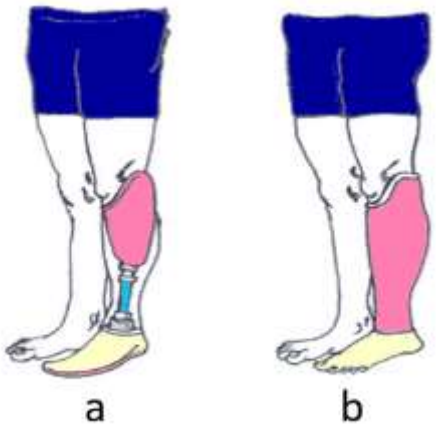



**Figura 1.1 Prótesis de miembro inferior Transtibial**

**Fuente: (Gonzáles C. 2016)**

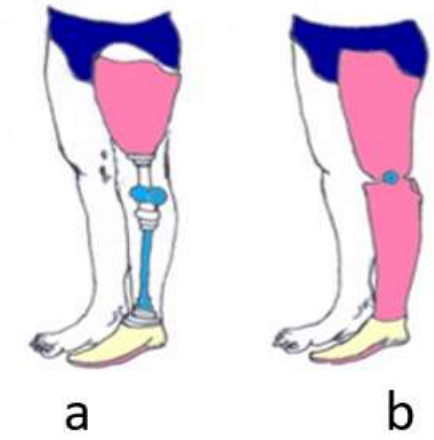



**Figura 1.2 Prótesis de miembro inferior Transfemoral**

**Fuente: (Gonzáles C. 2016)**

## 1.2 Signos vitales

Son mediciones de las funciones básicas del cuerpo humano, sirven para detectar o monitorizar varios problemas de salud, estos expresan de forma inmediata los cambios funcionales que suceden en el organismo, de este modo el medico se orienta sobre cualquier alteración de la salud. Existen cuatro signos vitales principales que son:

- Temperatura Corporal
- Pulso
- Frecuencia Respiratoria
- Presión Arterial

Hay que destacar que la presión arterial no es considerada como un signo vital (Ronchester University), (Heart & Vascular Institute), sin embargo, los profesionales médicos los monitorizan de forma rutinaria.

Los signos vitales suelen cambiar con el paso del tiempo, aunque también dependen del sexo del paciente, el peso, la capacidad para ejercitarse y la salud en general. (MedLinePlus 2019)

En reposo los rangos normales de los signos vitales son:

- Presión Arterial: 90/60 mm Hg hasta 120/80 mm Hg
- Frecuencia Respiratoria: 12 a 18 respiraciones por minuto
- Pulso: 60 a 100 latidos por minuto
- Temperatura Corporal: 36°C a 37°C en promedio 37°C

## 1.2.1 Funcionamiento de la Frecuencia cardíaca

### 1.2.1.1 El corazón

El corazón (Figura 1.3) es un órgano vital que integra una parte esencial del sistema circulatorio cuya función principal es el bombeo de la sangre a todo el cuerpo y el cual se encuentra ubicado en el tórax, el corazón puede palpitar aproximadamente a 100000 veces al día con lo que logrando impulsar 8000 litros de plasma. (Anatomía G. 2011)

El aparato cardiovascular se compone del corazón junto con todo el aparato circulatorio, el corazón es el órgano que actúa como una bomba que se encarga de empujar la sangre hacia otros órganos, tejidos y en general a todas las células del organismo. La sangre consta del plasma sanguíneo, eritrocitos, plaquetas y leucocitos, esta se encarga de suministrar oxígeno y nutrientes y recoger el dióxido de carbono y los desechos producidos por las células. (Anatomía G. 2011)

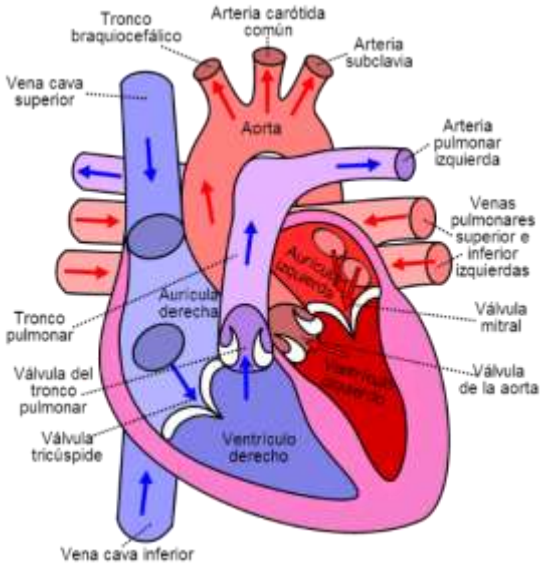



**Figura 1.3 Partes del Corazón Humano**

**Fuente: (Anatomía G. 2011)**

### 1.2.1.2 Latido cardíaco

Se conoce como latido cardíaco al bombeo de la sangre en dos fases cuya duración es aproximadamente de un segundo. Cuando la sangre se acumula en la aurícula derecha e izquierda del corazón, el nodo sino auricular que puede ser llamado como marcapasos natural del corazón, genera una señal eléctrica que estimula la contracción de las aurículas (Anatomía G. 2011).

Cada contracción de las aurículas bombea la sangre a través de las válvulas tricúspide y mitral hacia los ventrículos inferiores derecho e izquierdo que se encuentran en reposo, esta fase se le denomina diástole y es el ciclo más largo (Anatomía G. 2011).

Una segunda fase de bombeo comienza cuando los ventrículos inferiores se encuentran llenos de sangre y el nodo sino auricular genera un impulso eléctrico que estimula los ventrículos a su contracción, una fase denominada sístole, se cierran las válvulas tricúspide y mitral para impedir el retorno de la sangre a los ventrículos superiores, se abren las válvulas pulmonar y aortica, el ventrículo derecho impulsa la sangre hacia los pulmones para ser esta oxigenada mientras que el ventrículo izquierdo envía la sangre por la aorta, como se observa en la Figura 1.4.

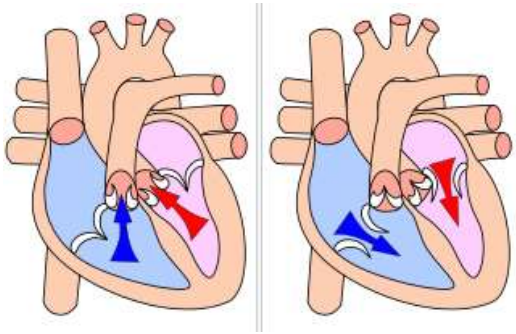


**Figura 1.4 Sístole y Diástole**
**Fuente: (Anatomía G. 2011)**

Luego de que la sangre pase a la arteria pulmonar y a la aorta, los ventrículos se relajaran y las válvulas pulmonar y aortica se cerraran esto genera una reducción de presión

en los ventrículos abriéndose así las válvulas tricúspide y mitral comenzando así el ciclo una vez más (Anatomía G. 2011).

### 1.2.2 Frecuencia cardíaca

El número de veces que el corazón se contrae durante un minuto es denominado frecuencia cardiaca. Una determinada frecuencia cardiaca junto a cierta presión arterial son los ingredientes para un correcto funcionamiento del organismo ya que no basta solo con bombear sangre hacia todos los órganos. Esto hace que el corazón requiera un alto consumo de energía en cada latido que realiza (Anatomía G. 2011).

La frecuencia cardiaca al momento de nacer es muy elevada debido a que la actividad del organismo es muy intensa, pero a partir del primer mes de vida esta va disminuyendo hasta llegar a la edad adulta, cuando se vuelve aproximadamente estable después de los 20 años.

El ritmo cardiaco normal en reposo suele oscilar entre las 60 y 100 pulsaciones por minuto, esta oscilación puede variar a lo largo del día y la noche, además de variar dependiendo de varios estímulos externos como es el miedo, enfermedades, ejercicio físico por poner varios ejemplos (Anatomía G. 2011).

### 1.2.3 Como se mide la frecuencia cardíaca

Un examen muy común para medir el número de latidos cardíacos por minuto consta por tomar el pulso en las zonas por las cuales una arteria pasa cerca de la piel las más comunes son:

- La muñeca (pulso cubital o ulnar, pulso carotideo)
- La ingle (pulso femoral)
- La sien (pulso temporal)
- La parte posterior de las rodillas (pulso popliteo)
- La parte alta o cara interna del pie (pulso dorsal o pedio)
- El cuello (pulso facial)

El pulso más fiable se encuentra en la muñeca, aunque el pulso en la zona del cuello sintiendo con la palma la carótida también es muy fiable. Por lo general el pulso más recomendable a la hora de medir el ritmo cardíaco es el pulso radial.

### 1.2.4 Concepto y bases de la variabilidad de la frecuencia cardíaca

En la actualidad con el avance de la tecnología, muchos deportistas cuantifican su actividad física para mejorar su rendimiento y controlar su salud, son muy habituales los usos de pulsómetros y aplicaciones móviles. A nivel amateur el parámetro que normalmente se mide es el de ppm (pulsaciones por minuto). En función de algunos de estos datos se pueden obtener ciertos parámetros que mejoran la calidad del ejercicio físico del deportista.

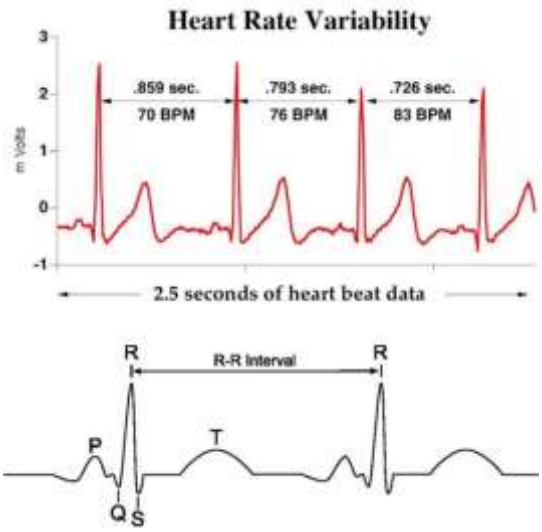



**Figura 1.5 Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca.**
**Fuente: (Mediplus 2011)**

La Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca se describe como la variación, esta se encuentra expresada en milisegundos entre latido y latido como se observa en la figura 1.5. En un electrocardiograma es donde se puede lograr ver este parámetro, este está formado por el complejo QRS (la representación gráfica de la despolarización de los ventrículos del corazón) el típico dibujo en donde se observan los picos (ondas R). El tiempo entre estos picos R-R, es exactamente la variabilidad de la frecuencia cardíaca. Los milisegundos de esta variación representan la relación del corazón con el sistema nervioso autónomo, encargado de hacer latir al corazón.

Durante el entrenamiento esta variación se modifica ampliamente, por lo que, al estudiar de maneras no invasivas, es una buena forma de cuantificar los avances en los programas de entrenamiento, además de ayudar a definir la salud del corazón en situaciones de reposo y esfuerzo (Anatomía G. 2011).

Resulta muy útil conocer la relación entre la conocida frecuencia cardíaca y la variabilidad de la frecuencia cardiaca: a medida que aumenta la intensidad del ritmo cardíaco, la variabilidad de la frecuencia cardiaca disminuye. Este hecho tiene una sencilla explicación y es que, si el corazón necesita bombear más sangre, por una demanda generada por la intensidad del esfuerzo físico, el corazón debe latir más rápido y el tiempo entre latido será menor. Además de esta relación, la variabilidad de la frecuencia cardíaca también viene determinada por otro tipo de factores como las emociones, la motivación, el nivel deportivo, la temperatura, la respiración etc.

### 1.2.5 Pulso femoral, en el muslo (arteria femoral).

El ligamento de Poupart se encuentra bajo la parte medial del ligamento inguinal, para tomar el pulso en esta región, se debe presionar la arteria femoral contra el hueso fémur, algunas veces es necesario presionar un poco más abajo, cerca del muslo ver Figura 1.6.

Se dice que las personas tienen dos pulsos femorales, el derecho y el izquierdo. El pulso femoral es sincrónico en condiciones normales, por lo que da igual tomar el pulso femoral izquierdo o derecho, además es sincrónico con el pulso radial.

Existen pacientes cuyo pulso femoral pude ser débil o de localización dificultosa, por lo tanto, suele ser descartado para una examinación. Este problema se da sobre todo en personas obesas, la ausencia de este pulso puede ser un indicativo de falta de riego a la extremidad inferior, por lo que si no se detecta puede tomarse el pulso en una zona más baja como es detrás de la rodilla o en el tobillo artera tibial posterior.

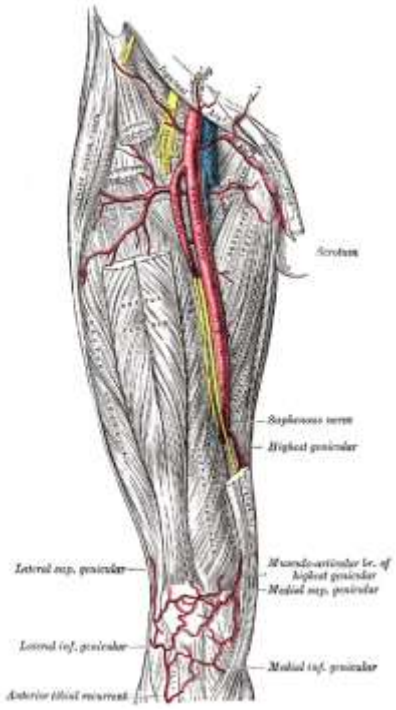



**Figura 1.6 Arterias del muslo**

**Fuente: (Anatomía G. 2011)**

## 1.2.6 Pulso poplíteo, bajo la rodilla en la fosa poplítea.

La arteria poplítea (Figura 1.7) es la continuación de la arteria femoral, que se inicia en el aductor y termina cerca de la rodilla donde se divide en las arterias tibial anterior y posterior. (Anatomía General 2011)

Para medir el pulso poplíteo hay que presionar los dedos en la parte posterior de la rodilla hasta sentir un ligamento, en este lugar donde deben colocarse la yema de los dedos y posicionando la rodilla en leve flexión, para poder relajar la piel y los músculos correspondientes, entonces podrá tomarse el pulso.

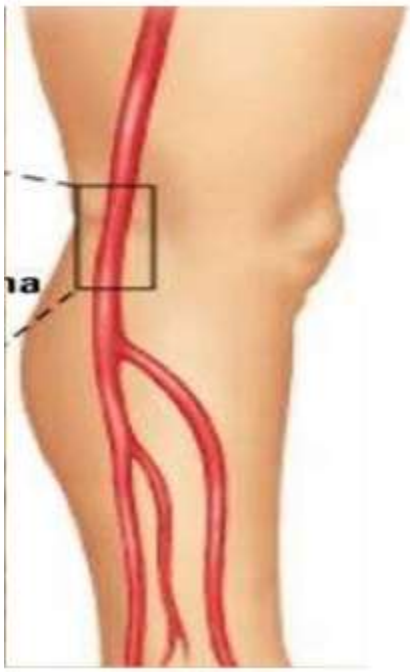


**Figura 1.7 Arteria de la parte posterior de la rodilla**
**Fuente: (Anatomía G. 2011)**

## 1.3 Temperatura Corporal

Es una medida de la capacidad del organismo de generar y eliminar calor, los vasos sanguíneos en la piel se dilatan para transportar exceso de calor a la superficie de la piel o se contraen para reducir el flujo de sangre y conservar el calor corporal. La temperatura normal del cuerpo de un ser humano varía dependiendo del género, de la actividad que realice, del consumo de alimentos y líquidos, la hora del día, y en mujeres dependerá de la fase del ciclo menstrual en la que se encuentren.

Se puede medir de las siguientes maneras:

- Oral: con cualquier termómetro en la boca
- Rectal: se toma en el recto con un termómetro de vidrio o digital.
- Axilar: debajo del brazo con un termómetro
- Oído: con termómetro especial se mide la temperatura del tímpano.
- En la piel: Con un termómetro especial podemos medir la temperatura mediante una luz infrarroja en la frente.

Tenemos dos tipos de complicaciones en cuanto a la temperatura temperatura alta (fiebre) cuando la temperatura sobrepasa los 37°C o temperatura baja (hipotermia) cuando la temperatura se encuentra por debajo de los 35°C. (University of Rochester 2015)

## 1.4 Componentes Electrónicos

### 1.4.1 Módulo ESP32 con Bluetooth

El protocolo Bluetooth fue diseñado básicamente con el objetivo de tener un dispositivo de pequeño tamaño, de un bajo consumo eléctrico y que sea de bajo precio. Bluetooth sigue las especificaciones IEEE 802.15.1, trabaja en las frecuencias de 24002484.5 MHz de la banda ISM (Industria, científica y medica). Un módulo Bluetooth permite agregar una conexión inalámbrica que usa una interfaz TTL entre microcontroladores, computadores de escritorio, laptops e incluso teléfonos inteligentes.

Sus principales características son:

- Dispositivo económico y sencillo de usar.
- Puede usarse en modo esclavo o modo master.
- Voltaje de operación 3.6V a 6V.
- Consumo de corriente: 30mA a 40mA.
- Alcance 5m a 10m.
- Velocidad de transmisión de datos entre 1200BPS y1,3MBPS.

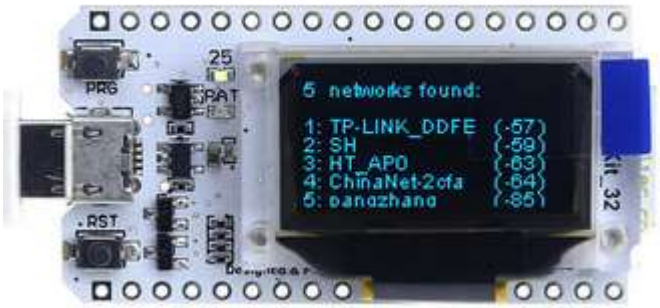



**Figura 1.8 Módulo ESP32**

**Fuente: (FoxLabstore 2017)**

**Tabla 1.1**

**Especificaciones técnicas del módulo ESP32**

| **Modelo** | **V2** |
|---|---|
| MCU | ESP32 240MHz tensilica LX6 dual-core, Wi-FI, Bluetooth |
| Hardware | 12-bit ADC<br>8-bit DAC |
| Display | 0.96 inch 128*64 OLED |
| Flash | 4Mb SPI FLASH |
| Interface | Micro USB |
| Tamaño | 50.2 x 25.5 x 9.74 mm |
| Low Power Design | Deep Sleep 800uA |
| Power Supply<br>USB (>500mA)<br>Bacteria LIPO (>250mA) | <br>4.7V a 6 V<br>3.3V a 4.2V |

**Fuente: (Heltec Automation 2017)**

## 1.4.2 Sensor de ritmo cardiaco y Oxigenación de la sangre

El sensor utilizado para medir el ritmo cardíaco, así como para medir la oxigenación de la sangre es el sensor MAX30100 que usa la pulsioximetría que es un método no invasivo, que permite medir el porcentaje de saturación de oxígeno de la hemoglobina en la sangre de un paciente usando un circuito fotoeléctrico, es un dispositivo que integra los emisores de luz y a su vez mide la cantidad de luz que refleja el dedo.

El sensor tiene integrado un pulsioxímetro y un monitor de frecuencia cardiaca, a su vez posee dos diodos Leds (led rojo y un led infrarrojo) como se puede observar en la Figura 1.9, un fotodetector óptico especializado, filtro de luz ambiental entre 50 y 60Hz, y un conversor ADC.

**Figura 1.9 Pulsioxímetro MAX30100**
**Fuente: (nayampelec 2017)**

El sensor necesita de dos voltajes para funcionar: 1.8V y 3.3V, por lo cual incluye ambos reguladores de voltaje en placa. Su consumo de corriente es mínimo, por lo que es ideal para aplicaciones como el de este proyecto.

### 1.4.3 Sensor de Temperatura

Para medir la temperatura corporal se decidió el uso del sensor DS18B20 que es un sensor digital de temperatura que utiliza el protocolo One-Wire (una línea de datos para comunicarse).

**Figura 1.10 Sensor DS18B20**
**Fuente: (naylampelectro. 2017)**

Este sensor puede está diseñado para medir rangos de temperaturas que varían entre los -55°C hasta los 125°C, y con una resolución programable desde 9 bits hasta 12 bits. Este sensor cuenta con una protección contra agua la cual nos resulta muy útil para usar en el paciente y evitar que el sudor entre en él.

Estos sensores cuentan con una dirección única la cual es establecida de fábrica, sirve para poder identificar que se está comunicando.

### 1.4.2 Módulo TCP4056

**Figura 1.11 Módulo de Potencia**
**Fuente: (El Autor, 2019)**

El circuito TCP4056 es el encargado de proveer energía al circuito principal además es el encargado de cargar la batería tipo LIPO (Lithium polymer battery) cuando esta se quede sin energía. El circuito del grafico muestra que cuando es necesario se deberá cargar la batería por medio de un cargador de 5V con micro USB como el que usa cualquier celular. La batería se instalará en los pines B+ y B- y la carga o circuito principal se instalará en OUT+ y OUT- como se muestra en la Figura 1.11.

## 1.5 Software

### 1.5.1 Android IOS

Es un sistema operativo creado para teléfonos inteligentes desarrollado por la compañía estadounidense Google, es usado principalmente por Smartphone, tabletas, relojes inteligentes y actualmente su uso se ha llevado tanto para automóviles de última generación como para televisores inteligentes (Android-developers).

Se caracteriza por estar conformado por varios componentes principales, un núcleo Linux el cual da una base de seguridad, gestión de memoria, gestión de procesos. Runtime de Android es el que un entorno de ejecución de aplicaciones. Bibliotecas de C y C++ que son usadas por varios componentes del sistema por ejemplo bibliotecas de medios, de gráficos, 3D, system C. etc. Las Aplicaciones que son todos los programas escritos en lenguaje de programación Java, como son el correo electrónico, programa SMS, mapas, navegador contactos, etc.

#### 1.5.1.1 Que es Android Studio

Es un entorno de desarrollo integrado, exclusivamente y oficialmente para el desarrollo de aplicaciones Android, es un potente editor de código que junto con herramientas basadas en IntelliJ IDEA ofrece funciones que aumentan la emulación de varias funciones durante la compilación, crea un entorno unificado para realizar proyectos que son compatibles con todos los dispositivos Android, contiene la integración de plantillas de código y Github para ayudar a compilar funciones comunes de las apps y ayuda a exportar y compartir ejemplos de códigos.

Un proyecto de Android Studio puede contener uno o varios módulos con archivos de código fuente y archivos de recursos, por lo general suelen ser módulos de apps para Android, módulos de bibliotecas y módulos de Google App Engine. Con el paso de los años la creación de apps para teléfonos móviles se ha vuelto más asequible para profesionales y para entusiastas con lo que crear aplicaciones mediante el uso de plataformas gratuitas como los es Android Studio ayuda a la creación de proyectos universitarios y domésticos.

# CAPÍTULO 2

# MARCO METODOLÓGICO

Para realizar el proyecto se usarán en la parte de fundamentación teórica el método sistémico y el método sintético, ya que al ser un proyecto técnico este deberá poder clasificar, cada una de sus partes en diferentes sistemas como es el sistema prótesis que es mecánico, con el sistema electrónico el cual tiene varios subsistemas, el de potencia el de control y el de comunicación, de la misma forma el método sintético ayudará a reconstruir todos los sistemas individuales y formar en un todo, el sistema completo.

Durante el desarrollo del prototipo al dividir en partes o diferentes sistemas, facilitará la experimentación, de este modo se podrá realizar pruebas a cada etapa del dispositivo, encontrar fallos y componer de acuerdo a lo que el dispositivo necesite, además al realizar el desarrollo del prototipo se pueden crear pruebas de fallos y registrarlos para su posterior análisis y encontrar las soluciones necesarias que el dispositivo pueda realizar su función sin complicaciones.

## 2.1 METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN

La metodología de la investigación que se usará para la creación del proyecto es la de recolección de información, y de medición, puesto que al no encontrar mucha información sobre personas que hayan realizado un proyecto similar a este, se necesitara revisar mucha documentación sobre el uso de prótesis y su combinación con circuitos electrónicos, además

se requerirá la medición de sensores que estarán en contacto con la piel y podría no entregar valores útiles por cuestiones de ruido, cargas electrostáticas en la piel etc.

En primer lugar, mediante programación se procederá a estudiar el microcontrolador puesto que hasta la fecha de realización del proyecto todavía no existía una amplia información o ejemplos de uso de este controlador, por lo que es necesario aprender a usarlo, conocer sus limitaciones y sus alcances como son la lectura de sus ADC (Analog to Digital Converter), ya que este contiene dos, y se requerirá saber con cuál de estos se puede tomar en cuenta para la lectura del sensor.

En cuanto a los sensores se requerirá la experimentación, ya que estos sensores pueden variar en su funcionamiento de acuerdo al lugar en que sean colocados, como por ejemplo el sensor de ritmo cardiaco necesita ser calibrado, puesto que tomar el pulso cardiaco en la muñeca no es igual a tomarlo en el dedo en el brazo y sobre todo lo que más interesa para resolver el problema que presenta este trabajo, el pulso en una extremidad inferior ya que existen dos formas de tomarlo el pulso poplíteo y el pulso femoral por lo que será necesario la calibración de este de acuerdo al lugar final en que se colocara el sensor en la prótesis.

## 2.2 MÉTODO E INSTRUMENTO DE LA INVESTIGACIÓN

Con el método lógico deductivo se dispondrá a encontrar la solución al problema propuesto mediante la investigación de dificultades desconocidas en el desarrollo del dispositivo con ayuda de soluciones ya desarrolladas. Como instrumentos de investigación se requerirá de fotografías y registros de errores y aciertos. (Huratado, 2008)

Al nombrar dificultades desconocidas se trata de referir a si los sensores podrán funcionar en conjunto, si el envío de datos por medio de Bluetooth generara tiempos de espera en las mediciones por lo que al realizar experimentaciones se registraran los valores medidos en el dispositivo y se compararan estos valores con instrumentos externos para validar el funcionamiento.

## 2.3 PROCEDIMIENTO

El procedimiento para la realización del dispositivo será el de pruebas de tipos de sensores que se pueda encontrar en el mercado, se debe tener mucha exactitud al contacto entre los sensores y la piel para que se pueda tener datos lo más exactos posibles, y experimentación con los diferentes tipos de componentes que necesita el proyecto como son baterías, microcontroladores, placa, entre otros. (Course Hero, 2018).

### 2.3.1 Metodología Seleccionada

Para realizar el diseño y fabricación del dispositivo se ha propuesto seguir seis fases que definirán las especificaciones necesarias para llegar a cumplir los objetivos, estas fases establecerán los esquemas generales de software y hardware mediante una organización general de ideas problemas y soluciones que se presenten durante la realización del proyecto. (Angulo J., 1986)

#### 2.3.1.1 Fase I. Definición de las especificaciones

En la primera fase se define como funcionara el proyecto a ser desarrollado, se establecen los motivos la justificación, así como el material teórico a usar.

#### 2.3.1.2 Fase II. Esquema general del Hardware

Se desarrollará un sistema de bloques que explique los componentes que conforman el dispositivo creado, sensores, módulo de comunicación y microcontrolador.

#### 2.3.1.3 Fase III. Adaptación entre software y hardware

Cuando se tenga claro que tipo de hardware se usará, es necesario conocer la compatibilidad entre los voltajes de salida de los sensores y la capacidad del microcontrolador de medir estos, en cuanto al software es necesario conocer las capacidades y limitaciones que pueda tener el escoger entre Arduino IDE, Atmel Studio o Visual Studio Code para programar el microcontrolador por poner un ejemplo.

#### 2.3.1.4 Fase IV. Desarrollo de algoritmo

Al no poder contar con un sensor para medir la tensión arterial del paciente es necesario crear un algoritmo que permita calcular los valores de este signo vital, para poder cumplir el objetivo del dispositivo.

#### 2.3.1.5 Fase V. Fabricación de la carcasa

Para implementar el dispositivo en la prótesis es necesario desarrollar una carcasa que proteja el circuito electrónico desarrollado y se acople sin presentar molestias al paciente.

#### 2.3.1.6 Fase VI. Pruebas finales

Para validar el funcionamiento del dispositivo se deberá realizar varias pruebas de funcionamiento, como es el tiempo de funcionamiento de la batería, los errores de medición de los signos vitales, y la implementación en la prótesis del paciente.

## 2.4 PRUEBA PILOTO

Para la prueba del dispositivo se necesitará obligatoriamente la ayuda de un beneficiario, el cual recibirá el producto final, al momento se cuenta con un paciente de la tercera edad, el cual al momento se encuentra con predisposición de ayudar a realizar las pruebas de funcionamiento y de dar una realimentación tanto de funcionamiento como de comodidad.

Con la ayuda del beneficiario de este proyecto se podrá trabajar en conjunto para poder eliminar molestias físicas, como es el de la colocación de los sensores, o pesos extra que se puedan añadir a la prótesis y molesten al usuario, así como saber en qué partes el dispositivo podrá pasar inadvertido, y que solo el paciente que usa una prótesis puede contestar o conocer de mejor manera.

Además, se comparará el funcionamiento de este dispositivo con un instrumento de un profesional de la salud el cual ayudará a conocer los posibles errores que los sensores del prototipo puedan tener, para de esta forma advertir al médico o familiar que monitoreará la salud del paciente sobre la validez de los datos obtenidos.

# CAPÍTULO 3

# PROPUESTA

## 3.1 Propuesta de diseño

Se propone el desarrollo de un dispositivo el cual será capaz de mantener una carga eléctrica de 3 horas en su batería, suficiente para mantener el monitoreo del paciente durante sus caminatas cerca de su casa, por lo cual una parte esencial del sistema será la que permita la carga de la batería cuando sea necesaria. Un microcontrolador será el encargado de recibir la señal del sensor de ritmo cardíaco y analizará estos valores para calcular los pulsos por minuto además de recopilar datos, mostrar en una pantalla OLED (O*rganic Light-Emitting Diode*) incorporado y transmitir por medio de comunicación Bluetooth los valores de los signos vitales a un teléfono inteligente en el cual se podrá visualizar en una aplicación instalada en el Smartphone.

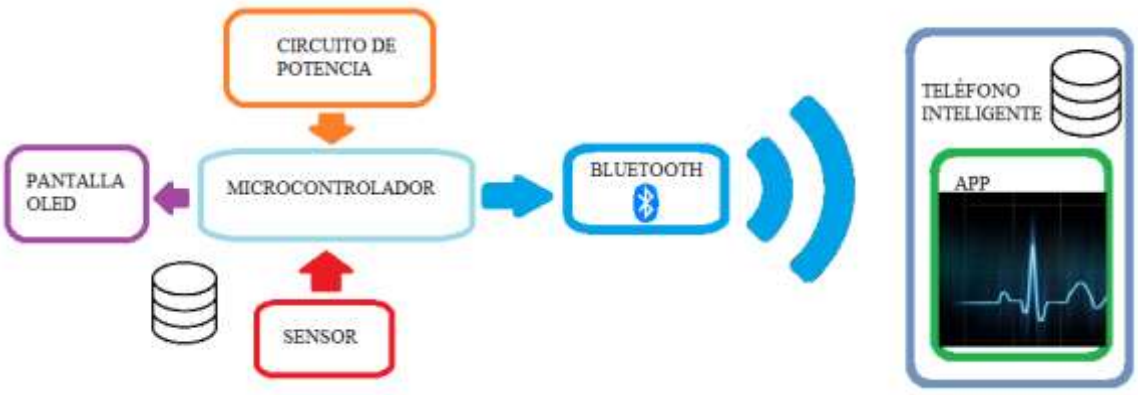



**Figura 3.1 Diagrama de bloques del sistema**

**Fuente: (El Autor, 2019)**

El bloque del microcontrolador está conformado por el procesador ESP32 al usar el módulo Heltec Automation se aprovecha que en este está incorporado el módulo de comunicación Bluetooth, reduciendo espacio significativamente, con respecto al espacio que ocuparía un módulo Bluetooth externo, en una PCB (Printed Circuit Board) se desarrollará la etapa del circuito de control con la conexión de una batería de 3.7 voltios y un circuito de carga de este tipo de baterías, el bloque de sensores estará ubicado en la prótesis, y mediante una adaptación de cable USB se conectará al circuito principal. Otro bloque esencial del proyecto es la de la recepción de los datos en un teléfono inteligente. Este recibirá los valores ya procesados, es decir que únicamente mostrará los valores de los signos vitales en la pantalla, no realizara ningún calculo, el algoritmo de la tensión arterial estará en el microcontrolador.

## 3.2 Diseño del circuito electrónico en Autodesk Eagle

Se desarrolla el circuito electrónico del dispositivo usando el software Autodesk Eagle como se observa en la figura 3.2, se ordena de forma simple y ordenada para su fácil lectura y análisis.

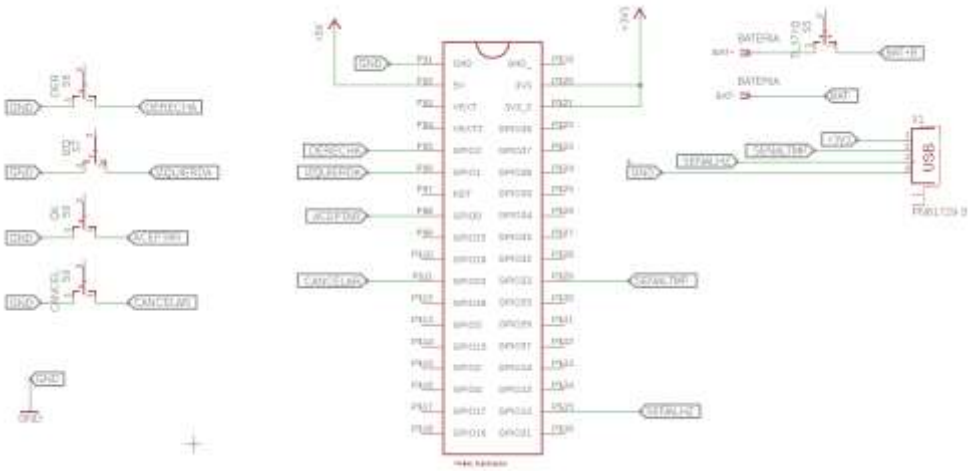



**Figura 3.2 Circuito electrónico**

**Fuente: (El Autor 2019)**

## 3.3 Conexión de los sensores al microcontrolador

Al conectar los sensores al dispositivo se tomó en cuenta la opción más factible y fácil de usar para el paciente, de este modo se valió el empleo de un conector USB tipo B, el cual posee una terminal grande donde se reciben las señales de los sensores además de su alimentación VCC y GND.

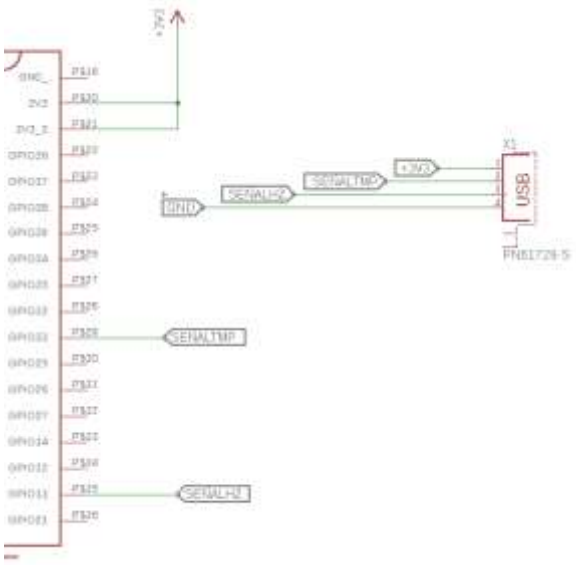



**Figura 3.3 Conexión de los sensores**

**Fuente: (El Autor 2019)**

## 3.4 Ubicación de los sensores en la prótesis

Se debe determinar el lugar exacto en donde el sensor pueda captar la señal del pulso cardíaco en la extremidad inferior derecha, para lo cual se necesita conocer el porcentaje del miembro amputado, lo que lleva a tener en cuenta en qué partes de la pierna se puede colocar el sensor para mantener una lectura efectiva del pulso cardíaco del paciente y su temperatura, como se explica en el marco teórico existen solo dos formas de tomar el pulso en miembros inferiores, pulso femoral y el pulso poplíteo.

Para el sensor de temperatura al necesitar este solo estar en contacto con la piel, se ha dispuesto su ubicación cerca del sensor de ritmo cardíaco.

## 3.5 Vista simulada de la PCB

Para la creación del circuito de control se usó el programa Autodesk Eagle en donde se procedió a crear la librería del microcontrolador Heltec Automation ESP32 Lora V2, como se observa en la Figura 3.4.

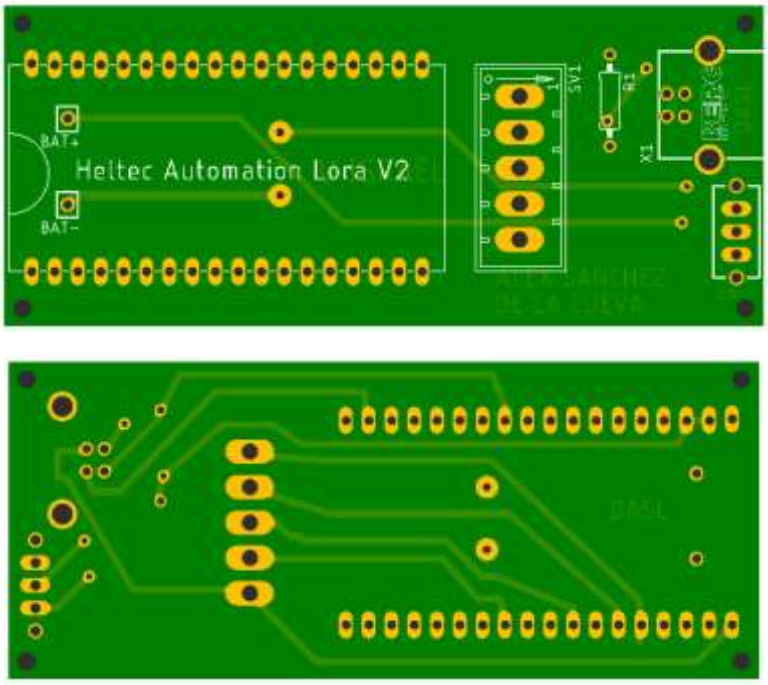



**Figura 3.4 Diseño de PCB**

**Fuente: (El Autor 2019)**

## 3.6 Diseño de la estructura esquema y dimensiones

### 3.6.1 Carcasa del dispositivo

La creación de la carcasa se la realizo mediante el uso del programa Autocad Inventor, como se muestra en la figura 3.5 el diseño fue creado mediante el software CAD y se simulo la colocación del circuito de control.

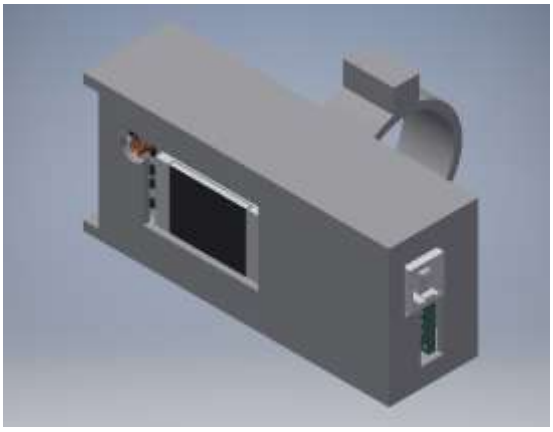


**Figura 3.5 Carcasa 3D**
**Fuente: (El Autor 2019)**

## 3.6.2 Dimensiones

En la figura 3.6 se puede observar las dimensiones principales que tendrá la carcasa en su etapa final.

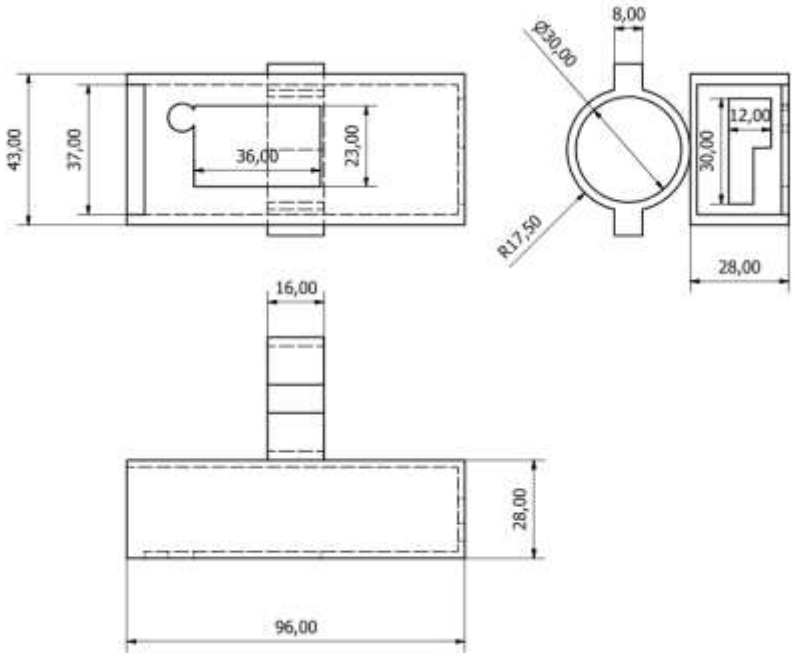



**Figura 3.6 Dimensiones de la carcasa**
**Fuente: (El Autor 2019)**

## 3.6 Programación del microcontrolador

El microcontrolador ESP32 recibe las señales de un sensor de ritmo cardíaco, este sensor funciona a base del principio de fotometrografía, mide el cambio en el volumen de sangre a través de cualquier órgano del cuerpo que produce un cambio en la intensidad de la luz (luz infrarroja) a través de una región vascular, el cual está conectado a uno de sus GPIO (General Purpose Input Outpu) de input, esta es una señal análoga puesto que el sensor ya tiene incorporado un circuito transductor.

El microcontrolador analiza esta señal análoga, calcula los pulsos por minuto y representa la señal análoga junto con los pulsos por minuto en su pantalla OLED (O*rganic Light-Emitting Diode*), además de enviar mediante Bluetooth a una aplicación creada e instalada en un teléfono inteligente.

En la Figura 3.7 se muestra el diagrama de flujo del programa a ser implementado, donde se toma en cuenta la pantalla OLED, que servirá como una interfaz para el usuario el cual podrá observar indicaciones en caso de que el dispositivo no esté funcionando correctamente.

En anexos 1 puede observarse la traducción del diagrama de flujo a programación de lenguaje C que usualmente usan los microcontroladores, cada etapa del código se encuentra comentado con la explicación del funcionamiento del código.

Para mostrar los valores en una página web en el teléfono celular, en Anexos 2 se observa el código utilizado programado en HTML, CSS, y Ajax.

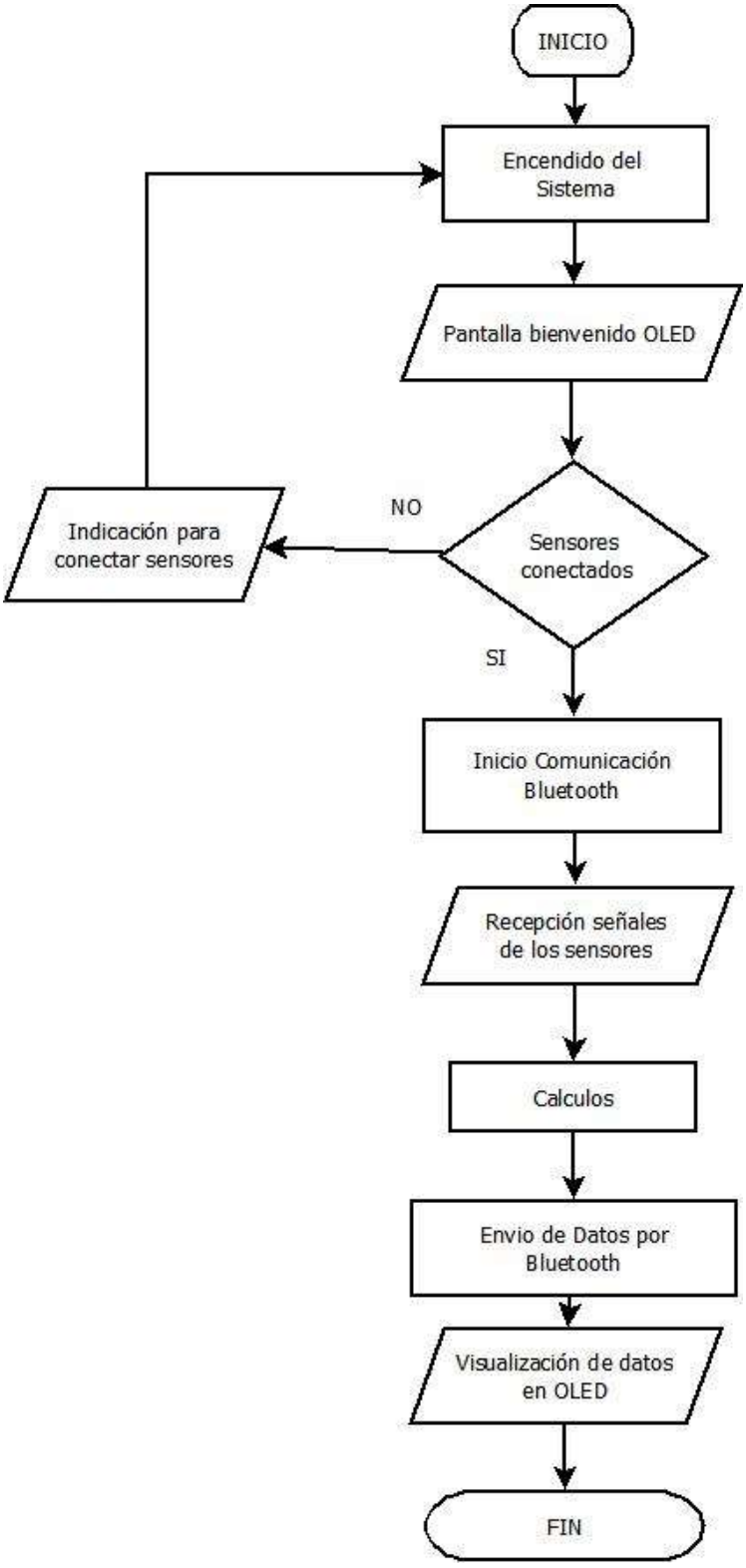



**Figura 3.7 Flujograma de funcionamiento**

**Fuente: (El Autor 2019)**

## 3.6 Cálculo de reducción de errores de medición

Al usar el sensor de ritmo cardíaco, se observó en las primeras pruebas la existencia de ruidos, se presume que este ruido fue causado por el contacto directo del sensor a la piel, y el sudor o humedad de esta causa algún tipo de interferencia en las señales que recibe el amplificador operacional incorporado como se muestra en la figura 3.8.

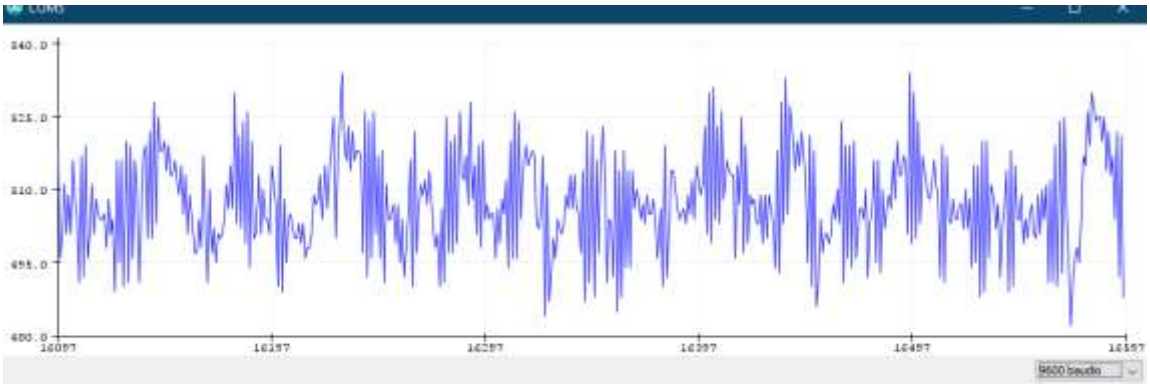



**Figura 3.8 Señal del sensor cardíaco con ruido**
**Fuente: (El Autor 2019)**

Por lo que se dispuso el uso de una lámina plástica transparente entre el sensor y la piel del usuario, esto redujo el ruido, pero existía aun, para mejorar aún más la señal de lectura se usó la fórmula del promedio (1) de esta forma se mejoró aún más la señal como se muestra en la Figura 3.9.

$$x = \frac{1}{N}\sum_{i=0}^{N} x_i \tag{1}$$

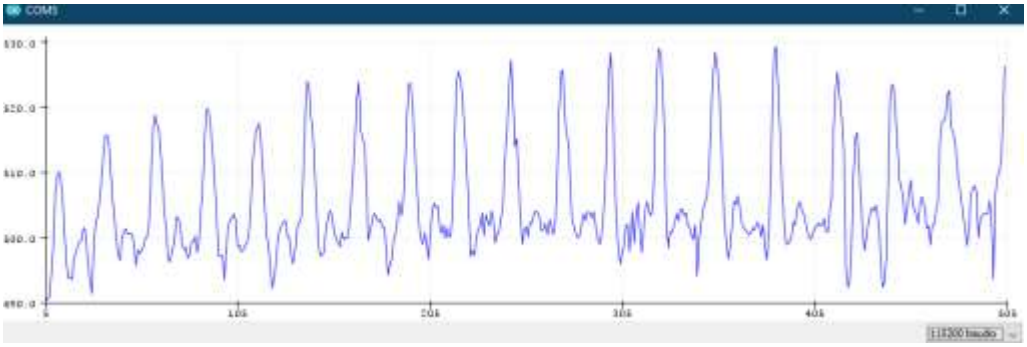


**Figura 3.9 Señal sin ruido**

**Fuente: (El Autor 2019)**

## 3.7 Cálculo de consumo y autonomía

El microcontrolador ESP32 con OLED incorporado necesita la conexión de una batería LIPO de 3.3 Voltios que pueda suministrar por encima de los 250mA, según su ficha de datos Datasheet, el consume un promedio mínimo de 80mAh y 225mAh máximo, cuando está activo su antena Bluetooth tiene un consumo promedio de 120mAh. (Heletec 2018)

La pantalla OLED incorporada de 128x64 tiene un consumo promedio de 0.08W, lo que es lo mismo que aproximadamente 25mAh. (ElectronicLab 2017)

Si se suma el consumo del módulo ESP32 con Bluetooth en modo activo y la pantalla OLED nos da un consumo de 145mAh aproximadamente.

La batería que se va a usar es una LIPO de una celda con un voltaje de 3.7 voltios y con una corriente de descarga de 800mAh.

Por lo que el cálculo de autonomía se lo realiza con la siguiente formula:

$$Tiempo\ de\ autonomia = \frac{Carga\ de\ la\ bateria}{Consumo\ de\ la\ carga}$$

(2)

Donde se debe encontrar la capacidad de la batería C Coulomb, con la fórmula (3) donde A es la corriente y t es el tiempo en segundos

$$A * t = C \tag{3}$$

$$800mA * 3600\ segundos = C$$

$$C = 2880\ coulombs$$

El consumo de la carga es de 145 mAh, cambiando las horas por segundos se tiene:

$$\frac{C}{h} = 522$$

Por lo que la autonomía del dispositivo usando la formula (2) es igual a:

$$Tiempo\ de\ autonomía = \frac{2880C}{522C/h}$$

$$Tiempo\ de\ autonomía = 5.51\ horas$$

Todo este cálculo es válido se asume una descarga lineal de la batería, que por lo regular no lo es en una aplicación real, hay factores como la temperatura, resistencia interna y el nivel de carga de la batería, afectan la velocidad de descarga. Pero para el efecto es un dato aceptable.

## 3.8 Algoritmo para conocer la tensión arterial

Para medir la tensión arterial los profesionales de la salud utilizan el instrumento médico llamado esfigmomanómetro, el cual únicamente se lo utiliza cuando el paciente está en reposo y este aparato comúnmente se lo coloca en el brazo. Debido a la complejidad que causaría el colocar un sensor de tensión arterial en el paciente, y sobre todo porque el dispositivo únicamente deberá estar en el miembro inferior derecho, se procedió a crear un algoritmo el cual trata de calcular la presión arterial sistólica y diastólica del paciente, de acuerdo con los valores de los otros signos vitales.

Para tal efecto se dispuso el uso de una gráfica con los valores correspondientes y de la cual se sacó una ecuación matemática para realizar el cálculo de las tensiones arteriales, como se observa en la figura 3.10.

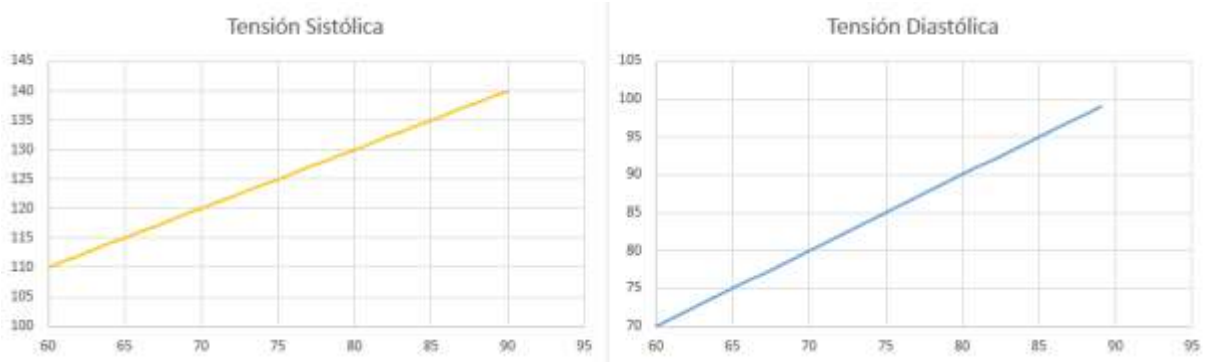



**Figura 3.10 Graficas para el cálculo de la tensión arterial**

**Fuente: (El autor 2019)**

Con los valores de la tabla se procedió a encontrar la ecuación que relacione las tensiones arteriales con la frecuencia cardiaca, según las tablas médicas que se usa para verificar la salud de los pacientes.

$$\boldsymbol{Tension\ sistólica = \frac{3 * PPM}{2} + 20} \tag{1}$$

$$\boldsymbol{Tensión\ diastólica = \frac{PPM + 10}{2}} \tag{2}$$

Donde PPM significa los pulsos por minuto que nos da el sensor de ritmo cardiaco.

## 3.9 Desarrollo de la Aplicación para el teléfono inteligente

Para realizar la aplicación de teléfono celular se dispuso el uso del Software Android Studio, en el cual se creó el diseño de la interfaz con la cual el usuario podrá consultar las mediciones de sus signos vitales, en la figura 3.10 se observa como el String enviado por el modulo Bluetooth es separado para mostrar los valores en la pantalla.

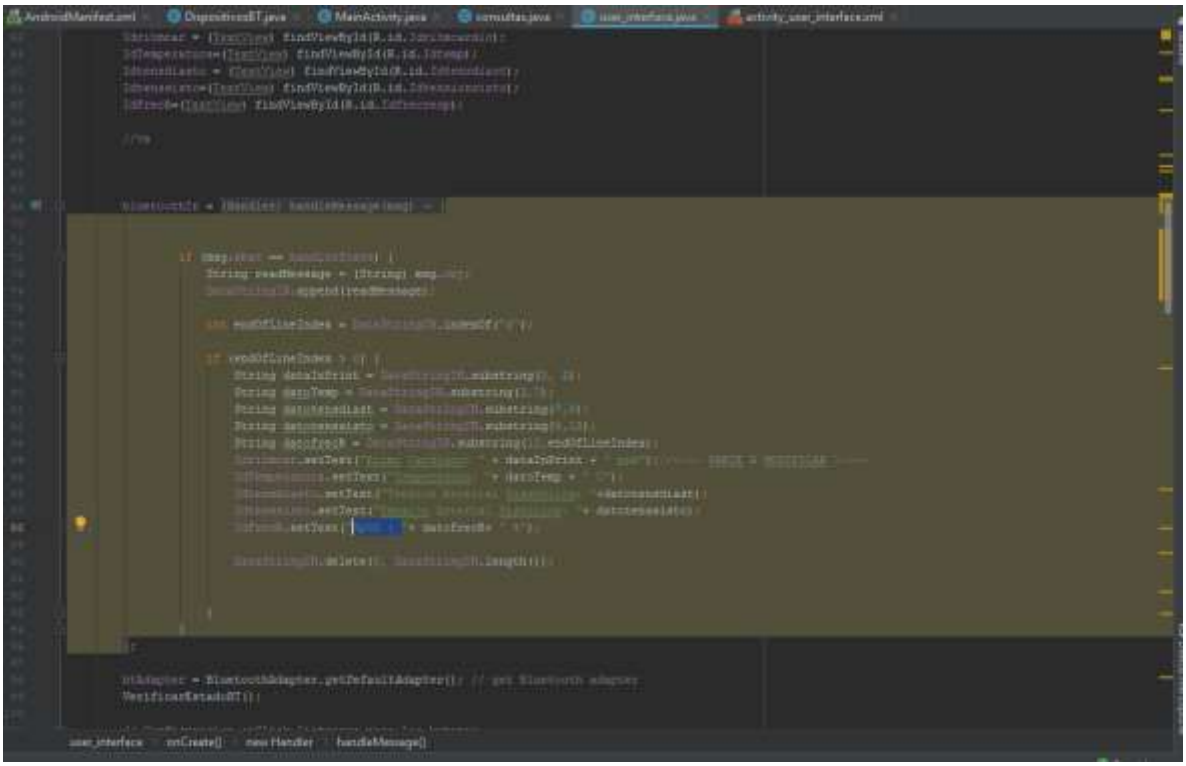


**Figura 3.10 Programación de la aplicación**
**Fuente: (El autor 2019)**

En la figura 3.11 se observa cómo se diseñó la interfaz gráfica de la aplicación, como se puede observar se trata de hacer lo más simple posible y con la menos cantidad de opciones para que de esta forma el usuario solo pueda observar los valores que necesita y para hacer la consulta existirá un solo botón, para la desconexión de la aplicación con el dispositivo.

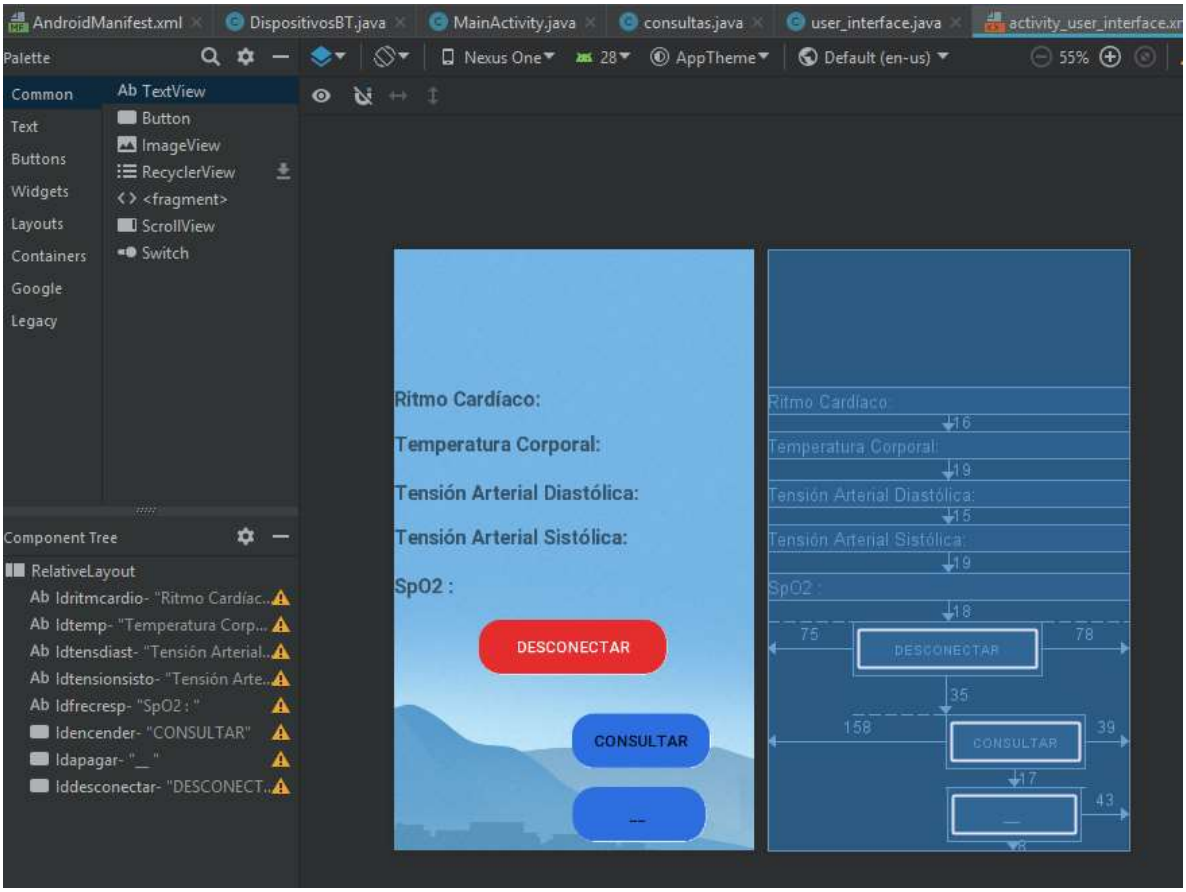



**Figura 3.11 Interfaz gráfica de la aplicación**

**Fuente: (El Autor 2019)**

En Anexos 3 puede observarse parte de la programación utilizada para leer los datos recibidos por comunicación Bluetooth, y de este modo el String entero recibido es separado por partes, cada segmento es un valor de un signo vital, el orden en que llegan es: primero el signo del ritmo cardíaco, luego el valor de la temperatura corporal, seguido por la tensión sistólica y diastólica, cuyos valores ya son enviados procesados por el algoritmo creado y calculados en el microcontrolador, y finalmente es enviado el valor de la oxigenación de la sangre SpO2.

## 3.10 Ventajas del dispositivo

Un de los objetivos que inspiraron a crear este dispositivo fue el de ayudar a gente de bajos recursos de salud que tengan una salud delicada, por este motivo la creación de este proyecto ayudará a facilitar la adquisición de dispositivos de monitoreo de salud de “bolsillo”.

Las principales ventajas de este dispositivo serán: poder crear un sistema de monitoreo de signos vitales de bajo costo, de pequeño tamaño, ligero, de fácil uso e instalación, una aplicación de teléfono móvil sencilla que permita ver los valores de cada signo vital, y poder ver en un gráfico los cambios de valores que se han dado mientras recopilaba los datos.

## 3.11 Costos del dispositivo

En la Tabla 3.1 se observa los costos de los materiales y la mano de obra que requirió el desarrollo del dispositivo, no se toman en cuenta las herramientas como cautín, cortador de cable, multímetro, entre otros.

**Tabla 3.1**

**Costos**

| Tabla de Costos | | | |
|---|---|---|---|
| **CANTIDAD** | | **Costo por Unidad** | **Valor Total** |
| 1 | Módulo ESP32 Lora WAN | 36.00 | 36.00 |
| 1 | Batería LIPO 3.7 V | 10.00 | 10.00 |
| 1 | Sensor MAX30100 | 8.00 | 8.00 |
| 1 | Sensor DS18B20 | 6.00 | 6.00 |
| 1 | USB tipo B | 3.00 | 3.00 |
| 3 | Resistencias x 3 | 0.50 | 1.50 |
| 1 | Switch | 0.50 | 0.50 |
| 1 | PCB | 4.00 | 4.00 |
| 1 | Antisolder | 10.00 | 10.00 |
| 1 | Papel fotosensible | 10.00 | 10.00 |
| 1 | FeCl3 | 0.50 | 0.50 |
| 2 | Impresión 3D | 10.00 | 20.00 |
| 4 | cables | 0.50 | 3.00 |
| 2 | Tela | 2.00 | 4.00 |
| 1 | Mano de obra | 500.00 | 500.00 |
| | | **TOTAL** | **$ 605.50** |

**Fuente: (El Autor 2019)**

# CAPÍTULO 4

# IMPLEMENTACIÓN

## 4.1 Desarrollo y montaje del prototipo

La construcción del dispositivo requiere que se divida en dos partes, el circuito de control y los sensores en la prótesis. Después de finalizado el proceso de impresión quemado con ácido y soldado de materiales el resultado se observa en la figura 4.1.

**Figura 4.1 PCB final**
**Fuente: (El Autor 2019)**

Para el acoplamiento de los sensores se ha dispuesto el uso de tela común en donde se ha cocido el sensor cardio junto a una protección plástica, el sensor de temperatura que se lo ha dispuesto en la parte inferior como se muestra en la figura 4.2, los cuales se fijarán dentro de la prótesis sin que presenten algún tipo de molestias al momento de su uso.

**Figura 4.2 Dispositivo con sensores**
**Fuente: (El Autor 2019)**

La carcasa fue impresa en 3D y su acabado final se muestra en la Figura 4.3. El material usado fue el de ABS (Acrilonitrilo butadieno estireno) que es un material muy usado en las impresiones 3D y que se caracteriza por su resistencia a golpes.

**Figura 4.3 Carcasa impresa en 3D**
**Fuente: (El Autor 2019)**

Se caracteriza por tener solo una compuerta lateral por donde se insertará el circuito electrónico de esta manera el otro costado tendrá las aberturas necesarias tanto para el conector USB de los sensores como el switch ON OFF del dispositivo.

## 4.2 Dispositivo Final

En la figura 4.4 se muestra el dispositivo instalado en la prótesis, como se observa no representa ninguna molestia en el uso al paciente.

**Figura 4.4 Dispositivo instalado**

**Fuente: (El Autor 2019)**

## 4.3 Pruebas de funcionamiento

La primera prueba de comprobación se la realizo al colocar todos los elementos juntos a excepción de la batería, como se observa en la figura 4.5 la posición del interruptor esta en OFF por lo que se está alimentando al circuito desde el puerto USB de un computador para evitar cortocircuitos que dañen la batería.

**Figura 4.5 Pruebas de funcionamiento**

**Fuente: (El Autor 2019)**

## 4.4 Funcionamiento de la batería

Para el test de la batería se procedió a realizarlo en dos días distintos, para realizar esta prueba se dispuso la colocación de una batería LIPO de 3.7 completamente cargada, en el microcontrolador el programa final, esto quiere decir que estará realizando las mediciones tanto del sensor de ritmo cardíaco como el sensor de temperatura, además la comunicación Bluetooth estará encendida.

**Tabla 4.1**

**Pruebas de duración de batería**

| **Prueba de duración de batería** | | | |
|---|---|---|---|
| **Día** | **Inicio** | **final** | **Tiempo total** |
| 10/06/2019 | 1:24 pm | 4:25pm | 3 horas y 1 minuto |
| 11/06/2019 | 02:05pm | 5:12pm | 3 horas y 7 minutos |

**Fuente: (El Autor 2019)**

**Tabla 4.2**

**Pruebas de carga de batería**

| **Prueba de tiempo carga de la batería** | | | |
|---|---|---|---|
| **Día** | **Inicio** | **final** | **Tiempo total** |
| 10/06/2019 | 14:30 pm | 17:20 pm | 50 minutos |
| 11/06/2019 | 17:25pm | 18:30 pm | 55 minutos |

**Fuente: (El Autor 2019)**

## 4.5 Envió de datos al teléfono inteligente

Como se observa en la Figura 4.6, en el teléfono inteligente se registran los datos de Ritmo cardíaco, Temperatura, Tensión arterial y Saturación de Oxígeno en la sangre. Los datos que se muestran en el teléfono son en tiempo real, los retrasos en la transmisión, creados en el microcontrolador no son perceptibles al usar la aplicación. La aplicación cuenta con un botón el cual muestra un historial de los valores medidos para su posterior análisis por parte de un profesional de la salud.

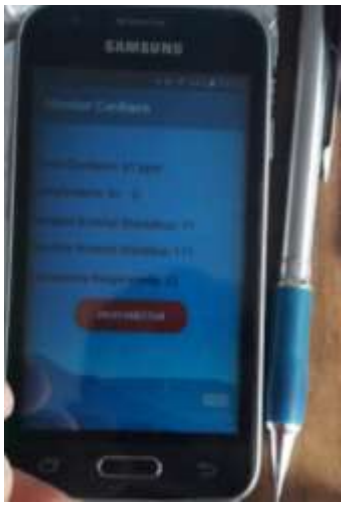


**Figura 4.6 Aplicación en el móvil**
**Fuente: (El Autor 2019)**

### 4.5.1 Historial de mediciones

Un propósito de este dispositivo es el poder monitorear los signos vitales del paciente, pero solo un profesional de la salud puede evaluar y leer los datos de forma correcta, por lo que se ha implementado en la aplicación un sistema que recoge los datos como se observa en la figura 4.7, cada signo medido se lo representa en un gráfico, el cual tiene puntos donde se registra el valor, la fecha y hora en la cual fue medida y registrada.

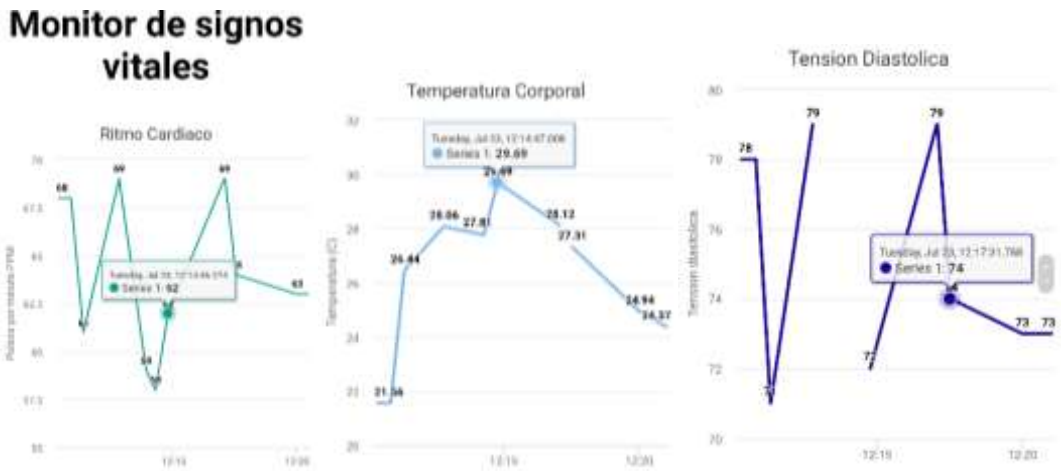



**Figura 4.7 Historial de mediciones Autor**

**Fuente: (EL Autor 2019)**

## 4.6 Pruebas finales

Una vez se comprobó que todo está bien se procedió a realizar las primeras pruebas con el paciente como se observa en la Figura 4.8.

**Figura 4.8 Pruebas finales**

**Fuente: (El Autor 2019)**

## 4.7 Obtención del certificado de funcionamiento

Gracias al Instituto Ecuatoriano de Seguridad Social con sede en Machachi se logró probar el dispositivo en 14 personas, las cuales dieron la oportunidad con ayuda de un doctor de la institución de comparar los valores del prototipo con los valores de los instrumentos que se usa normalmente en una casa de salud, por lo que se obtuvieron resultados que demostraron el funcionamiento del prototipo, el error obtenido al medir el ritmo cardiaco alcanzo el 14%, la saturación de oxígeno en la sangre obtuvo en 4% de error, estos errores tan bajos fueron gracias al sensor especifico usado en el dispositivo, por otra parte el error obtenido por la presión sistólica de 21% y de presión diastólica de 14%, se debe a que los valores son encontrados mediante un algoritmo diseñado y no gracias a una medición directa mediante un instrumento especifico, todo esto ya explicado anteriormente en el papel. Ver Anexos.

## 4.8 Retroalimentación por parte del usuario

Gracias a la ayuda del beneficiario del dispositivo se logró crear una pequeña encuesta mostrada en la Tabla 4.3, esto permitió corregir ciertos aspectos de comodidad y funcionalidad del dispositivo durante el desarrollo del mismo.

**Tabla 4.3**

**Satisfacción del Usuario**

| **Tabla de satisfacción del Usuario** | | |
|---|---|---|
| | SI | NO |
| Al momento de caminar siente alguna molestia | | X |
| Genera algún tipo de ruido el dispositivo | | X |
| Es complejo el manejo del dispositivo | | X |
| Siente molestias al utilizar la prótesis con el sistema de medición | | X |
| Genera un peso extra el dispositivo en la prótesis | | X |

**Fuente: (El Autor 2019)**

Gracias a esta pequeña encuesta se logró modificar varias partes del dispositivo que el paciente comunico que le molestaban, como fue la ubicación del sensor de temperatura, el cual

en un principio se lo colocó en una posición intermedia en la prótesis, lo cual produjo molestias en el usuario que oportunamente dio aviso y se pudo solucionar.

# CONCLUSIONES

- Una vez construido el dispositivo se concluye que es posible crear un dispositivo de pequeño tamaño capaz de medir los signos vitales de un paciente, gracias a que se logró crear un acoplamiento de sensores la cual se colocó en la extremidad inferior derecha del paciente, la cual funcionó correctamente y no causó molestias al usuario durante las pruebas y cuyos datos se visualizaron en un Smartphone

- Gracias al módulo Bluetooth incorporado en el dispositivo se logró enviar mediante caracteres cada uno de los valores de signos vitales, de modo que el Smartphone pudo mostrarlos, y además guardarlos para obtener una referencia con el cual el médico del paciente pueda monitorear su salud.

- Al colocar los sensores en la prótesis la modificación en esta fue mínima gracias al tamaño reducido de los sensores utilizados, también se tomó en cuenta la comodidad del usuario para evitar molestias, por lo que se comprobó que los usos de sensores de tamaño reducido presentan varios problemas a la hora de la implementación en un proyecto, ya que estos al entrar en contacto con la piel genera un error en la medición, tanto por el tipo de piel como por el sudor y que llegan a generar un ruido el cual se logró reducir mediante el uso de la ecuación de promedio de los valores.

- Mediante la impresión 3D se logró crear una carcasa al circuito electrónico que logro el cometido de no interferir en el uso de la prótesis generando una protección al microcontrolador y sin aumentar el peso o generar molestia en el uso diario de la prótesis.

- Al realizar las mediciones de signos vitales y usar el teléfono celular para observar el historial, se consiguió que los valores puedan mostrar la fecha y la hora en que ese valor fue tomado mostrando los datos en una gráfica de línea que muestra los cambios de los valores medidos, facilitando la lectura al profesional de la salud.

- Parea validar el funcionamiento del dispositivo se realizaron pruebas de comparación con un dispositivo comercial obteniendo datos con un porcentaje de error del 4%.

## RECOMENDACIONES

- El dispositivo debe mantenerse en un lugar seco y alejado de cualquier fuente de humedad, para evitar su desgaste y aumentar su vida útil.

- Se recomienda no usar durante mucho tiempo para evitar que el sudor pueda entrar por pequeñas aberturas que puedan existir en la protección y generen cortocircuitos en el circuito del sensor.

- Se recomienda aumentar el rango de alcance del dispositivo cambiando por tecnología Wifi o Lora WAN para evitar que el paciente lleve consigo el teléfono celular todo el tiempo, y que en caso de olvido los datos registrados por el dispositivo se pierdan.

- Es recomendable que el dispositivo este bien ajustado a la prótesis para evitar que se suelte y golpee la parte posterior del calzado, así como evitar golpes contra gradas u objetos cerca de la zona en que se encuentra.

- Se recomienda no instalar este dispositivo en una prótesis exoesquelética puesto que fue diseñado para una prótesis endoesquelética, en caso de ser necesario el cambio es recomendable diseñar otro tipo de carcasa para evitar una instalación incorrecta.

## REFERENCIAS


Terrence P. Sheehan (2005, Diciembre). ¿Cuándo son adecuadas las prótesis para las personas mayores y cuándo no? Obtenido Diciembre, 2018, [online] https://www.amputee-coalition.org/resources/spanish-prostheses-choice-seniors/

Open Prosthetics (2018, Octubre). Prosthetics in Developing Countries Obtenido Diciembre, 2018 [online] https://openprosthetics.org/links/43b0d90f

Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades (2018, Diciembre 2). Personas con discapacidad registradas en Ecuador. Obtenido Diciembre 2018, [online] https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas-de-discapacidad/

Boada A. (2016, Septiembre 2). Análisis y simulación por computador de una mano robótica de cinco dedos. [online] http://bibdigital.epn.edu.ec/handle/15000/16728

Martinez S., Cañas M.(2018). PROTOTIPO DE IMPRESORA 3D CON ARDUINO PARA PRODUCIR PRÓTESIS NO ORTOPÉDICAS [online] https://repositorio.uisrael.edu.ec/handle/47000/1565

Rosero K. (2017 julio 17). Estudio Comparativo del Comportamiento del Zylon con el de Materiales Utilizados Tradicionalmente en la Fabricación de Prótesis de Rodilla Tricompartimentales [online] http://bibdigital.epn.edu.ec/handle/15000/17487

Pedraza J. (2017 octubre 11). Diseño e implementación de un sistema de adquisición de señales de electromiograma (emg) basado en electrodos secos y su utilización para el control de una mano robótica [online] http://bibdigital.epn.edu.ec/handle/15000/18831

Guzhñay A. , Calle L. (2015 Marzo). Diseño y construcción de prótesis de miembro inferior monitoreado desde un computador personal [online] https://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/8843

MedLinePlus(2018, Julio) Prótesis de las extremidades, Obtenido Diciembre, 2018 [online] https://medlineplus.gov/spanish/artificiallimbs.html

James Baird (2007, agosto) Introducción a los miembros protésicos, Obtenido Enero 2019 [online] https://www.merckmanuals.com/es-us/hogar/temas-especiales/miembro-prot%C3%A9sico/introducci%C3%B3n-a-los-miembros-prot%C3%A9sicos

Julián Pérez Porto y María Merino (2009, Febrero) Definición de bluetooth, Obtenido Enero 2019 [online] https://definicion.de/bluetooth/

Guillem Alsina (2018, abril 16). Sensor de presión arterial, Obtenido enero 2019 [online] https://www.diarioelectronicohoy.com/sensor-de-presion-arterial/

Naylampmechatronics. (s.f). Módulo Bluetooth HC06. Obtenido Enero 2019 [online] http://www.naylampmechatronics.com/inalambrico/24-hc06-modulo-bluetooth.html

## ANEXO 1 Programación del microcontrolador ESP32

SensorVTHeltecOLEDv3_temp_amvio_html

```
#include <Arduino.h>  //libreria para linkear el idle de arduino con el compilador del Heltec y el OLED
#include <U8g2lib.h>  //libreria para usar el OLED incorporado en la Heltec
//#include <U8x8lib.h>

  #include <WiFi.h>
  #include <ESPAsyncWebServer.h>
  #include <SPIFFS.h>

//#ifdef U8X8_HAVE_HW_SPI  //
//#include <SPI.h>      //si el oled funciona con SPI se usa esta libreria de comunicacion
//#endif
//#ifdef U8X8_HAVE_HW_I2C
#include <Wire.h>    //si el oled funciona con I2C se usa esta libreria de comunicacion
//#endif

///******************  CALIBRAR DE ACUERDO AL LUGAR DONDE SE COLOQUE EL SENSOR
#define LimiteSuperior 767   //LIMITES de maximo que llega en cada pulso la señal  pierna--> 767  dedo-->745
#define LimiteInferior 765  //LIMITES de minimo que alcanza el pulso                          765         740
//************************

//******librerias para el sensor DS18B20 el de temperatura
#include <OneWire.h>
#include <DallasTemperature.h>
//******

//***pin donde se conecta el sensor pin GPIO33
const byte pinDatos = 22;  //almacena los valores de temperatura0033
//****

///instancias a las clases OneWire y DAllas Temperature
OneWire oneWireObjeto(pinDatos);   //el obeto dice q se va a leer los datos por ese pin
DallasTemperature sensorTemperatura(&oneWireObjeto); // los datos leidos se descodifican oir aqui
/// -------------------------------& ese "&" significa q no pasa los datos pasa la direccion de memoria do

//libreria para el serial del bluetooth del ESP32
#include "BluetoothSerial.h"

#if !defined(CONFIG_BT_ENABLED) || !defined(CONFIG_BLUEDROID_ENABLED)
#error Bluetooth is not enabled! Please run 'make menuconfig' to and enable it
#endif

BluetoothSerial SerialBT;

/// valores para poder usar el OLED en la tarjetta Heltec con oled incorporada
U8G2_SSD1306_128X64_NONAME_F_HW_I2C u8g2(U8G2_R0, /* reset=*/ 16, /* clock=*/ 15, /* data=*/ 4);

////variables necesarias para el grafico en el OLED
int x=0;
int lastx=0;
int lasty=0;
int LastTime=0;
bool BPMTiming=false;
bool LatidoCompleto=false;
unsigned short int BPM=0;

unsigned short int presiondiastolica=0;
unsigned short int presionsistolica=0;
```

```
59
60  //variables para usar en la graficacion de la señal
61  unsigned const int Largo=128;  //128 puntos maximo q puede graficar la pantalla ole 128x64
62  unsigned short int yP[Largo];         //almacena los valores medidos con un maximo de 128 valores para grafi
63
64
65  // valor del sensor de pulso
66  float valorSensor;
67
68  unsigned const int pincardio=35;   //antes 13
69
70  unsigned short int valorpp=0;
71
72  //var global
73
74    String cardio="";
75    String temprt="";
76    String tensdias="";
77    String tessisto="";
78    String frecresp="";
79
80    // Replace with your network credentials
81  const char* ssid = "SanchezAC";
82  const char* password = "84689795";
83
84  // Create AsyncWebServer object on port 80
85  AsyncWebServer server(80);
87  //INICIO SETUP
88  void setup() {
89    Serial.begin(115200); /// usar para calibrar y observar la señal en la compu
90
91  // Initialize SPIFFS
92    if(!SPIFFS.begin()){
93      Serial.println("An Error has occurred while mounting SPIFFS");
94      return;
95    }
96
97    // Connect to Wi-Fi
98    WiFi.begin(ssid, password);
99    while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {
100     delay(1000);
101     Serial.println("Connecting to WiFi..");
102   }
103
104   // Print ESP32 Local IP Address
105   Serial.println(WiFi.localIP());
106
107   // Route for root / web page
108   server.on("/", HTTP_GET, [](AsyncWebServerRequest *request){
109     request->send(SPIFFS, "/index.html");
110   });
111
112   server.on("/cardio", HTTP_GET, [](AsyncWebServerRequest *request){
113     request->send_P(200, "text/plain", cardio.c_str());
114   });
```

```
123
124⊟  server.on("/sisto", HTTP_GET, [](AsyncWebServerRequest *request){
125     request->send_P(200, "text/plain", tessisto.c_str());
126   });
127
128⊟  server.on("/frecr", HTTP_GET, [](AsyncWebServerRequest *request){
129     request->send_P(200, "text/plain", frecresp.c_str());
130   });
131
132   // Start server
133   server.begin();
134
135
136   //************MODIFICAR ESTOS VALORES SI SE NECESITA MAYOR VELOCIDAD O MAYOR NUMERO DE MUESTREOS
137   analogReadResolution(10);  //10bits rango de 0-1023
138   analogSetWidth(10);  //10bits rango de 0-1023
139   adcAttachPin(pincardio);   //pin de la tarjeta donde entra la señal del sensor
140   analogSetClockDiv(255); // 1338mS
141   //analogSetCycles(100);
142   //analogSetSamples(10);
143
144   ///******inicializamos el sensor de temperatura
145   sensorTemperatura.begin();
146
147     x = 0; //inicializa los valores
148   clearY();//inicializa los valores
149
150   u8g2.begin(); //inicializar la pant?alla OLED
158 // INICIO WHILE (1)
159⊟void loop() {
160    //int timer  = micros();
161
162        valorSensor=promedio(100,0); //leer el valor del sensor y encontrar el promedio (numero lecturas, pin
163
164    //if((valorSensor<780)&&(valorSensor>755)){  // descartar picos muy grandes de ruido o conexion y descone
165   Serial.println(valorSensor); //imprimir en el monitr serial de la PC
166   // }
167
168    //leems la temperatura
169    //sensorTemperatura.requestTemperaturesByIndex(0);
170    //sensorTemperature.getTempCByIndex(0);
171  // if(valorSensor>=755){
172
173                    sensorTemperatura.requestTemperatures();
174⊟                  if(sensorTemperatura.getTempCByIndex(0)==-127){
175                     u8g2.clearBuffer();  ///preparar el envio de datos a la OLED
176                     Error();  //dibujar
177                     presiondiastolica=0;
178                     presionsistolica=0;
179                     frecREsp=0;
180                     BPM=0;
181                     enviodatos();
182                     u8g2.sendBuffer();   //
183  //                   }
184                   }else{
185                     u8g2.clearBuffer();  ///preparar el envio de datos a la OLED
```

```
/////FUNCION PARA LEER EL SENSOR Y SACAR UN PROEMDIO PARA ELIMINAR RUIDOS
 // x=1/N Sum(i=1;N; xi) N.-num de mediciones
float promedio(int numeroLecturas, int sensorPin)
{
  float aux=0.0;
  for(unsigned short int conta=1; conta<= numeroLecturas; conta++)
  {
    aux=aux+analogRead(pincardio);
    delayMicroseconds(10);
    }
    return(aux/numeroLecturas);

  }

//// FUNCION PARA DIBUJAR EN LA PANTALLA OLED
void dibujar() {
  u8g2_prepare(); //configuracion OLED

  if(x>127)   // borra todos los valores una vez alcanzo los 127 puntos medidos
  {
    u8g2.clearDisplay();
    x=0;
    lastx=x;
    clearY();  //borra los valores almacenados para poder empezar a graficar desde el punto x0 y0
  }


  u8g2.setCursor(0,20);
  u8g2.print("Frec Card:   ");
  u8g2.print(BPM);
    u8g2.display();
  //mostramos la señal de temperatura en la OLED
  u8g2.setCursor(0,30);
  sensorTemperatura.requestTemperatures();
  u8g2.print("Temp:         ");
  u8g2.print(sensorTemperatura.getTempCByIndex(0));
  u8g2.print(" C");
    u8g2.display();
  //tension arterial
 presiondiastolica=BPM+10;
 presiondiastolica=(int)presiondiastolica;
 presionsistolica=((3*BPM)/2)+20;
 presionsistolica=(int)presionsistolica;
 if((presiondiastolica>=70)&&(presiondiastolica<=90)&&(presionsistolica>=110)&&(presionsistolica<=140)){
  u8g2.setCursor(0,40);
  u8g2.print("Tens Arterial: ");
  u8g2.print(presiondiastolica);
  u8g2.print("|");
  u8g2.print(presionsistolica);
  u8g2.display();
 }else{
  u8g2.setCursor(0,40);
  u8g2.print("Tens Arterial: ");
  u8g2.print("Err");
```

```
//configuracion de la pantalla OLED
 void u8g2_prepare(void) {
  u8g2.setFont(u8g2_font_6x10_tf);
  u8g2.setFontRefHeightExtendedText();
  u8g2.setDrawColor(1);
  u8g2.setFontPosTop();
  u8g2.setFontDirection(0);
}


///**********Puniones para el grafico de la señal
void clearY(){
  for(int i=0; i<Largo; i++){
    yP[i] = -1;
  }
}

void drawY(){
  u8g2.drawPixel(0, yP[0]);
  for(int i=1; i<Largo; i++){
    if(yP[i]!=-1){
      //u8g.drawPixel(i, y[i]);
      //u8g2.drawLine(i-1, 1, i, 1);
      u8g2.drawLine(i-1, yP[i-1], i, yP[i]);
    }else{
      break;
    }
/// --------ENVIO DE DATOS A BLUETOOTH
void enviodatos (void){


  if(BPM>10){cardio=String(BPM);}else{cardio="Er";}

  if((presiondiastolica>=70)&&(presiondiastolica<=90)){
   tensdias = String(presiondiastolica);}else{ tensdias = String("Er");}

  if((presionsistolica>=110)&&(presionsistolica<=140)){
   tessisto = String(presionsistolica);}else{ tessisto = String("Err");}

  if((frecREsp>=12)&&(frecREsp<=20)){
   frecresp = String(frecREsp);}else{ frecresp = String("Er");}

   float aux=(sensorTemperatura.getTempCByIndex(0));

  if((aux<100)&&(aux>0)){
  temprt   = String(sensorTemperatura.getTempCByIndex(0),2);}else{ temprt   = String("Er   ");}

  String envio = String(cardio+temprt+tensdias+tessisto+frecresp);
  envio= String(envio+"$");
  //Serial.println(envio);
  SerialBT.print(envio);
  delay(20);
  }
```

**ANEXO 2 Programación de la pagina donde se muestran los valores de los signos vitales con su respectiva fecha y hora**

```
38
39      <!-- ******************************************************Lectura de Cardio  -->
40  var chartC = new Highcharts.Chart({
41    chart:{ renderTo : 'chart-cardio' },
42    title: { text: 'Ritmo Cardiaco' },
43    series: [{
44      showInLegend: false,
45      data: []
46    }],
47    plotOptions: {
48      line: { animation: false,
49        dataLabels: { enabled: true }
50      },
51      series: { color: '#059e8a' }
52    },
53    xAxis: { type: 'datetime',
54      dateTimeLabelFormats: { second: '%H:%M:%S' }
55    },
56    yAxis: {
57      title: { text: 'Pulsos por minuto PPM' }
58      //title: { text: 'Temperature (Fahrenheit)' }
59    },
60    credits: { enabled: false }
61  });
62  setInterval(function ( ) {
63    var xhttp = new XMLHttpRequest();
64    xhttp.onreadystatechange = function() {
65      if (this.readyState == 4 && this.status == 200) {
66        var x = (new Date()).getTime(),
67            y = parseFloat(this.responseText);
68        //console.log(this.responseText);
69        if(chartC.series[0].data.length > 40) {
70          chartC.series[0].addPoint([x, y], true, true, true);
71        } else {
72          chartC.series[0].addPoint([x, y], true, false, true);
73        }
74      }
75    };
76    xhttp.open("GET", "/cardio", true);
77    xhttp.send();
78  }, 30000 ) ;
```

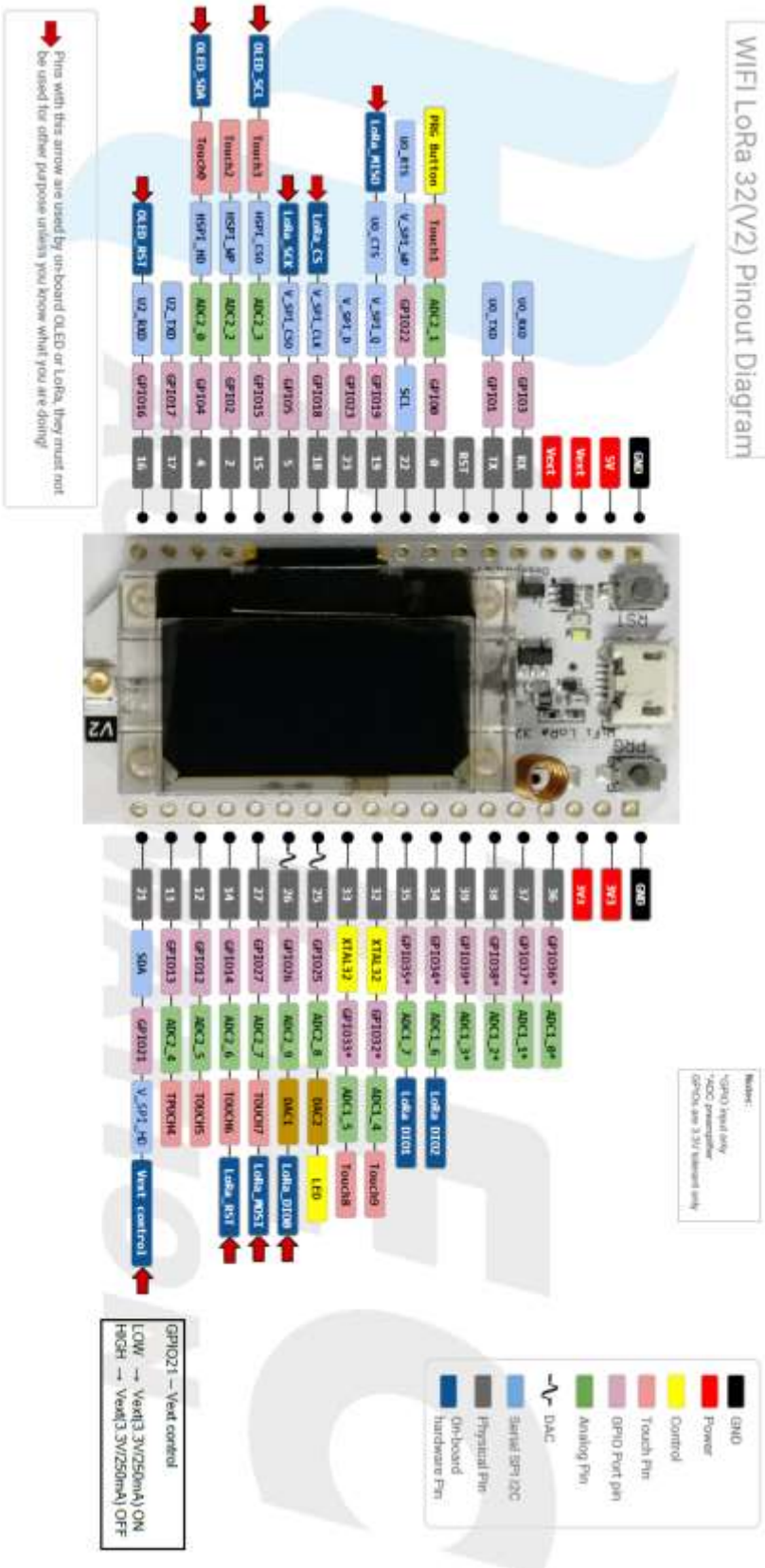
```
    <!--  **************************************************Lectura de Temperatura  -->

var chartT = new Highcharts.Chart({
  chart:{ renderTo:'chart-temperatura' },
  title: { text: 'Temperatura Corporal' },
  series: [{
    showInLegend: false,
    data: []
  }],
  plotOptions: {
    line: { animation: false,
      dataLabels: { enabled: true }
    }
  },
  xAxis: {
    type: 'datetime',
    dateTimeLabelFormats: { second: '%H:%M:%S' }
  },
  yAxis: {
    title: { text: 'Temperatura (C)' }
  },
  credits: { enabled: false }
});
setInterval(function ( ) {
  var xhttp = new XMLHttpRequest();
  xhttp.onreadystatechange = function() {
    if (this.readyState == 4 && this.status == 200) {
      var x = (new Date()).getTime(),
          y = parseFloat(this.responseText);
      //console.log(this.responseText);
      if(chartT.series[0].data.length > 40) {
        chartT.series[0].addPoint([x, y], true, true, true);
      } else {
        chartT.series[0].addPoint([x, y], true, false, true);
      }
    }
  };
  xhttp.open("GET", "/temperatura", true);
  xhttp.send();
}, 30000 ) ;
```

```
    <!--  **************************************************Lectura de Tensios diastolica  -->

var chartD = new Highcharts.Chart({
  chart:{ renderTo:'chart-diaste' },
  title: { text: 'Tension Diastolica' },
  series: [{
    showInLegend: false,
    data: []
  }],
  plotOptions: {
    line: { animation: false,
      dataLabels: { enabled: true }
    },
    series: { color: '#18009c' }
  },
  xAxis: {
    type: 'datetime',
    dateTimeLabelFormats: { second: '%H:%M:%S' }
  },
  yAxis: {
    title: { text: 'Tension diastolica' }
  },
  credits: { enabled: false }
});
setInterval(function ( ) {
  var xhttp = new XMLHttpRequest();
  xhttp.onreadystatechange = function() {
    if (this.readyState == 4 && this.status == 200) {
      var x = (new Date()).getTime(),
          y = parseFloat(this.responseText);
      //console.log(this.responseText);
      if(chartD.series[0].data.length > 40) {
        chartD.series[0].addPoint([x, y], true, true, true);
      } else {
        chartD.series[0].addPoint([x, y], true, false, true);
      }
    }
  };
  xhttp.open("GET", "/diaste", true);
  xhttp.send();
}, 30000 ) ;
```

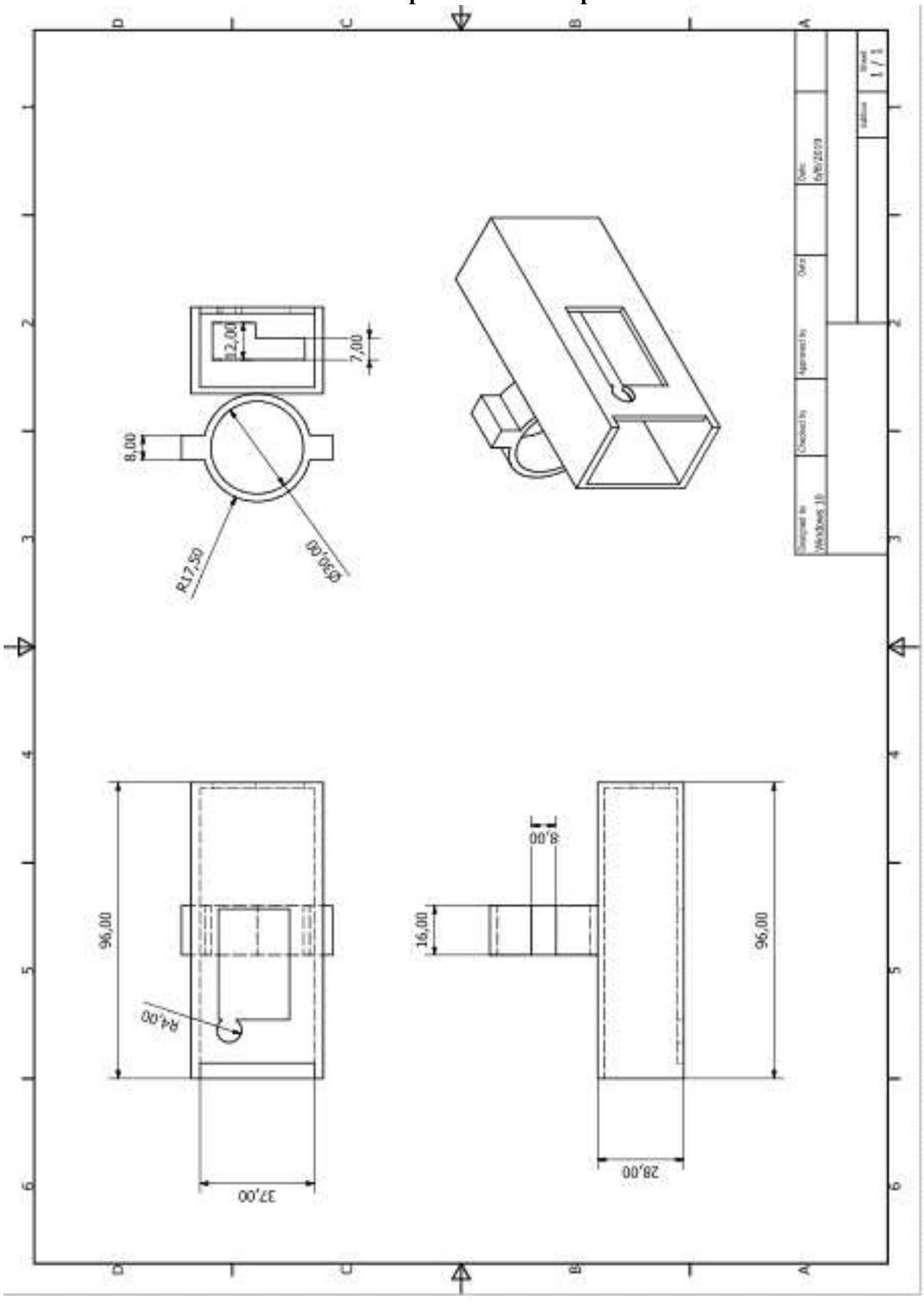
```
    <!--  **********************************************************Lectura de Tensios Sistolica  -->
    var chartS = new Highcharts.Chart({
  chart:{ renderTo : 'chart-sisto' },
  title: { text: 'Tension Sistolica' },
  series: [{
    showInLegend: false,
    data: []
  }],
  plotOptions: {
    line: { animation: false,
      dataLabels: { enabled: true }
    },
    series: { color: '#da5133' }
  },
  xAxis: { type: 'datetime',
    dateTimeLabelFormats: { second: '%H:%M:%S' }
  },
  yAxis: {
    title: { text: 'Tension Sistolica' }
    //title: { text: 'Temperature (Fahrenheit)' }
  },
  credits: { enabled: false }
});
setInterval(function ( ) {
  var xhttp = new XMLHttpRequest();
  xhttp.onreadystatechange = function() {
    if (this.readyState == 4 && this.status == 200) {
      var x = (new Date()).getTime(),
          y = parseFloat(this.responseText);
      //console.log(this.responseText);
      if(chartS.series[0].data.length > 40) {
        chartS.series[0].addPoint([x, y], true, true, true);
      } else {
        chartS.series[0].addPoint([x, y], true, false, true);
      }
    }
  };
  xhttp.open("GET", "/sisto", true);
  xhttp.send();
}, 30000 ) ;
```

```
    <!-- **********************************************************Lectura de oxigenacion de la sangre  -->
    var chartF = new Highcharts.Chart({
  chart:{ renderTo : 'chart-frecr' },
  title: { text: 'Frecuencia Respiratoria' },
  series: [{
    showInLegend: false,
    data: []
  }],
  plotOptions: {
    line: { animation: false,
      dataLabels: { enabled: true }
    },
    series: { color: '#33da44' }
  },
  xAxis: { type: 'datetime',
    dateTimeLabelFormats: { second: '%H:%M:%S' }
  },
  yAxis: {
    title: { text: 'Ciclo respiratorio por minuto CRPM' }
    //title: { text: 'Temperature (Fahrenheit)' }
  },
  credits: { enabled: false }
});
setInterval(function ( ) {
  var xhttp = new XMLHttpRequest();
  xhttp.onreadystatechange = function() {
    if (this.readyState == 4 && this.status == 200) {
      var x = (new Date()).getTime(),
          y = parseFloat(this.responseText);
      //console.log(this.responseText);
      if(chartF.series[0].data.length > 40) {
        chartF.series[0].addPoint([x, y], true, true, true);
      } else {
        chartF.series[0].addPoint([x, y], true, false, true};
      }
    }
  };
  xhttp.open("GET", "/frecr", true);
  xhttp.send();
}, 30000 ) ;

</script>
</html>
```

**ANEXO 3 Distribución de pines del microcontrolador ESP32 Lora Wan**



**ANEXO 4 Dimensiones de la carcasa protectora del dispositivo**



**ANEXO 5 Certificado de validación otorgada por el IESS**

INSTITUTO ECUATORIANO DE SEGURIDAD SOCIAL

CENTRO DE SALUD A-MACHACHI

CERTIFICADO

Certificamos que: El Señor **Alex Eduardo Sánchez de la Cueva**, con número de cedula **1724041387** estudiante de la Universidad Tecnológica Israel, especialidad Electrónica Digital en Redes y Telecomunicaciones, el cumplió con todos los requisitos y obligaciones de pruebas de funcionamiento de un dispositivo electrónico que mide los signos vitales, bajo la supervisión de la Licenciada Sandra Chamorro, Coordinacora de Enfermeria del Centro de Salud A Machachi. con los datos obtenidos se observó que el dispositivo tiene un margen de error de 4%.

Se expide el presente Certificado, para los fines que la interesada lo considere conveniente.

Atentamente

INSTITUTO ECUATORIANO DE SEGURIDAD SOCIAL
CENTRO DE SALUD A - MACHACHI
ENFERMERÍA

Lic. Sandra Chamorro
COORDINADORA DE ENFERMERÍA DEL CSA MACHACHI

INSTITUTO ECUATORIANO DE SEGURIDAD SOCIAL
CENTRO DE SALUD A MACHACHI
IESS
DIRECTOR

| Listado de Pacientes | | | | | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| Nombre | # Cédula | # Celular | Signos | Datos IESS | | | | Datos Dispositivo | | | |
| Calvachi Shomy | 1710837430 | 0994165808 | Ritmo Cardiaco | | 79 | | | | 76 | | |
| | | | Saturación Oxi | | 91% | | | | 93% | | |
| | | | Tensión Sistolica | | 149 | | | | 122 | | |
| | | | Tensión Diastolica | | 77 | | | | 78 | | |
| | | | Temperatura | | | | | | | | |
| Darío Sandoval | 1715663755 | 0995376608 | Ritmo Cardiaco | | 90 | | | | 75 | | |
| | | | Saturación Oxi | | 89% | | | | 97 | | |
| | | | T Sistolica | | 113 | | | | 126 | | |
| | | | T Diastolica | | 92 | | | | 81 | | |
| | | | Temperatura | | | | | | | | |
| Jaime Ocampo | 1720144220 | 0995888302 | Ritmo Cardiaco | | 89 | | | | 75 | | |
| | | | Saturación Oxi | | 90% | | | | 90% | | |
| | | | T Sistolica | | 119 | | | | 134 | | |
| | | | T Diastolica | | 76 | | | | 86 | | |
| | | | Temperatura | | | | | | | | |
| Diego Gallardo | 1713206498 | 0984042842 | Ritmo Cardiaco | | 78 | | | | 77 | | |
| | | | Saturación Oxi | | 95% | | | | 93% | | |
| | | | T Sistolica | | 108 | | | | 121 | | |
| | | | T Diastolica | | 68 | | | | 89 | | |
| | | | Temperatura | | | | | | | | |
| Mauricio Jiménez | 1714607781 | 0984989735 | Ritmo Cardiaco | | 97 | | | | 78 | | |
| | | | Saturación Oxi | | 93% | | | | 98% | | |
| | | | T Sistolica | | 108 | | | | 132 | | |
| | | | T Diastolica | | 70 | | | | 85 | | |
| | | | Temperatura | | | | | | | | |
| Verónica Mendoza | 1717309296 | 0988525988 | Ritmo Cardiaco | | 71 | | | | 66 | | |
| | | | Saturación Oxi | | 93% | | | | 91% | | |
| | | | T Sistolica | | 98 | | | | 120 | | |
| | | | T Diastolica | | 61 | | | | 80 | | |
| | | | Temperatura | | | | | | | | |
| | | | Ritmo Cardiaco | | | | | | | | |
| | | | Saturación Oxi | | | | | | | | |
| | | | T Sistolica | | | | | | | | |
| | | | T Diastolica | | | | | | | | |
| | | | Temperatura | | | | | | | | |
| | | | Ritmo Cardiaco | | | | | | | | |
| | | | Saturación Oxi | | | | | | | | |
| | | | T Sistolica | | | | | | | | |
| | | | T Diastolica | | | | | | | | |
| | | | Temperatura | | | | | | | | |

INSTITUTO ECUATORIANO DE SEGURIDAD SOCIAL
CENTRO DE SALUD A - MACHACHI
ENFERMERÍA

DIRECTOR