



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y REDES DE COMUNICACIÓN

DESARROLLO DE UN WEARABLE DE MONITOREO Y DETECCIÓN DE ANOMALÍAS EN LA SEÑAL CARDIACA A TRAVÉS DE LA COMPARACIÓN DE UNA SEÑAL ECG Y LA UTILIZACIÓN DE TECNOLOGÍA BLUETOOTH Y PLATAFORMAS DE SOFTWARE Y HARDWARE LIBRE PARA EL CUIDADO DE LA SALUD CARDIOVASCULAR

TRABAJO DE GRADO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE INGENIERO EN ELECTRÓNICA Y REDES DE COMUNICACIÓN

AUTOR: JHOFRE HOMERO ALCOSER CACHIPUENDO

DIRECTOR: MSc. JAIME ROBERTO MICHILENA CALDERÓN

Ibarra- Ecuador

2017

**AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD
TÉCNICA DEL NORTE**

1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA

La Universidad Técnica del Norte dentro del proyecto Repositorio Digital Institucional, determinó la necesidad de disponer de textos completos en formato digital con la finalidad de apoyar los procesos de investigación, docencia y extensión de la Universidad.

Por medio del presente documento dejo sentada mi voluntad de participar en este proyecto, para lo cual pongo a disposición la siguiente información.

DATOS DEL CONTACTO	
Cédula de identidad	172246522-5
Apellidos y Nombres	Alcoser Cachipundo Jhofre Homero
Dirección	Tabacundo – Entrada a tupigachi, junto a la Hostería San Luis
E-mail	jhalcoser@utn.edu.ec
Teléfono fijo	(02) 2 119-103
Teléfono móvil	0988306430
DATOS DE LA OBRA	
Título	DESARROLLO DE UN WEARABLE DE MONITOREO Y DETECCIÓN DE ANOMALÍAS EN LA SEÑAL CARDIACA A TRAVÉS DE LA COMPARACIÓN DE UNA SEÑAL ECG Y LA

	UTILIZACIÓN DE TECNOLOGÍA BLUETOOTH Y PLATAFORMAS DE SOFTWARE Y HARDWARE LIBRE PARA EL CUIDADO DE LA SALUD CARDIOVASCULAR
Autor	Alcoser Cachipundo Jhofre Homero
Fecha	Mayo de 2017
Programa	Pregrado
Título	Ingeniero en Electrónica y Redes de Comunicación
Director	Ing. Jaime Michilena Calderón, MSc.

2. AUTORIZACIÓN DE USO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD

Yo, Jhofre Homero Alcoser Cachipundo, con cédula de ciudadanía Nro. 172246533-4, en calidad de autor y titular de los derechos patrimoniales de la obra o trabajo de grado descrito anteriormente, hago entrega del ejemplar respectivo en forma digital y autorizo a la Universidad Técnica del Norte, la publicación de la obra en el Repositorio Digital Institucional y uso del archivo digital en la Biblioteca de la Universidad con fines académicos, para ampliar la disponibilidad de material y como apoyo a la educación, investigación y extensión, en concordancia con la ley de Educación Superior Artículo 144.

3. CONSTANCIAS

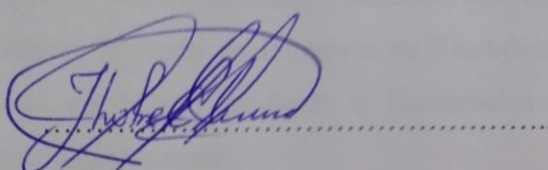
Yo, JHOFRE HOMERO ALCOSER CACHIPUENDO El declaro bajo juramento que el trabajo aquí escrito es de mi autoría; y que este no ha sido previamente presentado para ningún

grado o calificación profesional y que he consultado las referencias bibliográficas que se presentan en este documento.

A través de la presente declaración cedo mis derechos de propiedad intelectual correspondiente a este trabajo, a la Universidad Técnica del Norte, según lo establecido por las leyes de propiedad intelectual, reglamentos y normatividad vigente de la Universidad Técnica del Norte.

En la ciudad de Ibarra, mayo de 2017.

EL AUTOR



Jhofre Homero Alcoser Cachipundo

CC: 172246522-4



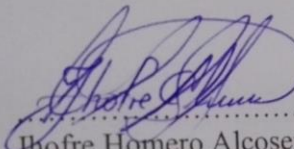
UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE GRADO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

Yo, Jhofre Homero Alcoser Cachipundo con cédula de ciudadanía Nro. 172246522-4 manifiesto mi voluntad de ceder a la Universidad Técnica del Norte los derechos patrimoniales consagrados en la Ley de Propiedad Intelectual del Ecuador artículos 4, 5 y 6, en calidad de la autora del trabajo de grado con el tema: “DESARROLLO DE UN WEARABLE DE MONITOREO Y DETECCIÓN DE ANOMALÍAS EN LA SEÑAL CARDIACA A TRAVÉS DE LA COMPARACIÓN DE UNA SEÑAL ECG Y LA UTILIZACIÓN DE TECNOLOGÍA BLUETOOTH Y PLATAFORMAS DE SOFTWARE Y HARDWARE LIBRE PARA EL CUIDADO DE LA SALUD CARDIOVASCULAR”. Que ha sido desarrollado con el propósito de obtener el título de Ingeniero en Electrónica y Redes de Comunicación de la Universidad Técnica del Norte, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En mi condición de autor me reservo los derechos morales de la obra antes citada. En concordancia suscribo en el momento que hago entrega del trabajo final en formato impreso y digital a la Biblioteca de la Universidad Técnica del Norte.



Jhofre Homero Alcoser Cachipundo

172246522-4

Ibarra, mayo de 2017



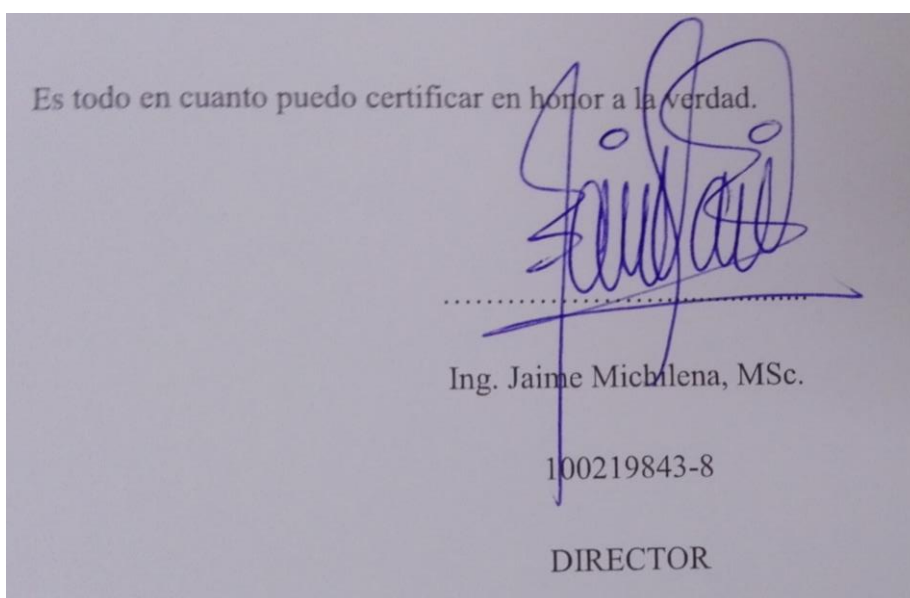
UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CERTIFICACIÓN

MAGISTER JAIME MICHILENA, DIRECTOR DEL PRESENTE TRABAJO DE TITULACIÓN CERTIFICA:

Que, el presente Trabajo de Titulación “DESARROLLO DE UN WEARABLE DE MONITOREO Y DETECCIÓN DE ANOMALÍAS EN LA SEÑAL CARDIACA A TRAVÉS DE LA COMPARACIÓN DE UNA SEÑAL ECG Y LA UTILIZACIÓN DE TECNOLOGÍA BLUETOOTH Y PLATAFORMAS DE SOFTWARE Y HARDWARE LIBRE PARA EL CUIDADO DE LA SALUD CARDIOVASCULAR”. Ha sido desarrollado por el señor Jhofre Homero Alcoser Cachipueno bajo mi supervisión.



Agradecimiento.

Expreso mi más sincero agradecimiento a mis padres y hermanos por todo el apoyo incondicional que me han brindado a lo largo de mi vida y mi carrera universitaria, ya que sin ustedes no tendría ninguna satisfacción al demostrarles todo el esfuerzo que he hecho cada mañana al fin cosechara frutos. Agradezco a todos los docentes de la carrera de Electrónica y Redes de comunicación quienes a lo largo de mi estadía en la universidad me supieron brindar todos sus conocimientos y guiarme para poder llegar a ser una persona con un carácter formado.

Agradecimiento especialmente a mi director el Ing. Jaime Michilena y al el Ing. Paul Rosero, quienes fueron un apoyo fundamental a lo largo de mi vida estudiantil y me guiaron en la realización de este trabajo de grado, y a mis amigos quienes con su amistad y consejos me acompañaron en todo momento.

Dedicatoria.

Este trabajo va dedicado mis padres Rosa y Daniel que, gracias a su apoyo incondicional, sus consejos y su amor he logrado alcanzar una más de mis metas. A mis sobrinos y hermanos que día a día me brindan su cariño y palabras de aliento que me ayudaron a seguir adelante. Sobre todas las cosas a mi Dios que siempre está a mi lado guiando y alumbrando mi camino.

Decido a todas las personas que con sus palabras de aliento de mostraron su cariño y apoyo para la culminación de este Trabajo de Grado.

Índice de contenidos

AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE.....	II
CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE GRADO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE	V
CERTIFICACIÓN.....	VI
AGRADECIMIENTO.....	VII
DEDICATORIA.....	VIII
ÍNDICE DE CONTENIDOS.....	IX
ÍNDICE DE FIGURAS.....	XIV
RESUMEN.....	1
ABSTRACT.....	2
CAPÍTULO I. ANTECEDENTES	3
1.1 Problema.....	3
1.2 Objetivos.....	5
1.1.1 Objetivo General.....	5
1.1.2 Objetivos Específicos.....	5
1.3 Alcance.....	6
1.4 Justificación.....	8
CAPÍTULO II. JUSTIFICACIÓN TEÓRICA.....	11
2.1 Internet de las Cosas.....	11
2.1.1 Internet de las cosas en la biomedicina.....	12
2.2 Wearables.....	13
2.2.1 Wearables utilizados en el área de salud.....	14
2.3 Redes de Área Corporal WBAN.....	15

2.3.1	Requerimientos de una WBAN.	18
2.3.2	Protocolos de WBAN.	19
2.3.2.1	Bluetooth.	20
2.3.2.2	Bluetooth Low Energy (LE) Bluetooth Smart Versión 4.0.	21
2.4	Sistema Circulatorio.	21
2.4.1	Partes del corazón.	23
2.4.2	El ciclo cardiaco.	25
2.4.3	Frecuencia Cardiaca.	26
2.5	Señal electrocardiográfica ECG.	29
2.5.1	Señal ECG normal.	29
2.5.2	Arritmias cardíacas.	33
2.5.2.1	Obtención de la frecuencia cardiaca.	34
2.5.2.2	Sistema de conducción cardiaco.	34
2.5.3	Arritmia sinusal.	36
2.5.4	Taquicardia sinusal.	37
2.5.5	Bradicardia sinusal.	37
2.5.6	Impulsos eléctricos normales.	38
2.5.7	Fibrilación auricular.	38
2.5.8	Taquicardia ventricular.	40
2.5.9	Hipertensión leve.	40
2.5.9.1	Las complicaciones de la Hipertensión Arterial.	41
2.5.10	Análisis de variabilidad de la frecuencia cardiaca.	42
2.5.10.1	Variabilidad asociada a enfermedades del corazón.	43
2.6	Etapas de vida de los seres humanos.	44
2.7	Sensores de Pulso Cardiaco.	46
2.7.1	Sensor electrónico.	46
2.7.2	Los biosensores.	47

2.7.3	Sensor de pulso Amped.	48
2.7.3.1	Características.	49
2.8	Hardware de código abierto.....	50
2.8.1	Plataformas de código abierto.....	50
2.8.2	Arduino.	51
2.9	Plataformas en la Nube.	54
2.9.1	Definición de nube.....	54
2.9.2	Modelos de servicio de la nube.....	55
2.9.2.1	IaaS - Infraestructura como servicio.	56
2.9.2.2	SaaS - Software como servicio.	56
2.9.2.3	PaaS - Plataforma como servicio.	57
2.10	Metodología de Desarrollo de Software.....	58
2.11.1	Modelos.....	58
CAPITULO III. DISEÑO.		62
3.1	Introducción	62
3.2	Desarrollo del Sistema de Monitoreo de Pulso Cardiac.	62
3.1.1	Propósito.	62
3.1.2	Alcance del sistema.....	63
3.3	Descripción General del Sistema de Monitoreo de Pulso Cardiac.	63
3.3.1	Características.	63
3.3.2	Perspectiva del usuario.	64
3.4	Establecimiento de Fronteras Funcionamiento.....	64
3.4.1	Funciones del prototipo electrónico.....	64
3.4.2	Limitaciones del prototipo.	66
3.5	Requerimientos del Sistema de Monitoreo de Pulso Cardiac.	68

3.5.1	Análisis de situación.....	68
3.5.2	Encuesta.....	69
3.5.2.1	Análisis y conclusiones de la encuesta.....	71
3.5.3	Requerimientos.....	75
3.5.3.1	Requerimientos de usuarios.....	77
3.5.3.2	Requerimientos del sistema monitoreo de pulso cardiaco.....	78
3.5.3.3	Requerimientos de arquitectura.....	80
3.5.4	Ubicación del sistema de monitoreo de pulso cardiaco.....	82
3.6	Elección de Hardware y Software.....	84
3.6.1	Elección de hardware.....	85
3.6.1.1	Elección del sensor de pulso cardiaco.....	85
3.6.1.2	Elección de placa de procesamiento.....	87
3.6.1.3	Elección de dispositivo móvil.....	90
3.6.1.4	Elección de batería.....	91
3.6.1.5	Hilo conductor.....	93
3.6.1.6	Hardware acoplado.....	93
3.6.2	Elección de software.....	94
3.7	Diseño.....	99
3.7.1	Diagrama de bloques.....	99
3.7.2	Diagrama de conexiones.....	101
3.7.3	Diagramas de flujo.....	112
CAPÍTULO IV. IMPLEMENTACIÓN Y PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO.....		117
4.1	Desarrollo del Software.....	117
4.2	Aplicación Android de Visualización.....	123
4.3	Desarrollo del Hardware (Integración).....	126
4.3.1	Instalación de la placa electrónica.....	126
4.3.2	Modificación del guante.....	128

4.3.3	Instalación del sensor de pulso.	129
4.3.4	Conexiones de componentes.	130
4.3.5	Prototipo acoplado completamente.	133
4.4	Pruebas de Funcionamiento.	134
4.4.1	Prueba de software.	134
4.4.2.1	Prueba lectura de pulso y tiempo entre intervalos.	135
4.4.2.2	Pruebas de establecimiento de arritmia.	138
4.4.2	Pruebas de hardware.	143
4.4.2.3	Pruebas de fiabilidad de los datos obtenidos.	143
4.4.2.4	Pruebas de medición.	146
4.4.2.5	Resultados de construcción.	148
	CAPÍTULO V. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.	150
5.1	Conclusiones.	150
5.2	Recomendaciones.	153
	REFERENCIAS.	154
	GLOSARIO DE TÉRMINOS Y ACRÓNIMOS.	159
	ANEXOS.	160
	ANEXO 1. CÓDIGO DE PROGRAMACIÓN.	160
	ANEXO 2. FORMATO DE ENCUESTA Y TABULACIÓN DE RESULTADOS.	167
	ANEXO 3. DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DE SENSOR DE PULSO AMPED.	175
	ANEXO 4. DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DE ARDUINO LILYPAD SIMBLEE.	176

Índice de figuras.

Figura 1. Red de área Corporal WBAN	17
Figura 2. Partes que conforman el corazón	23
Figura 3. Ciclo cardiaco	25
Figura 4. El trazado de ECG y sus formas de ondas más representativas.	30
Figura 5. Onda P – Electrocardiograma.....	31
Figura 6. Complejo QRS – Electrocardiograma	32
Figura 7. Onda T – Electrocardiograma.....	32
Figura 8. Ruta de estímulo del SA	35
Figura 9. Electrocardiograma de arritmia sinusal	36
Figura 10. ECG de taquicardia sinusal.....	37
Figura 11. ECG de bradicardia sinusal	38
Figura 12. Electrocardiograma de fibrilación auricular	39
Figura 13. Tipos de sensor de pulso.....	46
Figura 14. La representación de la onda de pulso se llama un photoplethysmogram, o PPG	48
.....	
Figura 15. Ejemplos de placas Arduino.	52
Figura 16. Modelos de servicios en la nube.....	55
Figura 17. Modelo de Cascada.....	59
Figura 18. Modelo de desarrollo en espiral.....	60
Figura 19. Modelo en V o cuatro niveles.....	61
Figura 20. Distribución de elementos en Guante	82
Figura 21. Lógica del sistema.	84
Figura 22. Sensor de pulso Amped	86
Figura 23. Placa Arduino LilyPad Simblee.....	88
Figura 24. Samsung Galaxy Tab A6.....	90
Figura 25. Batería de ion de litio.....	92
Figura 26. Hilo conductor de acero inoxidable.....	93
Figura 27. Diseño general de sistema de monitoreo	94

Figura 28. Entorno de programación IDE Arduino	96
Figura 29. Configuración de paquete Simblee	97
Figura 30. Administrador de placas de Arduino	98
Figura 31. Verificación de paquetes Simblee	99
Figura 32. Diagrama de bloques del sistema	100
Figura 33. Sensor de pulso Amped.	101
Figura 34. Arduino LilyPad Simblee.	102
Figura 35. Fuente de alimentación 10v DC	104
Figura 36. Circuito de carga de baterías Ion- Litio	107
Figura 37. Diagrama de conexión.	109
Figura 38. Diagrama circuito.	109
Figura 39. Diseño de circuito en guante.....	110
Figura 40. Conexión de prueba de los elementos.	111
Figura 41. Diagrama de flujo de casos a detectar por el sistema.	114
Figura 42. Diagrama de flujo de interfaz de visualización	116
Figura 43. Configuraciones básicas de bluetooth	118
Figura 44. Variables definidas para lectura de pulso	119
Figura 45. Calculo del pulso cardíaco.....	120
Figura 46. Eventos a mostrar en aplicación móvil	123
Figura 47. Interfaz gráfica Simblee for Mobile	124
Figura 48. Interfaz de visualización de datos.....	125
Figura 49. Estado inicial del guante.....	126
Figura 50. Confección de compartimiento de componentes	127
Figura 51. Estuche completo de la placa electrónica	128
Figura 52. Modificaciones realizadas en el guante.	128
Figura 53. Instalación de sensor de pulso.	129
Figura 54. Conexión de los componentes	130
Figura 55. Estuche del sistema embebido y conexiones.	132
Figura 56. Fuente de alimentación litio.....	133
Figura 57. Prototipo electrónico.....	134

Figura 58. Promedio de medición de frecuencia cardiaca	136
Figura 59. Resultados de la medición de IBI.	137
Figura 60. Datos visualizados a través de comunicación serial del computador.	138
Figura 61. Realización de pruebas de funcionamiento del prototipo electrónico en el departamento de bienestar Universidad Técnica del Norte, Lic. Lila Cazar.	139
Figura 62. Resultados de arritmias encontradas.....	140
Figura 63. Población con quien se realizó las pruebas de funcionamiento.....	141
Figura 64. Porcentaje de frecuencias cardiacas.....	143
Figura 65. Resultados de encuesta -pregunta 1.....	168
Figura 66. Resultados de encuesta - pregunta 2.....	168
Figura 67. Resultados de encuesta- pregunta 3.....	169
Figura 68. Resultados de encuesta - pregunta 4.....	170
Figura 69. Resultados de encuesta - pregunta 5.....	170
Figura 70. Resultados de encuesta-pregunta 6.....	171
Figura 71. Resultados de encuesta - pregunta 7.....	171
Figura 72. Resultados de encuesta - pregunta 8.....	172
Figura 73. Resultados de encuesta - pregunta 9.....	173
Figura 74. Resultados de encuesta - pregunta 10.....	173

Índice de tablas.

Tabla 1. Requerimientos de una WBAN.....	18
Tabla 2. Clases de módulos bluetooth.....	20
Tabla 3. Partes del corazón	24
Tabla 4. Estados de ciclo de cardiaco.	26
Tabla 5. Frecuencia cardiaca por edades.....	28
Tabla 6. Componentes de Señal Electrocardiográfica.	33
Tabla 7. Ciclo de vida de los seres humanos.	45
Tabla 8. Características de sensor de pulso Amped.....	49
Tabla 9. Comparación de placas Arduino	52

Tabla 10. Limitaciones del sistema.....	68
Tabla 11. Actores involucrados.....	76
Tabla 12. Requerimientos de los usuarios.....	77
Tabla 13. Requerimientos del Sistema.....	79
Tabla 14. Requerimientos de Arquitectura	81
Tabla 15. Tipos de sensores de pulso cardiaco.	85
Tabla 16. Características de sensor de pulso.....	87
Tabla 17. Elección de placa de procesamiento.	87
Tabla 18. Características técnicas de Arduino Simblee	89
Tabla 19. Elección de batería para el sistema.	91
Tabla 20. Características de batería de ion-litio.....	92
Tabla 21. Elección de entorno de programación.....	95
Tabla 22. Energía requerida	103
Tabla 23. Parámetros mostrados por el sistema de monitoreo.....	125
Tabla 24. Secciones de conexiones guante.	131
Tabla 25. Secciones de conexiones sistema embebido	132
Tabla 26. Resultados pruebas de funcionamiento.....	135
Tabla 27. Resultados de lectura de arritmias.	140
Tabla 28. Población que realizó el examen.....	141
Tabla 29. Resultados de lectura de ritmo cardiaco	142
Tabla 30. Toma de pulso cardiaco.	144
Tabla 31. Relación de voltaje.....	147

Índice de ecuaciones.

Ecuación 1. Cálculo de muestra.....	70
Ecuación 2. Calculo de HRV	120
Ecuación 3. Índice de fallas de producto	146

Resumen.

El presente proyecto se presenta un wearable, que se puede definir como una prenda de vestir o accesorio que lleva integrado un sistema embebido, el cual monitorea el pulso cardiaco y cuenta con la funcionalidad de establecer posibles arritmias cardiacas que pueden presentarse en el Nodo SA del corazón, y que se obtienen a través de un análisis de las variaciones de la frecuencia cardiaca o HVR.

Para la construcción de este proyecto se utilizó la placa LilyPad Simblee que cuenta con una antena RF que crea una red Bluetooth Low Energy y cuenta con una aplicación móvil que permite descubrir e interactuar con el hardware Simblee, además de un sensor de pulso que basa su lectura en los cambios de luz provocados en los tejidos de la piel y su elección se fundamenta en los requerimientos que solventan las necesidades de los usuarios.

Una vez culminada la construcción del wearable se establecieron pruebas de funcionamiento que demostrarían la fiabilidad y exactitud de medición con que cuenta, para lograr esto se realizó varias pruebas de campo en el edificio de bienestar universitario de la Universidad Técnica del Norte, con la ayuda del personal del departamento de enfermería. Una vez se culmina este proceso se prosigue con la presentación a los usuarios, con quienes se realizan una prueba completa del funcionamiento del wearable.

Abstract.

The present project presents a wearable, which can be defined as a garment or accessory that has integrated an embedded system, which monitors the heart pulse and has the functionality to establish possible cardiac arrhythmias that can present in the SA Node of the Heart, and are obtained through an analysis of variations in heart rate or HVR.

For the construction of this project was used LilyPad Simblee plate that has an RF antenna to create a Bluetooth Low Energy network and has a mobile application that allows to discover I interact with the hardware Simblee, in addition to a pulse sensor that bases its Reading in the changes of light caused in the tissues of the skin and its choice is based on the requirements that meet the needs of users.

Once the construction of the wearable was completed, functional tests were established that would demonstrate the reliability and accuracy of measurement that counts. In order to achieve this, several field tests were carried out in the university welfare building of Universidad Técnica del Norte, with the help of Staff of the nursing department. Once this process is completed, the presentation is continued to the users, with whom they perform a complete test of the operation of the wearable.

Capítulo I. Antecedentes

1.1 Problema.

En los últimos años las enfermedades relacionadas con el corazón , han sido una de las principales causas de decesos en el nuestro país , en base a datos recopilados en el año 2010 por el INEC en el Ecuador las enfermedades cardiovasculares se ponderan según la siguiente clasificación, hipertensión arterial (7%), Diabetes (6.5%), enfermedad cerebrovascular (5.3%), enfermedad isquémica (3.2%), insuficiencia cardíaca (3.0%), reflejando así un total del 25%, lo que representa una de las principales causas de muerte en el Ecuador (Hampton, 2014), Según la Organización mundial de la salud las Enfermedades cardiovasculares son la principal causa de muerte en todo el mundo, ya que en el año 2012 murieron 17,5 millones de personas por esta causa, lo cual representa un 31% de todas las muertes registradas en el mundo, de los cuales 16 millones de las muertes se atribuyen a personas menores de 70 años. Estableciendo los principales factores para la aparición de enfermedades cardiovascular son una mala dieta alimenticia, falta de inactividad física, consumo de tabaco y consumo de alcohol. (Organización Mundial de la Salud, 2015). Las personas no se permiten un tiempo para realizar actividades físicas que prevendrían en gran medida la aparición de enfermedades cardiovascular, tampoco realizan actividades de control de salud que implicaría movilizarse desde su lugar de residencia a un centro de salud a realizarse exámenes del corazón, además de representar un consumo de recursos tanto físicos, económicos y sobre todo tiempo. En la actualidad se han se han generado una variedad dispositivos que ayudan en el control y el cuidado de la salud en varias áreas, como lo son; control de ritmo cardíaco , frecuencia respiratoria, nivel de glucosa, entre otros, los cuales han sido diseñados para uso en el

hogar y proporcionan una gran ayuda, pero aún tienen un costo muy elevado y complejidad de manejo o manipulación, estos factores hacen que su adquisición únicamente pueda darse por un público con recursos económicos suficientes, dejando de lado a las personas que no están en la posibilidad de obtenerlo, que también puede requerir de asistencia para su instalación o calibración, que en muchos de los casos podría llegar a ser periódica, y otro punto que se debe tomar en consideración es que este tipo de dispositivos pueden llegar a tener un elevado consumo energético, como lo es monitor Holter, el cual es una máquina que registra el ritmo cardíaco en forma continua que debe llevarse puesto por 24 a 48 horas durante la actividad normal. Tiene una banda de sujeción que se lleva sobre el hombro o alrededor de la cintura el cual funciona con pilas AA y tiene una casete de tamaño normal, muy similar a las que se utilizan en los reproductores de cintas de audio. El monitor tiene entre 5 y 7 cables denominados derivaciones. Las derivaciones se conectan a discos de metal denominados electrodos, los cuales se colocan en el pecho. (Texas Heart Institute, 2015)

El desarrollo de un wearable no invasivo, de monitoreo de ritmo cardíaco que medirá las pulsaciones por minuto las transmitirá de manera inalámbrica a un dispositivo Smart como celular inteligente o Table el cual visualizara, dispositivo que será alimentado por batería litio y se conectara con el dispositivo móvil a través de tecnología BLE (bluetooth low energy), el cual posibilita que el desarrollo del prototipo tenga menor costo de implementación y una mayor eficiencia energética brindando mayores prestaciones que los dispositivos existentes en el mercado actual. mismo que optimizará el tiempo con el que una persona cuenta para realizarse un control de su estado de salud de su corazón, además le posibilitaría llevar un registro periódico de sus controles realizados, posibilitara también que una persona pueda determinar de una manera

temprana la presencia de alguna anomalía en su ritmo cardíaco como por ejemplo una Taquicardia auricular multifocal (TAM), en la cual múltiples puntos dentro de la aurícula disparan señales al mismo tiempo. Emitiendo demasiadas señales llevan a que se presente una frecuencia cardíaca rápida, que puede fluctúa entre 100 y 130 latidos por minuto o más en los adultos. Así estableciendo un diagnostico preventivo de enfermedades cardiovascular. La implementación de este dispositivo electrónico posibilitará a las personas realizarse un control desde sus propios hogares o sitios de trabajo, el cual tendrá control constante o preventivo en caso de tratarse de una persona que nunca se ha realizado un examen de este tipo.

1.2 Objetivos.

1.1.1 Objetivo General.

Desarrollar un wearable como sistema de monitoreo de frecuencia cardiaca de bajo costo y consumo energético orientado al cuidado de la salud a través de plataformas de software y hardware libre.

1.1.2 Objetivos Específicos.

- Realizar un análisis del material bibliográfico en temas como biomedicina, sistemas Microprocesados, sistemas inalámbricos WBAN, Software y hardware libre e Internet of Things.

- Definir los requerimientos funcionales y no funcionales de software y hardware que determina las plataformas idóneas para realización de un prototipo electrónico estable y bajo consumo energético.
- Diseñar un sistema electrónico no invasivo a través de una placa de hardware libre con sus respectivos sensores, que medirá las señales cardíacas de una persona.
- Realizar las pruebas de funcionamiento del sistema electrónico y de la aplicación a través de pruebas en personas de distintas características físicas para la depuración de errores en el sistema.

1.3 Alcance.

Se realizará un estudio teórico de los parámetros de la señal Electrocardiográfica ECG, recopilando información de las posibles alteraciones que puede presentar. También se analizará los componentes que la conforman y que se utilizarán para determinar los valores que deben utilizarse en nuestro sistema de monitoreo, esto reflejará los parámetros correctos o alterados de una señal, las mediciones se tomarán en personas de las siguientes edades; adulto joven y medio que comprenden entre los 20 a 40 años y que sean de distinto sexo o puedan padecer alguna arritmia cardíaca.

A continuación, se realizará un análisis de las funcionalidades de los parámetros técnicos y físicos de los elementos que se utilizarán en el sistema electrónico, el cual constará principalmente de una placa con un microcontrolador utilizado en el área textil, dispositivos de

comunicación inalámbrica WBAN, sensores de monitoreo de la frecuencia cardiaca, dispositivos móviles de con sistema operativo Android y componentes electrónicos para uso en prendas de vestir. Siguiendo así la línea de la electrónica en la creación de prototipos de tamaño reducido y no invasivo.

El sistema de monitorización constará de una placa que obtendrá y procesará los datos de un sensor, éste será alimentando a través de batería (LiPo) de corriente directa que proveerá de energía para su funcionamiento, para este proyecto se desarrollará una aplicación para el sistema operativo Android que posteriormente se implementará en un dispositivo móvil como un teléfono inteligente o Tablet. Mediante esta aplicación se podrá visualizar el valor del ritmo cardiaco con el fin verificar alguna anomalía tanto en un estado normal o de máxima agitación, logrando que la aplicación de una alarma en el caso de tener una variante en los valores del pulso cardiaco, en el caso que el sistema de monitoreo sea utilizado por primera vez, este examen será un punto de partida para determinar el estado de la salud cardiovascular en que se encuentre una persona.

Este proyecto realizará la función de monitoreo y detección de anomalías o arritmias en la frecuencia cardíaca de una persona, para la obtención de datos se realizará la medición en un espacio en donde las personas se encuentren en un estado de tranquilidad, lo que permitirá obtener resultados que puedan reflejar cambios en los intervalos de la señal cardiaca, los resultados obtenidos serán transmitidos a través de tecnología bluetooth a un dispositivo móvil para la visualización del valor de pulso cardiaco y la posible arritmia que puede presentar, la aplicación será diseñada únicamente para sistema Android debido a que es de una plataforma libre de costos de licenciamiento.

Se realizará las respectivas pruebas de funcionamiento en personas de distintas edades, sexo, con algún tipo de enfermedad que presenten para determinar el correcto desempeño del sistema electrónico, en base a los parámetros de diseño propuesto en donde se verificará la conectividad y tiempo máximo de funcionamiento antes de requerir una recarga de batería y también se documentará la reacción de las personas ante este tipo de sistemas electrónicos.

1.4 Justificación.

En el área del cuidado de la salud es de vital importancia para la población ya que es donde una vida se pone en las manos de un profesional de la salud, quien a través de herramientas tecnológicas y sus conocimientos dan un diagnóstico a posibles afecciones presentes en el cuerpo. Estas herramientas deben ser constantemente mejoradas, con la finalidad de tengan una gran eficiencia y prestaciones para las cuales fueron diseñadas, logrando así atender las necesidades que puedan surgir día a día en el área de medicina tecnológica. Costumbres alimenticias saludables y dietas bajas en grasas, llenas de frutas, han ido disminuyendo en una sociedad en donde las personas tienen una vida acelerada, lo que ha provocado cambios radicales en sus rutinas alimenticias, pasando a dietas llenas de grasas y alimentos sintéticos los cuales han provocado en la sociedad un aumento elevado en los índices de obesidad y enfermedades cardiovasculares. Por lo cual se ve en la necesidad de crear dispositivos con la capacidad de medir parámetros del corazón, y que serán utilizados para el cuidado como prevención de enfermedades cardiovasculares.

El presente proyecto se orienta en el Plan Nacional del Buen Vivir 2013 - 2017, dentro de los objetivos nacionales para el buen vivir, se toma el objetivo número 3 donde la Secretaría

Nacional de Planificación y Desarrollo contempla la mejora de calidad de vida de la población. Cuyo fin es el mejorar la calidad y calidez de los servicios sociales de atención, garantizar la salud de la población desde la generación de un ambiente y prácticas saludables para la población.

El surgimiento de nuevos conocimientos y la creación de nuevas tecnologías de transmisión de datos han dado paso para que la electrónica se vea en la necesidad de crear nuevos dispositivos que solventen las necesidades de la sociedad, logrando así la establecer una conexión entre el Internet de las Cosas y el desarrollo de nuevos dispositivos de uso personal, teniendo un papel de gran importancia las carreras de Electrónica en el desarrollo de los mismos. La incursión del internet de las Cosas en la medicina ha abierto este campo de investigación en donde dispositivos como los wearables dedicados al cuidado de factores fisiológicos generales o específicos de una persona pueden ayudar a mejorar la calidad de vida.

Estas consideraciones dan paso a la creación de un dispositivo que mide las señales cardíacas en base a un sensor de pulso que trabaja a través del protocolo I²C Inter-Integrated Circuit, que se utiliza principalmente para la comunicación de entre las distintas partes del circuito, cuyo sensor transmitirá a la placa con un microprocesador, en donde se procesará la señales y la envía hacia una aplicación para el usuario a través de bluetooth 4.0 como BLW *Bluetooth Low Energy*, lo cual implica que los dispositivos requieren de una alimentación de una menor potencia para la transmisión. La aplicación final para el usuario le mostrará todos los parámetros fisiológicos y diagnósticos que se llegaran a ser establecidos los distintos componentes electrónicos.

La importancia del presente proyecto para mi persona es el de aplicar todos los conocimientos adquiridos en el transcurso de la carrera de Electrónica y Redes de comunicación en una de sus áreas de investigación, este aporte esta dirigirá a la sociedad, pretendiendo mejorar la calidad de vida en el campo de la electrónica combinada con la medicina a través de la creación de un dispositivo electrónico capaz de monitorear y almacenar, brindando así un aporte de nuevos conocimientos al área del cuidado de la salud. Este proyecto es la culminación de un objetivo personal que se llevó a cabo con el apoyo mi familia, quienes fueron los que aportaron para mi formación profesional.

Capítulo II. Justificación Teórica.

Este capítulo de fundamentación teórica inicia con una introducción sobre Internet of Things orientado hacia el desarrollo de prototipos electrónicos que ayudan al cuidado de varios factores de la vida en la cotidiana, los cuales posteriormente serán utilizados en cuenta para diseño de un wearable de monitoreo, después se realizará un estudio del área de la salud, orientado principalmente en aparato circulatorio, la frecuencia cardiaca del corazón, las componentes de una señal electrocardiográfica, arritmias del corazón y la variabilidad de la frecuencia cardiaca, posteriormente se describirá el funcionamiento de una red de área personal y los parámetros necesarios para disponer de una interoperabilidad con una red de área local WLAN, además se estudiaran las distintas plataformas de software hardware libre necesarias para el diseño de un prototipo electrónico, así también se estudiara el concepto de computación en la nube y de sus principales servicios orientados al desarrollo de dispositivos conectados al internet, finalmente se estudiara las distintas metodologías orientadas al desarrollo de software.

2.1 Internet de las Cosas.

El IoT no es un concepto nuevo ya que existe hace más de 15 años, pero todavía su uso no se masificó, sin embargo, poco a poco eso podría cambiar. Según el último Reporte de Movilidad de Ericsson, se prevé que 16 mil millones (de los 28 mil millones) de dispositivos conectados se unan a Internet de las Cosas para finales de 2021. (Erisson, 2017)

"Actualmente el desarrollo IoT se está acelerando a medida que los costos disminuyen y las aplicaciones innovadoras emergen. A partir de 2020, el despliegue comercial de las redes de la

tecnología 5G proporcionarán capacidades adicionales que serán indispensables para el IoT. (Infobae, 2016), tales como las segmentaciones de redes y la capacidad de conectar de manera exponencial más dispositivos de lo que es posible en la actualidad.

El internet de las cosas o el término IoT posibilita darle vida a un sin número de objetos como sensores u otro dispositivo electrónico que antiguamente se encontraban conectados a un circuito cerrado, con la llegada de IoT, estos sensores comenzaron a contar con una interoperabilidad e intercambio de datos entre distintas redes, de este modo se lograrían que toda la información obtenida pudiera ser manipulada por otras personas a través de un Smartphone o Tablet que se encuentre conectada a internet, también el despliegue de nuevas redes móviles en nuestro país ha permitido mayor disponibilidad en la conexión, con una tasa de transmisión más elevada que brinda la posibilidad que un mayor número de dispositivos móviles puedan conectarse a internet. Esto permitió que se incrementara el número de prototipos electrónicos conectados a plataformas de servicios en la nube, en donde se logra tener un procesamiento de los datos que se generan por el sistema electrónico que se encuentre instalado localmente. (WE solutions, 2017).

2.1.1 Internet de las cosas en la biomedicina.

En la actualidad los sistemas de adquisición de señales biomédicas han avanzado tecnológicamente de manera exponencial en comparación con las décadas anteriores (Exprivia SpA, s.f.), lo cual nos ha permitido encontrar en el mercado un mayor número de sistemas orientados al cuidado de la salud y contruidos a través de hardware abierto que integran componentes inalámbricos, con tecnologías como Wireless, Bluetooth, ZigBee. Estos sistemas permiten a los médicos adquirir las señales electrofisiológicas provenientes de los pacientes de una

forma más eficiente, además de la adquisición de datos también se realiza un análisis de los mismos. Con base en lo anteriormente mencionado y tomando en cuenta los avances en los sistemas operativos móviles y el aumento de dispositivos portables como Tablet, Smartphone, PC portátiles, se tiene como resultado que existe necesidad de crear nuevos equipos biomédicos que monitoreen y analicen los datos de un parámetro fisiológico específico del cuerpo.

Se menciona este punto de la biomedicina en este capítulo con el fin de definir cómo han evolucionado los sistemas electrónicos de monitoreo, pasando de un simple circuito cerrado a un sistema completo en el cual los datos son transmitidos al mundo exterior en cuestión de minutos. Así mismo los dispositivos portables como: Smartphone, tabletas y minicomputadores se han desarrollado de una manera exponencial en el Ecuador (INEC, 2016), permitiendo desarrollar aplicaciones que se conectan a los sistemas de monitoreo y analizan los datos que ayudaran a establecer un correcto diagnóstico de un paciente, con el propósito de solventar las necesidades y cuidados que una persona pudiese llegar a tener.

2.2 Wearables.

Los términos " Tecnología Usable" "dispositivos wearables" y "wearable" se refieren a todas las tecnologías electrónicas u ordenadores que se incorporan en artículos de ropa y accesorios que pueden ser usados cómodamente en el cuerpo (Wearable Devices Magazine, 2014). cuya tecnología puede proporcionar sensorial y escaneo funciones que no se observa típicamente, como la biorretroalimentación y el seguimiento de funciones fisiológicas. En general tendrá algún tipo de capacidad de comunicación y permitirá el acceso del portador a la información en tiempo real. El término wearable se refiere a electrónica que se pueden usar en el cuerpo, ya sea como un

accesorio o como parte del material utilizado en la ropa (Wearable Technologies, 2017). Una de las principales características de la tecnología portátil es su capacidad para conectarse a dispositivos que permiten visualizar los datos obtenidos en tiempo real.

La tecnología wearable puede influir en campos de la salud, medicina, educación, teniendo como principal objetivo de lograr incorporar electrónica en artículos que cotidianamente usamos en nuestra vida y posibilitar que una persona pueda monitorear sus funciones fisiológicas, logrando un resultado positivo en el área del cuidado de la salud. La nueva era de la tecnología implica que una gran cantidad de sensores inteligentes hagan uso de internet, en donde generalmente estos utilizan una comunicación bluetooth para conectarse a un Smartphone. Los sensores están diseñados para conectarse o acoplarse con las personas de una manera directa, ya que son los encargados de medir los parámetros fisiológicos que al ser transformados a un valor numérico tendrá una influencia para la realización de distintas acciones. La mayoría de esta tecnología se usa en accesorios o en prendas de vestir que son de un tamaño muy reducido. La tecnología wearable proporciona la lectura de funciones fisiológicas que no vemos cotidianamente como: ritmo cardiaco, grasa corporal, calorías perdidas, sin embargo aún queda mucho por investigar, todos los procesos y acciones que pueden ser realizados en base al análisis e interpretación de los datos recolectados.

2.2.1 Wearables utilizados en el área de salud.

La industria de los wearables inteligentes para el año 2015 es una de las más grandes y rentables en el mercado debido a su gran demanda. La tecnología Smart wearable es ciertamente

algo que va a ser la clave para el funcionamiento óptimo de la sociedad del futuro, sobre todo cuando se trata de cuidado de la salud. (Wearable Technologies, 2015)

Las tecnologías portátiles detectan parámetros de diversas enfermedades y pueden transmitir los datos a un centro remoto, el cual puede dirigir al paciente a tomar una acción específica o automáticamente, acción que se realiza basado en la lectura que los sensores. (Biomedical Engineering Community, 2016)

La demanda de personas en los hospitales públicos es muy grande así también los costos hospitalarios son muy altos en entidades de salud privada, lo cual ha influido en el desarrollo de nuevos sistemas de monitoreo para personas que requieran una vigilancia remota, la cual puede ser implementada a través de dispositivos wearables pueden llevarlos consigo y que están conectados a internet por donde se comunicará con el centro médico o directamente con el doctor a cargo del paciente para informar de cambios que puedan irregulares que puedan generarse. El desarrollo de dispositivos capaces de controlar y detectar anomalías en la salud de una persona tendrá una acogida positiva.

2.3 Redes de Área Corporal WBAN.

Las redes de área personal (WBAN) conectan a los nodos independientes como sensores y actuadores que están situados en, ropa, cuerpo o en la piel de una persona. La red se expande normalmente sobre todo el cuerpo humano y los nodos están conectados a través de un canal de comunicación inalámbrica. (Devsaran, 2016). Según la aplicación, estos nodos se colocan en una estrella o multisalto topología.

Un Red de Área Corporal WBAN se entiende como una red con un alcance que no sobrepasa los 2 metros de distancia, que se caracteriza por contar con un nodo central que recolecta la información de sensores que se encuentran por todo el cuerpo, y donde la información recolectada y procesa por el nodo central puede ser transmitida a través de múltiples protocolos de transmisión hacia una red más grande como una WLAN, quien enviará los datos a otros centros en los cuales se podrá acceder a ellos y se lo podrá utilizar para proceder a tomar una decisión o acción en base información procedente de la recolección que se haya realizado desde la WBAN conformada.

En el campo del cuidado de la salud se están desarrollando tecnologías para ayudar a los pacientes en rehabilitación física, monitoreo de obesidad, vida asistida entre otras aplicaciones (Lee & Annavaram, s.f.).

El incremento de este tipo de redes orientadas al cuidado de la salud, está basada en la facilidad con que se pueden implementar, y se caracterizan principalmente por contar con sensores miniaturizados de un bajo peso y de costos muy accesibles a las personas, los cuales podrían ser situados como parches inteligentes integrados en la ropa o implantados debajo de la piel, ayudando así a autónomo estudio de las funciones fisiológicas del cuerpo en todo tipo de actividades. El uso de estas redes inalámbricas en el campo de la medicina no se restringe simplemente para centros hospitalarios y médicos, sino que también se extiende hasta el domicilio de un paciente que pudiese estar en recuperación, lo cual implicará que el desarrollo de esta clase de dispositivos no solo permitirá mejorar la calidad de vida, sino que también logrará que se pueda reducir significativamente los costos que implicarían estar hospitalizado.

En la Figura 1 se muestra como está conformada una red WBAN y como recopila los datos fisiológicos del cuerpo para ser procesados por un nodo central, el cual a su vez los envía al mundo exterior a través de la interoperabilidad con otras redes como lo una WLAN que se encarga de transmitir los datos a través de protocolos de internet.

Un WBAN ofrece muchas nuevas aplicaciones prometedoras en el campo de la monitorización remota de la salud, la medicina y multimedia, las cuales toman como ventaja el libre movimiento que permite. En el campo médico un paciente puede estar equipado con una red inalámbrica en su cuerpo, la cual consistiría en sensores que miden constantemente algunas funciones biológicas específicas, tales como; temperatura, presión arterial, frecuencia cardíaca, glucosa y respiración. La ventaja que permitiría esto es que el paciente no necesita quedarse en la cama y podría moverse libremente a través de la habitación e incluso abandonar el hospital.

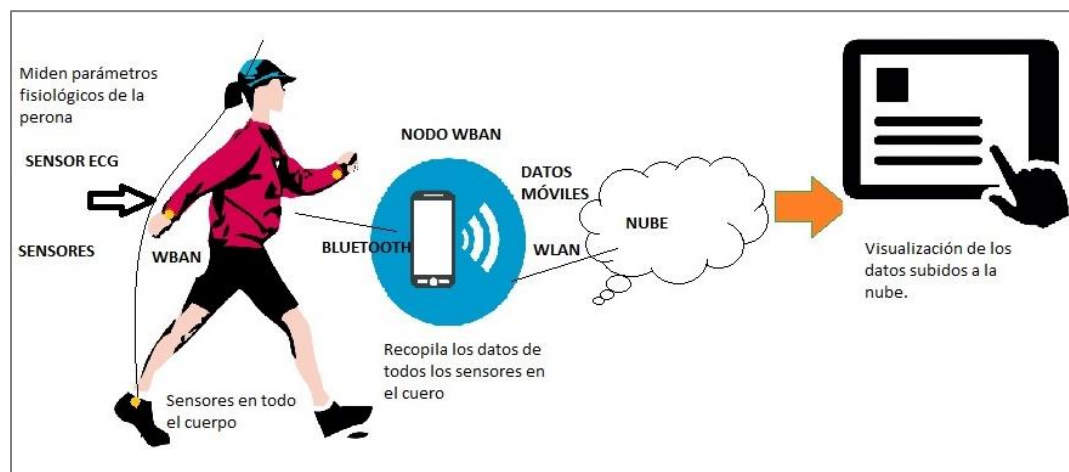


Figura 1. Red de área Corporal WBAN

Fuente: Autor

2.3.1 Requerimientos de una WBAN.

Los requerimientos de una red de área corporal dependerán del tipo de medición que se va a realizar por lo cual se analiza algunos factores que se deberían tomar en cuenta en el diseño de una red de área corporal, todo esto con el fin de garantizar que la red tendrá un correcto funcionamiento al momento de su implementación.

En la Tabla 1 se muestran algunos de los requerimientos con los que podría contar una WBAN. La escalabilidad debe ser estimada para que en un futuro se pueda aumentar ciertas características que mejoraran las prestaciones, se estiman estos parámetros debido que serán los que permitirán obtener un buen resultado al momento de la construcción.

Tabla 1. Requerimientos de una WBAN

REQUERIMIENTO	DESCRIPCIÓN
Portabilidad	La miniaturización de los de los circuitos integrados y baterías han dado paso a que los sensores puedan ser ligeros y de tamaño reducido. La portabilidad ofrece que las personas puedan desplazarse cómodamente mientras están usando algún tipo de sensor
Disponibilidad.	En el campo de la medicina es primordial que el sistema de monitoreo se encuentre disponible en todo momento. La pérdida de conectividad en este tipo de aplicación puede terminar en graves consecuencias.
Interoperabilidad.	La importancia de este punto radica en que los datos que recolectar los sensores dentro de la WBAN puedan ser transmitidos a otras redes de mayor tamaño para con el propósito de disponer de los datos en cualquier punto que nos encontremos.
Escalabilidad.	El número de sensores destinados al monitoreo de un paciente no es estático, sino flexible. El sistema puede modificarse quitando o

	añadiendo nuevos sensores sin que el desempeño de la red se vea afectado.
Eficiencia energética.	El consumo energético del radio dentro de WBAN dependerá mucho de la cantidad de datos o bits a transmitir y la distancia en la que estarán ubicados los nodos y el dispositivo concentrador.
Confiabilidad	Establecer la confiabilidad de los datos recibidos ya que puede existir algún tipo de manipulación haciendo que la lectura de los datos sea errónea y pueda ocasionar problemas al sistema.

Fuente: Adaptado de (Carcamo, 2014).

2.3.2 Protocolos de WBAN.

En el establecimiento de la conexión con los componentes que conforman una WBAN puede ser variado y puede contar distintas velocidades de transmisión. En donde podemos utilizar dos tipos de tecnologías como; Bluetooth que se conoce como IEEE 802.15.5 y Zigbee como 802.15.4. Podemos establecer que son protocolos utilizados en una WBAN y que cuentan con un gran rango de alcance que de pocos metros y tienen un bajo consumo de energía respecto a otras tecnologías, cuentan con distintas tasas de transmisión dependiendo de la aplicación en donde para la cual este diseñada. En el desarrollo de este proyecto se utilizará la tecnología bluetooth debido a que no requerimos un gran alcance y su bajo consumo energético la pone como la más óptima para el desarrollo del prototipo, además que este trabajo solo daremos uso de un solo sensor y la utilización de zigbee estaría sobrevalorada.

2.3.2.1 Bluetooth.

Bluetooth es una tecnología, que pretende reemplazar conexiones por cable de los dispositivos electrónicos portátiles o fijos. Sus principales características son: baja complejidad, bajo consumo de energía y bajos costos, además de ser un dispositivo robusto (Ieee.org, 2002).

Esta tecnología esta implementada en muchos de los dispositivos que utilizamos cotidianamente y son utilizados para la transmisión de datos, contenidos multimedia con una transmisión muy eficiente a través de la banda de 2.4 MHz, la cual es una banda no licenciada lo que la deslinda de cualquier tipo de costo para su uso. En la actualidad la mayoría de los dispositivos de monitoreo hacen uso de esta para la comunicación entre los distintos sensores con un nodo central de procesamiento de la información, haciéndola muy viable y fácil de utilizar en la implementación debido a que no requiere de una configuración compleja, lo que da como ventaja que la construcción de estos sistemas de monitoreo se la realiza en periodos de tiempo menores.

- **Clases de potencia**

Las potencias de transmisión pueden establecer por el rango que se requiera, donde un módulo Bluetooth se define por su clase de potencia. En la Tabla 2 se muestra un resumen de las tres categorías existentes, y cuáles son sus rangos de potencia y alcance en metros.

Tabla 2. Clases de módulos bluetooth

Numero de clase	Potencia máxima de salida (dBm)	Potencia máxima de salida (mW)	Rango máximo
Clase 1	20 dBm	100 mW	100 m

Clase 2	4 dBm	2,5 mW	10 m
Clase 3	0 dBm	1 mW	10 cm

Fuente: Obtenido de (Sparkfun, 2017)

2.3.2.2 Bluetooth Low Energy (LE) Bluetooth Smart Versión 4.0.

La tecnología Bluetooth cuenta con una funcionalidad de bajo consumo de energía lo hace perfecto para los dispositivos que trabajan durante largos períodos, únicamente con fuentes de energía como pilas de botón o dispositivos de captación de energía puedan alargar su periodo de cambio o recarga (Bluetooth, 2016). La parte inteligente es el soporte con el que cuenta la tecnología Bluetooth en todos los principales sistemas operativos, para el desarrollo de aplicaciones móviles y conectividad.

Esta tecnología está teniendo un gran auge en la creación de dispositivos enfocados al Internet de las Cosas debido a la eficiencia energética con la que cuenta y la facilidad que brinda para desarrollar aplicaciones para dispositivos móviles Android. La creación de prototipos electrónicos con esta tecnología se reduce el consumo de energía en la transmisión lo cual permite optimizar las baterías que alimentaran, en la actualidad también ya existen algunos sistemas embebidos que cuentan con esta tecnología ya integrada a sus tarjetas o main board, lo cual hace posible que se reduzca el tamaño de los prototipos.

2.4 Sistema Circulatorio.

El sistema circulatorio es el encargado de oxigenar todo el cuerpo humano y es el corazón el órgano al cual en este proyecto pretendemos monitorizar y obtener información de las posibles

arritmias que los pueden afectar en su correcto funcionamiento. Por lo cual se estudia en primera instancia el funcionamiento del sistema circulatorio.

El sistema circulatorio está compuesto por el corazón y los vasos sanguíneos, incluyendo las arterias, venas y capilares. Nuestros cuerpos tienen en realidad dos sistemas circulatorios; La circulación pulmonar es un circuito corto del corazón a los pulmones y viceversa, y la circulación sistémica el sistema que normalmente consideramos como nuestro sistema circulatorio envía la sangre desde el corazón a los demás partes de nuestro cuerpo y de regreso. (Nemours Foundation., 2016)

La principal función del corazón es el bombear sangre rica en oxígeno a todas las partes de nuestro cuerpo posterior a esto debe bombear de regreso toda la sangre que ya circulo por el cuerpo y es pobre en oxígeno, la cual retorna a los pulmones para volver a ser oxigenada. Este proceso se realiza normalmente entre 60 y 100 veces por minuto, 24 horas al día. En conjunto, las arterias y las venas son referidos como el sistema vascular que en general las arterias llevan la sangre desde el corazón y las venas transportan la sangre de vuelta al corazón. (Biblioteca Nacional de Medicina de EE.UU., 2016).

Tenemos al corazón como el principal órgano del sistema circulatorio, el cual tiene como función bombear sangre oxigenada a todo el cuerpo humano a través de las arterias, las cuales llevar la sangre a todo el cuerpo mientras que las venas regresan la sangre al corazón para volver a ser oxigenada y eliminar desechos a través de los pulmones. Este proceso que realiza en sistema circulatorio es el cual nos permitirá obtener lecturas de la cantidad de veces que el corazón bombea

sangre al cuerpo, traduciéndolo para nuestro caso como; las pulsaciones por minuto que realiza y las cuales se verán reflejas a través de la medición que realice nuestro sensor de pulso.

2.4.1 Partes del corazón.

El sistema cardiovascular está compuesto por el corazón y los vasos sanguíneos, es el responsable de hacer circular la sangre por el cuerpo para suministrarle oxígeno y nutrientes. El corazón es el músculo que bombea la sangre rica en oxígeno y nutrientes a los tejidos del cuerpo a través de los vasos de la sangre. (Comisión Honoraria para la Salud Cardiovascular, s.f.). En la Figura 2 se puede visualizar las principales partes del corazón humano.

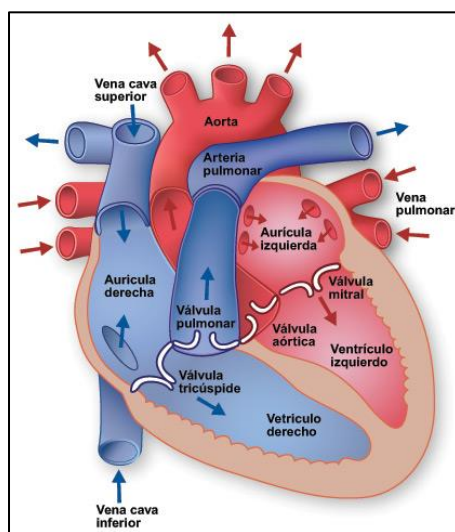


Figura 2. Partes que conforman el corazón
Fuente: Obtenido de “Texas Heart Institute”

Las principales partes de corazón tiene como función la de contraer para bombear sangre que recorre todo el cuerpo y que una vez cumplida su función regresa para ser oxigenada por los

pulmones, este proceso consiste en oxigenar y eliminar las toxinas de la sangre a través de los pulmones.

Tabla 3. Partes del corazón

Nombre	Descripción
Vena cava	Vaso que lleva al corazón la sangre que ya ha circulado por el cuerpo, pobre en oxígeno.
Aurícula derecha	Cámara cardiaca que recibe la sangre pobre en oxígeno que ya ha circulado por el cuerpo y la impulsa al ventrículo derecho.
Ventrículo derecho	Cámara cardiaca que recibe la sangre pobre en oxígeno de la aurícula derecha y la impulsa en dirección a los pulmones.
Arteria aorta	Vaso que recibe la sangre rica en oxígeno del corazón y la reparte, a través de sus ramificaciones, por todo el cuerpo.
Arteria pulmonar	Vaso que lleva la sangre pobre en oxígeno a los pulmones.
Venas pulmonares	Vasos que transportan al corazón la sangre que se ha oxigenado en los pulmones.
Aurícula izquierda	Cámara cardiaca que recibe la sangre rica en oxígeno procedente de los pulmones y la impulsa al ventrículo izquierdo.
Válvulas auriculoventriculares	Válvulas que permiten el paso de la sangre desde cada aurícula al ventrículo del mismo lado e impiden su reflujo.
Ventrículo izquierdo	Cámara cardiaca que recibe sangre rica en oxígeno de la aurícula izquierda y la impulsa a las arterias para que se distribuya por el cuerpo.
Miocardio	Gruesa capa muscular de la pared del corazón.

Fuente: Adatado de (Texas Institute Heard, s.f.)

2.4.2 El ciclo cardiaco.

El ciclo cardiaco incluye todos los eventos relacionados con el paso de la sangre a través del corazón durante un latido. Las señales eléctricas juegan un papel importante en esta sincronización de movimientos. El ciclo cardiaco está basado en la contracción del corazón realizando un movimiento que genera la polarización, lo cual genera pulsos eléctricos que pueden ser utilizados para la lectura de un electrocardiograma y así lograr tener una medición de la frecuencia cardiaca. A continuación, en la Figura 3 se muestra las fases que se llevan a cabo a lo largo del ciclo cardiaco, en donde se ve la polarización y despolarización que se reflejan en la acción que realizan los músculos del corazón.

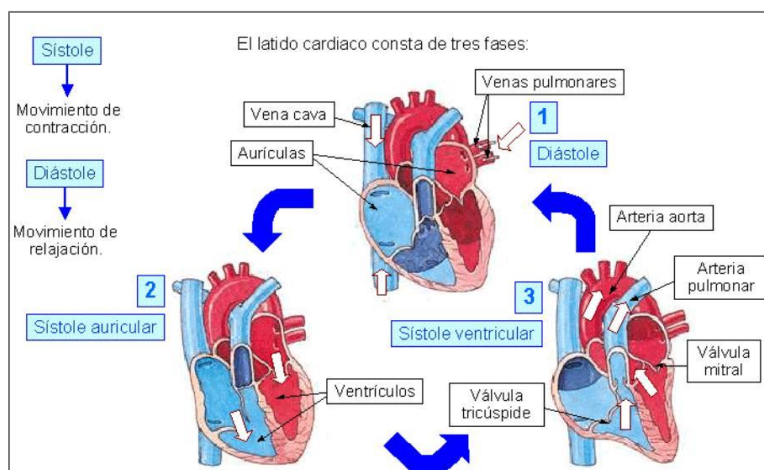


Figura 3. Ciclo cardiaco

Fuete: Obtenido de (Fundación Española de Cardiología, 2017)

En la Tabla 4 se describe todo el proceso de que hace el ciclo cardiaco estableciendo cada una de las fases. En donde el corazón a través de sus músculos se contrae, cierran válvulas y aumentan la presión para logran enviar la suficiente sangre a todo el cuerpo. Edmundo de Amicis

Tabla 4. Estados de ciclo de cardiaco.

Fase	Nombre	Estado
Fase 1	Llenado ventricular	Estado 1: La sangre fluye pasivamente desde las venas cavas hacia la aurícula y hacia los ventrículos a través de las válvulas AV abiertas, en donde la presión es menor.
		Estado 2: La aurícula se contrae, forzando la sangre remanente a entrar en los ventrículos.
Fase 2	Sístole ventricular	Estado 3: Contracción isovolumétrica en donde los ventrículos se contraen y la presión intraventricular se eleva, lo cual cierra las válvulas AV.
		Estado 4: Expulsión ventricular: La presión ventricular en constante aumento fuerza las válvulas semilunares y las abre, por lo tanto, la sangre sale del corazón.
Fase 3	Relajación isovolumétrica	Los ventrículos se relajan y la presión intraventricular cae, lo cual hace que la sangre se regrese y cierre las válvulas semilunares. Los ventrículos están totalmente cerrados.

Fuente: Adaptación de (Fundación Española de Cardiología, 2017)

2.4.3 Frecuencia Cardiaca.

La frecuencia cardíaca, también conocida como el número de veces que el corazón de una persona late por minuto depende del tipo de persona, edad, altura del cuerpo, enfermedades del

corazón, o si la persona está sentada o en movimiento, el uso de fármacos e incluso la temperatura del aire (Gholipour, 2015)

Los latidos del corazón de la mayoría de las personas adultas variaran dependiendo del estado en que se encuentren los factores antes mencionados, por otro lado, un niño tiene un corazón mucho más pequeño y por lo cual necesita latir más rápido para lograr bombear la suficiente cantidad sangre a todo el cuerpo (Texas Institute Heard, s.f.). La tasa de latidos del corazón para los bebés es de 120 por minuto, para un niño es de alrededor de 90 veces por minuto, y para una persona mayor de 18 años es alrededor de 70 veces por minuto (Ahmed, 1998). Una persona en buena forma física tiene una frecuencia cardíaca más baja en comparación con una persona inactiva.

La frecuencia cardiaca de nuestro corazón está ligado tanto a la madurez de nuestro cuerpo, como al estilo de vida de cada persona, para un niño el tener un cuerpo aún en desarrollo, necesita de una mayor actividad de su corazón para lograr satisfacer las necesidades de su cuerpo. Por otro lado, las personas que practican actividades físicas de gran exigencia regularmente tendrán una frecuencia mucho más baja al momento de estar realizando su rutina de ejercicios, cabe agregar que cuando una persona que presente síntomas de mareo, frecuencia baja, podría estar presentado un caso de una posible arritmia cardiaca, para lo cual tendría que ser examinado por un especialista del corazón. A continuación, se muestra la relación existente entre la frecuencia cardiaca con los años de una persona, para lo cual se muestra en resumen en la Tabla 5 .

- **Clasificación de la frecuencia cardiaca.**

Tabla 5. Frecuencia cardiaca por edades.

Edad	Frecuencia cardiaca normal (Latidos por minuto.)
Recién nacidos de 0 a 1 mes	70 a 190
Bebés de 1 a 11 meses	80 a 160
Niños de 1 a 2 años	80 a 130
Niños de 3 a 4 años	80 a 120
Niños de 5 a 6 años	75 a 115
Niños de 7 a 9 años	70 a 110
Niños de 10 años o más y adultos	60 a 100
Atletas bien entrenados	40 a 60

Fuente: Adaptación de (MedlinePlus , 2015)

En corazón en un niño aún no está desarrollado completamente antes de los 10 años y su cuerpo requiere de una mayor cantidad de sangre por kilogramo en sus tejidos para lo cual el corazón debe aumentar su frecuencia, lo que le permitirá bombear una mayor cantidad de sangre, para así lograr entregar la suficiente sangre oxigenada para que su cuerpo no sufra ninguna falla. Los latidos por minuto se derivan del número de veces que el corazón se contrae y expulsa la sangre, por lo cual también se puede establecer que existirá un periodo de tiempo entre latidos, y que podrá ser utilizado en la detección de arritmias cardiacas.

2.5 Señal electrocardiográfica ECG.

La señal electrocardiográfica es una variable electrofisiológica que constituye un método de apoyo al diagnóstico clínico y permite obtener indicadores confiables del estado anatómico y funcional del Sistema Cardiovascular (Esquivel & Márquez, 2015). Se materializa mediante dos electrodos o más colocados sobre la piel en puntos distintos del tórax, obteniéndose de esta forma las correspondientes derivaciones electrocardiográficas.

La actividad eléctrica del corazón puede ser medida por un electrocardiógrafo y plasmada en un electrocardiograma (ECG) que normalmente registra una serie de ondas según los distintos potenciales eléctricos que se forman en el corazón durante un latido. Su ventaja respecto a otras técnicas radica en que no es invasivo y es la forma más sencilla de obtener información de esa excitación. Este el parámetro electrofisiológico se registra y analiza con mayor frecuencia en los procesos de asistencia médica, ya sea de carácter primario o emergencias, operación quirúrgica o simplemente en la estancia en unidades hospitalarias. Este parámetro fisiológico puedes ser detectado en otros puntos del cuerpo como: mano, lóbulo del oído, lo cual permitirá que nuestro proyecto pueda tomar dichos lugares para establecer una medición.

2.5.1 Señal ECG normal

Los intervalos de tiempo y la amplitud en una señal ECG sirve para su lectura a través de una hoja milimetrada en la cual se grafica la señal obtenida, la que puede ser utilizada tanto para establecer un diagnóstico del ritmo cardiaco y también para la detección de anomalías que pudiese presentar una persona. Una ECG normal consta de una onda P, un intervalo P-R, un complejo QRS

que se conforma de tres ondas, un intervalo S-T, y una onda T. En la Figura 4 se muestra los intervalos que conforman una señal ECG mostrando gráficamente los intervalos con relación al tiempo que demoran cada uno. Se establecen el intervalo RR como el más relevante, indica el tiempo existente entre intervalos de pulsos, o tiempo que le toma al corazón enviar un nuevo pulso.

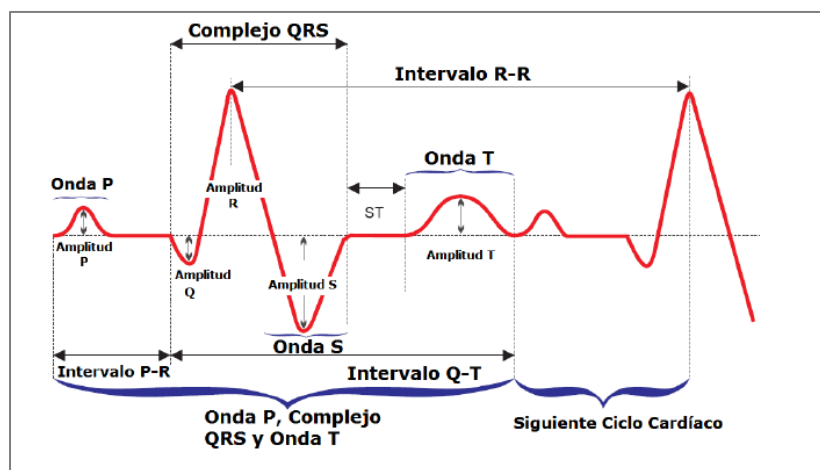


Figura 4. El trazado de ECG y sus formas de ondas más representativas.

Fuente: Diseño de un Sistema de Adquisición y Procesamiento de la Señal de ECG basado en Instrumentación

Virtual

- **Onda P**

Esta onda representa la contracción auricular, su ensanchamiento indica agrandamiento de la aurícula, esta crece debido a que la abertura del orificio valvular mitral, entre la aurícula y el ventrículo izquierdo, es pequeña, obligando a la sangre a estancarse y a la pared auricular a expandirse. (Lindner & Dubin, 2005).

A continuación, en la Figura 5 se muestra la forma de una onda P dentro de un electrocardiograma. La cual se puede describir como el reposo que existe antes que el corazón de

despolarice sus aurículas y vuelva a relajar los músculos del corazón, para que este vuelva a llenarse de sangre.

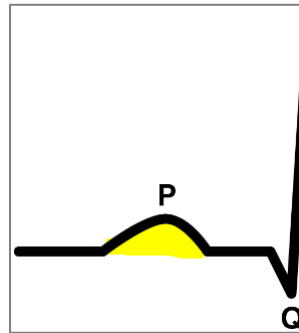


Figura 5. Onda P – Electrocardiograma
Fuente: Elaborado a través de la web

- **Complejo QRS**

Está formado por tres deflexiones que son: onda Q, el primer desplazamiento hacia abajo; onda R, en el desplazamiento hacia arriba, y onda S, el último desplazamiento hacia abajo. Una onda Q grande puede indicar infarto de miocardio antiguo. Una onda R alta suele indicar crecimiento ventricular. La onda S tiene poca significación para la actual exposición. (Lindner & Dubin, 2005).

Es el proceso en donde el corazón se despolariza y envía la sangre oxigenada a través de las arterias a todo el cuerpo, esto se refleja en un pulso en donde se impulsa la sangre que se encontraba en las aurículas del corazón. En la Figura 6 se muestra el complejo QRS que está conformado de tres ondas.

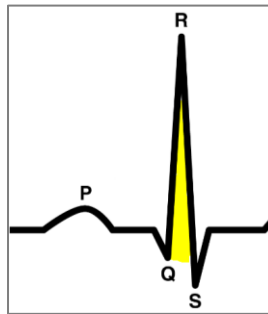


Figura 6. Complejo QRS – Electrocardiograma
Fuente: Elaborado a través de la web

- **Onda T.**

Representa la recuperación eléctrica de la contracción ventricular. Los electrones se desplazan para recuperar su posición normal, el reposo. La onda T se aplanando cuando el corazón no recibe suficiente oxígeno, Puede ser alta cuando la concentración sérica de potasio es elevada. (Lindner & Dubin, 2005)

Esta onda refleja como los músculos del corazón se relajan y se recuperan antes de volver a contraer los ventrículos, ya que las aurículas requieren volver a cargar de sangre, esta onda se ira aplanando y volviendo a su posición normal.

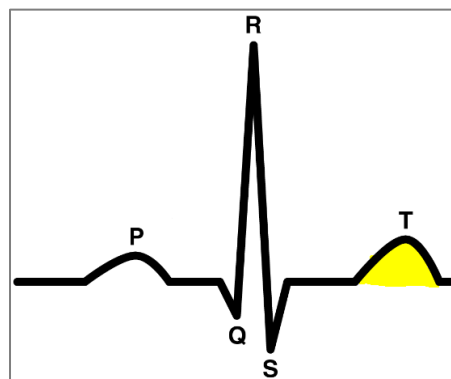


Figura 7. Onda T – Electrocardiograma
Fuente: Elaborado a través de la web

A continuación, en la Tabla 6 se muestra una descripción de cada uno de los componentes de una señal electrocardiográfica, también se puede apreciar la relación que existe entre el tiempo y amplitud con la que cuentan.

Tabla 6. Componentes de Señal Electrocardiográfica.

Descripción	Duración(ms)	Amplitud(mV)
Onda P	< 100	< 2.5
Intervalo P-R.	120 - 220	-
Complejo QRS.	60 - 120	< 25 en V4
Intervalo Q-T.	350 -440	-
Segmento ST.	50 – 150	80 ms d J <-1
Onda T.	-	< 6
Intervalo R-R	600-1000	-

Fuente: Adaptación de (Esquivel & Márquez, 2015)

2.5.2 Arritmias cardiacas.

Una vez estudiado un electrocardiograma y haber conocido las principales ondas que componen una señal ECG, se considerará las posibles arritmias que se pueden encontrar con base en el análisis de la frecuencia cardiaca, para lo cual tomaremos los impulsos eléctricos que se originan en el nodo SA (Nodo Sinoauricular), el cual es un haz de tejido nervioso del corazón, dónde se genera el impulso eléctrico que origina el latido del corazón. En primer lugar, se realizará una explicación como se calcula la frecuencia cardiaca y como la irregularidad se puede utilizar para detectar arritmias cardiacas.

2.5.2.1 Obtención de la frecuencia cardiaca.

Se establece que un cuadrado grande del papel ECG es representado por 0.20 segundos, por lo cual podemos establecer que 300u forman un minuto ($0.2s \times 300 = 60 s \approx 1 \text{ min}$), la manera más rápida pero aproximada de calcular la frecuencia cardiaca, es la siguiente; en donde se debe contar el número de cuadrados grandes entre una y otra onda R del ECG y dividir 300 por esta cifra. Se muestra un ejemplo, se tiene una muestra de tres cuadrados grandes entre dos ondas R, se lo divide entre 300 y nos dará como resultado 100 lpm.

2.5.2.2 Sistema de conducción cardiaco.

El Sistema de Conducción Cardiaco es la estructura que garantizan la generación y transmisión de los impulsos eléctricos en el corazón. Dicho impulso es generado por el Nodo Sinusal, en la región superior de la aurícula derecha y se trasmite a través de vías preferenciales al Nodo AV, localizado en la base de la aurícula derecha. El nodo AV retrasa el impulso antes de transmitirlo al Haz de His que atraviesa el cuerpo fibroso central, permitiendo la conducción a los ventrículos.

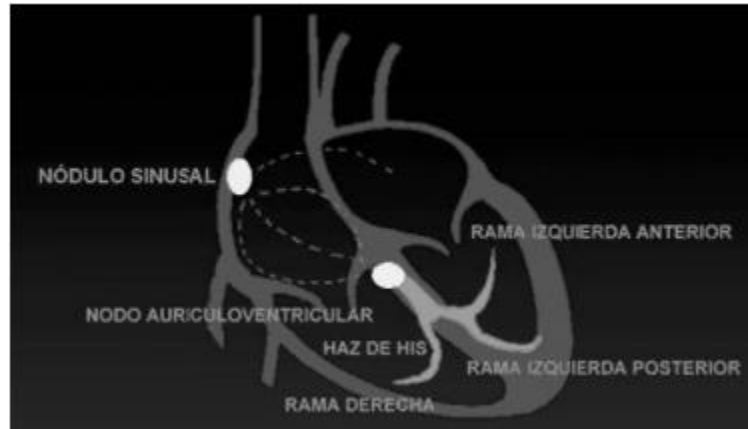


Figura 8. Ruta de estímulo del SA
 Fuente: (Universidad Nacional del Noreste, 2017)

Las principales arritmias que se pueden originan en el nodo SA son las siguientes; la arritmia sinusal, la taquicardia sinusal y la bradicardia sinusal, la vía que siguen sus impulsos eléctricos es exactamente la de un ritmo sinusal normal (Huszar, 2005). En consecuencia, la onda P (auricular) y el complejo QRS (ventricular) tienen la misma configuración que en el ritmo normal. La diferencia estriba en la frecuencia y regularidad de los impulsos.

La identificación de las arritmias se podrá realizar a través de la identificación de la regularidad existente en los impulsos y la frecuencia cardíaca, ya que cada impulso está separado por periodos de tiempo, dependiendo de la irregularidad en que estos midan se establecerá el tipo de arritmia que posiblemente puede existir, a través de un procesos estadístico se podrá obtener el HVR, parámetro que se conoce como la variabilidad de la frecuencia cardíaca, la cual también es utilizada para detectar la presencia de arritmias en relación con el periodo de tiempo entre complejos QRS.

2.5.3 Arritmia sinusal

Todos los complejos son normales, pero la frecuencia cardiaca es irregular. Aumentar con la inspiración y disminuye con la espiración (Huszar, 2005). Es debida a impulsos nerviosos que provienen de los pulmones y llegan al centro cardiaco del cerebro; éste a su vez, estimula el nodo sinusal que varía su frecuencia con la respiración. La frecuencia cardiaca aumenta con la inspiración y disminuirá con la espiración.

Esta arritmia solo indica que existe una variación en la frecuencia cardiaca debido a la inspiración y espiración, que más frecuentemente se puede apreciar en niños. A continuación, en la Figura 9 se muestra como los intervalos R son muy irregulares pero los componentes de la señal ECG no cambian su forma normal.

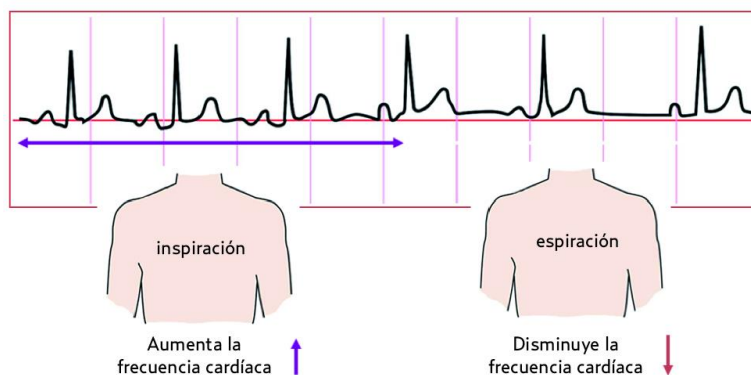


Figura 9. Electrocardiograma de arritmia sinusal
Fuente: Actualización en Medicina la Familia.

2.5.4 Taquicardia sinusal

“Se define como una frecuencia mayor de 100. En otras palabras, todos los complejos son normales, pero la frecuencia cardiaca es mayor de 100 por minuto (raramente excede los 140)” (Huszar, 2005) ,

Esta arritmia nos indica que las ondas que componen el electrocardiograma tienen una forma normal, no existe una deformidad en la señal, pero el tiempo en que se genera nuevas señales eléctricas que se traducen en pulsos es muy corto, esto se puede presentar comúnmente cuando se realiza ejercicios físicos. A continuación, en la Figura 10 se muestra un ejemplo de una señal con taquicardia.

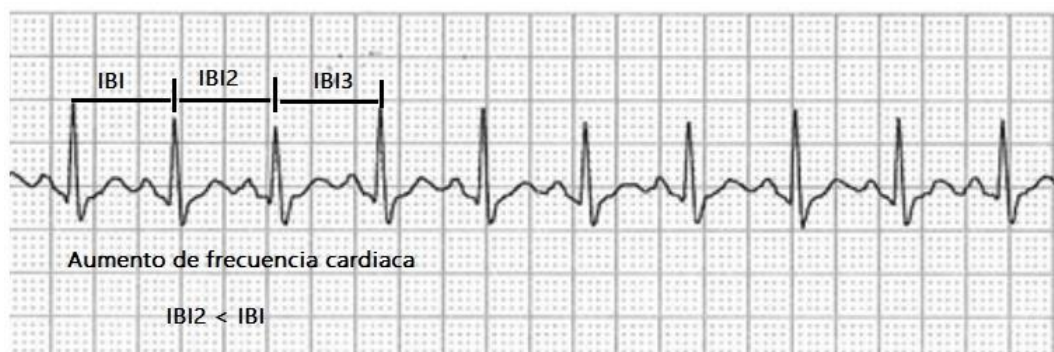


Figura 10. ECG de taquicardia sinusal.
Fuente: Obtenido de (Huszar, 2005)

2.5.5 Bradicardia sinusal

“Esta arritmia se diagnostica cuando la frecuencia cardiaca es menor de 60 por minuto, conservando todos los complejos su configuración normal. Puede observarse comúnmente en atletas bien entrenados y en pacientes bajo acción de digital morfina” (Huszar, 2005).

Esto nos indica que la frecuencia cardiaca es normal pero la descarga eléctrica que proporciona el nodo SA es lenta o está disminuyendo. A continuación, en la Figura 11 se muestra una muestra de una señal con problemas de bradicardia.

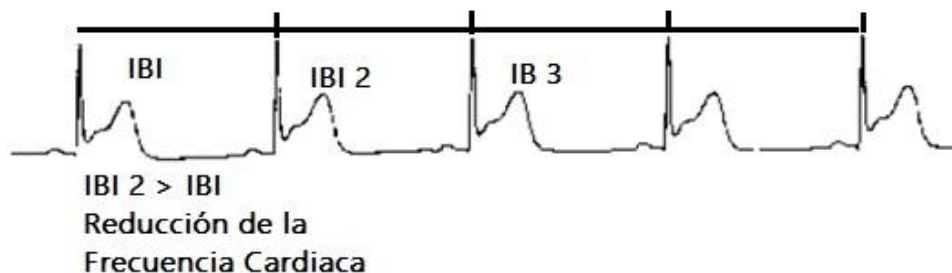


Figura 11. ECG de bradicardia sinusal
Fuente: obtenido de www.enfermeriaencardiologia.com

Estas tres arritmias mencionadas de una manera básica, la cuales se originan principalmente en el interior del nodo SA, este impulso eléctrico provoca que el musculo cardiaco se contraiga y pueda expulsar la sangre contenida en las aurículas.

2.5.6 Impulsos eléctricos normales.

El impulso eléctrico se origina en el nodo SA como ya se revisó, este hace que el músculo cardiaco se contraiga y expulse la sangre que se encuentra en las aurículas. Al nodo SA se lo menciona como un marcapasos fisiológico normal ya que es el cual controla la frecuencia cardiaca.

2.5.7 Fibrilación auricular

El complejo QRS (onda ventricular) es de configuración normal porque el tejido de conducción más allá del nodo AV no ha sido afectado. Como implica la palabra “fibrilación”, las

ondas P normales quedan sustituidas por otras rápidas irregulares, cada una de configuración diferente. Estas llamadas frecuentemente ondas de fibrilación, representan formas diferentes, porque provienen de focos diversos en el territorio auricular (Huszar, 2005). El ECG de fibrilación auricular es un complejo QRS presentado con intervalos irregulares, cuando hay fibrilación auricular el ritmo ventricular es irregular.

En ocasiones el ritmo ventricular es muy rápido porque el nodo AV bloquea un número de latidos relativamente menor de lo normal. En este caso la actividad no se manifieste en el ECG y hay dificultad para definir la arritmia. Muchas veces resulta útil la siguiente regla, si observa complejos QRS normales con ritmo tan rápido que no puede verse la actividad auricular y si el ritmo es irregular. A continuación, en la Figura 12 se muestra un electrocardiograma con problemas de fibrilación auricular.

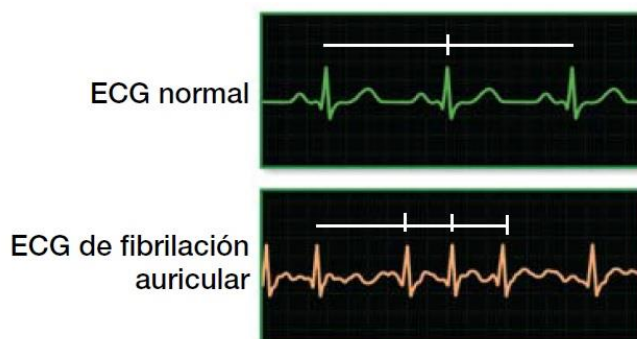


Figura 12. Electrocardiograma de fibrilación auricular

Fuente: obtenido de (Asociación Española de enfermería en Cardiología, 2017)

2.5.8 Taquicardia ventricular.

Esta temida complicación del infarto del miocardio puede definirse como una serie de contracciones ventriculares prematuras consecutivas (tres o más), de una frecuencia generalmente de 150 a 200 por minuto (Huszar, 2005). La taquicardia ventricular es muy peligrosa porque origina disminución de la actividad cardiaca, y muchas veces acaba en fibrilación ventricular.

En el ECG de una taquicardia la frecuencia se puede observar que la frecuencia es rápida y que el QRS es ancho, como las aurículas laten independientemente, en 20% de los casos en que la frecuencia ventricular no es excesiva y los complejos ventriculares no son muy anchos, pueden verse ondas P independientes de los complejos QRS.

2.5.9 Hipertensión leve.

El corazón actúa como una bomba que envía al organismo alrededor de 5 litros de sangre por minuto. Cuando el corazón se contrae, impulsa sangre hacia las arterias. La más alta presión alcanzada se llama sistólica o máxima. Cuando se relaja, la más baja presión se llama diastólica o mínima. La hipertensión es una enfermedad de la pared arterial, que se caracteriza por sus cambios de estructura y que junto con el colesterol elevado y el tabaquismo, el principal factor de riesgo para el desarrollo de enfermedad coronaria (infarto de miocardio o angina de pecho) (Fábregues, 2006)

Es importante destacar que no se puede hacer diagnóstico de hipertensión ni de severidad de la misma con una toma aislada de presión arterial. Se considera que una persona tiene hipertensión arterial cuando después de reiterados controles de presión arterial.

2.5.9.1 Las complicaciones de la Hipertensión Arterial.

Accidente Cerebrovascular: Es la principal causa de discapacidad y es la más frecuente complicación del paciente hipertenso. Es causado por trombosis cerebral asociado a enfermedad aterosclerótica de las arterias intracraneales.

Angina de pecho: Es dos veces más frecuente en el hipertenso comparado con normotensos. Se manifiesta por el dolor de pecho y es causada por la obstrucción parcial de las arterias coronarias, las cuales llevan la sangre al corazón.

Infarto de miocardio: cuando una arteria coronaria se obstruye el paciente tiene un infarto: esta complicación es más frecuente en los pacientes hipertensos. Se caracteriza por un dolor opresivo en el pecho, de duración prolongada, y se puede acompañar de sudoración fría, falta de aire, náuseas y vómitos.

Hipertrofia ventricular izquierda: Es el engrosamiento de las paredes del corazón, como consecuencia de una elevación crónica de la presión arterial. Su presencia favorece otras complicaciones como la insuficiencia cardíaca. El tratamiento de la hipertensión puede lograr que la hipertrofia no progrese y hasta en algunos casos, normalizarla.

Insuficiencia cardíaca: La gran mayoría de los pacientes con insuficiencia cardíaca tienen el antecedente de hipertensión arterial. Se manifiesta por falta de aire, cansancio y retención de líquido

2.5.10 Análisis de variabilidad de la frecuencia cardíaca.

En esta sección se estudiará la temática acerca de la variabilidad de la frecuencia cardíaca o HVR, ya que daremos uso de este parámetro para establecer algunas de las arritmias que se pueden detectar a través de análisis, en primer lugar, vamos a estudiar este parámetro y sus funciones, posteriormente se estudiara como los cambios de este pueden ser utilizados para la detección de arritmias del corazón y por último se mostrara los métodos para calcular los dichos cambios.

La variabilidad en la actividad cardíaca vascular se la puede obtener a través del intervalo RR y la duración de la repolarización ventricular, ha sido frecuentemente utilizada como como una medida de la función cardiovascular (Huszar, 2005). El sistema nervioso autonómico (ANS) regula el funcionamiento del corazón a través de sus partes simpática y parasimpática. Esto es de interés para cuantificar la cantidad de la fluctuación de la señal relacionada a esas dos partes del ANS separadamente y también su balance en la rata del corazón entonces es afectado por factores tales como la respiración, el sistema termo-regulador y el mecanismo regulador de la presión de la sangre.

La variabilidad es tomada como la fluctuación de tiempo que existe entre cada uno de los intervalos RR de la frecuencia cardíaca, así también el sistema nervioso toma parte activando

partes de sistema nervioso que controlar ciertas actividades de cuerpo entre ellas la presión cardiaca.

2.5.10.1 Variabilidad asociada a enfermedades del corazón.

Varios estudios permitieron asociar ciertas enfermedades cardiovasculares relacionadas con los cambios que existen en los intervalos de una señal electrocardiográfica en su intervalo RR, estudios de la revista circulación, han demostrado la relación existen entre este parámetro con enfermedades coronarias, así también lo relacionan con el estado de ánimo y niveles de estrés de una persona.

Una disminución en la actividad neural vagal en el corazón puede resultar en un HRV disminuido después del infarto del miocardio IM, conducente al predominio de la regulación neural simpática y a la inestabilidad eléctrica (Huikuri, s.f.). La reducción de la variabilidad de la rata del corazón es también asociada con un incremento del riesgo de fibrilación ventricular y muerte cardiaca repentina.

Se puede establecer que los cambios en los intervalos RR (Intervalo existente entre complejo QRS) de un periodo largo, con intervalos RR alternos entre pulso a pulso, son probables para el inicio espontáneo de taquiarritmias ventriculares sostenidas, ya que como resultado el periodo de tiempo tendrá muchos cambios que se reflejan como arritmias presentes, también se establecen enfermedades cardiacas tales como: falla obstructiva del corazón, enfermedad de la arteria coronaria y una hipertensión sencilla son también asociadas a un vagal reducido y un mejorado tono simpático, el cual cambia las dinámicas de la variabilidad de la rata del corazón.

En general el prototipo electrónico, detectará los impulsos eléctricos provocados en el nodo SA del corazón, que se utilizarán para establecer las irregularidades en los intervalos de tiempo, ya que esto se relacionaran con una serie de arritmias, que dependen del valor del HVR que presente la persona a quien se le realice este examen.

2.6 Etapas de vida de los seres humanos.

La población a quien ha dirigido el sistema de monitoreo está compuesta por una de las etapas de nuestro ciclo de vida, para conocer un poco acerca de las mismas, se las describirá brevemente, con el principal objetivo de justificar la elección de la población a la cual está dirigido este proyecto.

El desarrollo del ser humano es un proceso evolutivo que continua durante todo su ciclo de vida. Cada una de estas etapas está influenciada en sus primeros años de vida (Yepez, 2007). El desarrollo humano es un tema de gran controversial ya que es intrigante desde la concepción, nacimiento, desarrollo y tercera edad, factores influyentes y son aquellos ya determinados genéticamente, lo cual hace que muchos de esos aspectos influyen a lo largo de su vida.

El desarrollo con que contamos en cada una de estas etapas, no solo ayudará a adquirir experiencias, sino también nuestro cuerpo experimenta cambios, los cuales se reflejan en el desarrollo y crecimiento, en ciertas ocasiones el cuerpo puede desarrollar ciertas anomalías a lo largo de este proceso, las cuales no pueden ser detectas hasta una cierta edad en donde se han desarrollado por completo.

En la Tabla 7 se describe las distintas etapas que componen el ciclo de vida de los seres humanos, seguido de los intervalos de edades que están dentro de cada etapa.

Tabla 7. Ciclo de vida de los seres humanos.

Etapas	Periodo
Prenatal	Desde el momento de la concepción hasta el nacimiento
Primera Infancia	Desde el nacimiento hasta los tres años
La Niñez Temprana o Preescolar	Desde los 3 a los 6 años
La Niñez Intermedia o Escolar	De 6 a 12 años
Adolescencia	Des 12 a los 18 años
Juventud	De los 20 a los 35 años
Madurez	De los 35 a los 50 años
Adultez	De los 50 a los 65 años
Vejez o Tercera Edad	

Fuente: Adaptación de Ciclo de vida del ser humano.

En la etapa de juventud es donde todo nuestro cuerpo humano ha terminado su ciclo de crecimiento, lo cual indica un periodo de tiempo, en donde todos los órganos y tejidos se han desarrollado completamente, este podría llegar a ser una etapa prudente en donde se podría empezar a realizarse una serie de análisis o chequeos que tengan como fin, detectar si nuestro cuerpo presenta algún tipo de anomalía.

2.7 Sensores de Pulso Cardíaco.

El sensor de pulso cardíaco es un componente principal el diseño del sistema de monitoreo propuesto para lo cual se aborda las generalidades y se describirán todos los tipos existentes con que puede contar en el mercado.

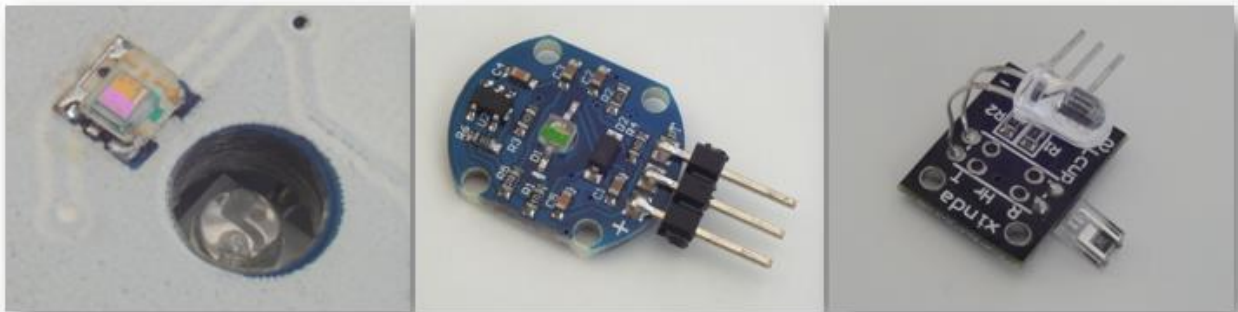


Figura 13. Tipos de sensor de pulso.

Fuente: Autoría.

2.7.1 Sensor electrónico.

Un sensor es un dispositivo que es capaz de convertir cualquier cantidad física en una señal que se puede leer, mostrar, almacenar o usar para controlar alguna otra variable. Esta señal producida por el sensor es equivalente a la cantidad que se desea medir (Engineers Garage, 2016). Todos los sensores deben ser calibrados con respecto a un valor de referencia o un dispositivo estándar para la medición precisa.

Los sensores son dispositivos que nos permiten la lectura de distintas variables tanto físicas como químicas para ser convertidas en señales eléctricas que posteriormente pueden ser procesadas o enviadas a otros dispositivos. Los sensores se pueden clasificar en una amplia gama dependiendo de su categoría como: movimiento, luminosidad, intensidad eléctrica, sonido. La

característica principal de los sensores se establece que, en su entrada siempre contará con etapas de amplificación y filtros para una señal analógica, mientras que en la salida tendremos una señal generalmente eléctrica. La sensibilidad de un sensor dependerá de la relación en magnitud que tenga con la variable que está siendo medida y de la existencia de ruido o de señales que interfieran como la medición, un sensor está diseñado para dar lectura de una sola variable y estableciendo que otras variables de su entorno no afecten o interfieran.

2.7.2 Los biosensores.

Un biosensor es cualquier pieza de hardware que interactúa con un sistema biológico o fisiológico para adquirir una señal, ya sea para fines de diagnóstico o terapéuticos. (Biomedical Engineering Community, 2016). Los datos recogidos mediante biosensores se procesan utilizando procesamiento de señales biomédicas técnicas como un primer paso para facilitar la interpretación humana o automatizado

Los biosensores están enfocados a medir parámetros vitales o como la palabra Bio – Vida lo indican, los cuales están ligados a la medición variables fisiológicas de un ser humano o cualquier otro tipo de ser viviente. La señal eléctrica del corazón es muy pequeña y no puede ser detectada con un simple acercamiento, para esto los sensores se encuentran equipados de amplificadores y filtros que captaran esta señal para posteriormente ser procesada y visualizada.

El desarrollo de la tecnología a la par con las necesidades de las personas nos ha llevado a una era en donde podemos vigilar cualquier actividad fisiológica que pueda ser considerada importante, esto se podrá realizar a través de dispositivos de medición como: sensores que nos

alertaran de cambios que pudiese llegar a ocurrir, logrando así alertar a una persona de un posible fallo que pudiese estar afectando a su estado de salud. La vigilancia de parámetros fisiológicos posibilita la alerta de prevenir un altercado que pudiese llevar a la pérdida de una vida.

2.7.3 Sensor de pulso Amped.

El sensor de pulso es esencialmente un photoplethysmograph, el cual es un dispositivo médico bien conocido usado para la monitorización de la frecuencia cardíaca no invasiva. La señal de pulso del corazón que sale de un fotopletismógrafo es una fluctuación en el voltaje analógico, y tiene una forma de onda predecible (World Famous Electronics, 2016). La versión de hardware más reciente, Sensor de Pulso Amped, amplifica la señal sin procesar del pulso anterior sensor, y normaliza la onda del pulso alrededor de $V / 2$ (punto medio de la tensión). El sensor responde a los cambios relativos en la intensidad de la luz. A continuación, en la Figura 14 se aprecia la señal proveniente del sensor.

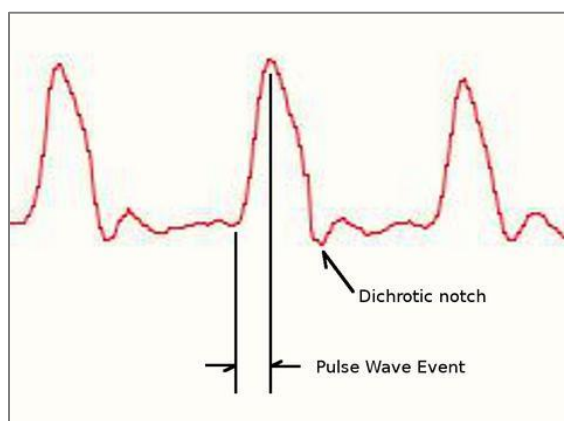


Figura 14. La representación de la onda de pulso se llama un photoplethysmogram, o PPG
Fuente: (World Famous Electronics , 2017)

El sensor de pulso Amped está basado en la combinación de componentes como: fotodiodos y filtros RC los cuales están calibrados para obtener la variación de luz que va a tener el fotodiodo al estar en la punta del dedo o en el lóbulo de la oreja, los tejidos al tener circulación de sangre oxigenada que llega del corazón generan un pulso el cual es captado y amplificado para así obtener el pulso cardiaco.

2.7.3.1 Características.

El sensor de pulso Amped está basado en un sensor de luz ambiental de Avago, el cual también cuenta con una protección de diodos para proteger la integridad de los componentes en el caso de una conexión inversa de la fuente de alimentación, de igual manera cuenta con un filtro activo que facilita la lectura a través de la plataforma de Arduino, este sensor puede ser utilizado con un Arduino UNO o PRO, mini PRO, Atmega 328 y en cualquier Arduino que tenga un cristal de frecuencia de 16Mhz. En la Tabla 8 se muestra un resumen de las características técnicas con que cuenta el sensor de pulso.

Tabla 8. Características de sensor de pulso Amped

Característica	Valor
Diámetro	16 [mm]
Espesor	3 [mm]
Cable	609 [mm]
Tensión	3 [v] - 5 [v]
Corriente	4 [mA] -5 [v]

Fuente: Adaptación de (World Famous Electronics, 2016)

2.8 Hardware de código abierto.

Hardware de Fuentes Abiertas (OSHW en inglés) es aquel hardware cuyo diseño se hace disponible públicamente para que cualquier persona lo pueda estudiar, modificar, distribuir, materializar y vender, tanto el original como otros objetos basados en ese diseño (Open Source Hardware Association, 2015)

Hardware de código abierto establece que cualquiera persona puede acceder tanto al diseño como al uso de dispositivos electrónicos tangibles que estén fuera de la restricción de una licencia, de ese modo se puede detallar algunos de estos dispositivos; que pueden ser como sensores, sistemas embebidos, fuentes de alimentación que podrán ser utilizadas para el diseño del sistema de monitoreo, estableciendo una inclinación hacia componentes de un fabricante en específico.

2.8.1 Plataformas de código abierto.

Al hablar de plataforma de código abierto se refiere a comunidades de desarrolladores, en las cuales se trabaja conjuntamente con personas interesadas en desarrollar nuevas e innovadoras ideas que son compartidas con la comunidad con el fin de redistribuir y dar nuevos aportes con base en lo mencionado anteriormente en la actualidad en el área de la electrónica existen múltiples plataformas que nos ayudan a desarrollar proyectos tanto básicos como proyectos de un nivel mucho más especializado.

Se puede mencionar una gran variedad de plataformas para el desarrollo de prototipos electrónico que pueden ayudar a desarrollar los objetivos del proyecto propuesto, en la búsqueda

de una se ha estudiado la plataforma Arduino la cual es una de las más conocidas en la actualidad y que cuenta con acuerdos de mutuo desarrollo con distintos fabricantes de componentes electrónicos que pueden ser programados a través de esta plataforma y además de contar con una gran comunidad de desarrolladores lo hace una plataforma ideal para el desarrollo de nuevos proyectos electrónicos en periodos cortos de tiempo

2.8.2 Arduino.

Arduino es una plataforma electrónica de código abierto que cuentan con una gran facilidad para su utilización en software y hardware, las placas Arduino son capaces de leer entradas de luz desde un sensor, lecturas de un dedo sobre un botón y lo convierten en una salida, la activación de un motor, encender un LED, publicar algo en línea (Arduino , 2016). Se puede decir que su tablero qué hacer mediante el envío de un conjunto de instrucciones al microcontrolador en el tablero. Para ello se utiliza el lenguaje de programación de Arduino basado sobre Wiring y el software de Arduino (IDE), sobre la base sobre Processing.

Se puede establecer ha Arduino como una plataforma de desarrollo de múltiples aplicaciones en distintos campos de acción teniendo como característica un IDE muy sencillo de utilizar, ya sea para principiantes que se introducen en la electrónica como para personas con un conocimiento más alto, esto debido a que Arduino envuelve complejas tramas o líneas de programación en sencillos instrucciones.

Esta herramienta cuenta con una gran flexibilidad debido a que brinda una gran facilidad para el desarrollo de aplicaciones, el IDE de Arduino está equipada para poder interactuar con

placas de distintos fabricantes que satisfacen distintas necesidades y cuentan con variaciones en su construcción. Se utilizará las placas cuyas características se encuentran enfocadas para el desarrollo de proyectos de electrónica en textiles.

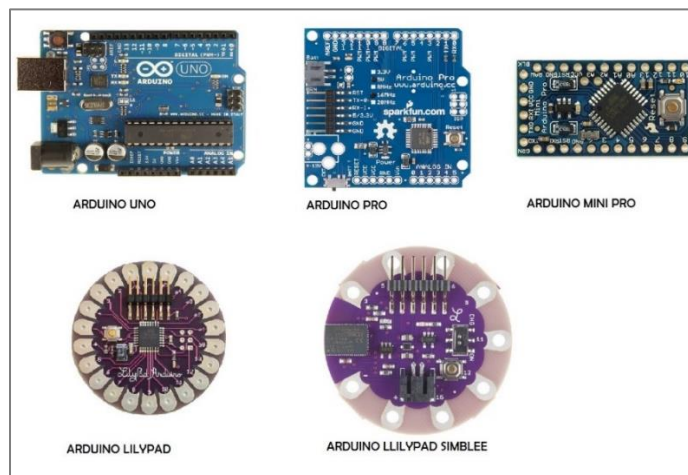


Figura 15. Ejemplos de placas Arduino.
Fuente: Obtenido de (Arduino , 2016).

En la Figura 15 se muestra varios ejemplos de placas Arduino de varios fabricantes que son compatibles con el IDE de Arduino. Las cuales pueden diferenciarse una de otra por el tipo de procesador con el que cuentan, número de entradas analógicas o digitales, la aplicación para la cual fueron diseñadas. Se establece una comparación poder elegir la que mas se ajuste a las necesidades del diseño de nuestro proyecto.

Tabla 9. Comparación de placas Arduino

Placa	Voltaje de operación	Voltaje de alimentación	I/O pines - PWM	Características especiales
Arduino UNO	5V	7V – 12V	14 - 6	Conector USB, adaptador para fuente externa

Arduino PRO	5V		7V – 12V	14 - 6	La Arduino Pro está diseñada para su instalación semi-permanente en objetos o exposiciones y cuenta con Conector FTDI
Arduino PRO MINI	5V		3.35V – 12V	14 - 6	El Arduino Pro Mini cuenta con la facilidad de instalación semi-permanente en proyectos de gran movilidad.
Arduino LilyPad	2.7V 5.5V	–	2.7V – 5.5V	14 - 6	Es una placa que puede ser cosida a una prenda, componentes como baterías, sensores y actuadores pueden ser acoplados a través de hilo conductor. Conector FTDI o USB.
Arduino LilyPad Simblee	5V		5V -7V	6 - 4	Es una placa que puede ser cosida a una prenda, componentes como baterías, sensores y actuadores pueden ser acoplados a través de hilo conductor. Cuenta con bluetooth para aplicaciones móviles BLE. Conector FTDI.

Fuente: Recopilado de (Arduino , 2016)

En la realización de este proyecto que está basado en la lectura de datos de un sensor y una posterior transmisión, todo esto integrado como un wearable, marca un punto para poder seguir un camino en donde la placa Arduino LilyPad podría satisfacer los requerimientos que el proyecto necesita. Tomando parámetros como: el tamaño, pines necesarios para la lectura de sensores, la alimentación de energía y la factibilidad de tener una interoperabilidad con distintos protocolos de transmisión nos ayudaran a elegir un sistema embebido enfocado al uso en wearables.

2.9 Plataformas en la Nube.

En la actualidad que nos encontramos viviendo existe una gran generación de datos que requieren de métodos en donde puedan ser almacenados y procesados, resolviendo esta problemática nace la idea de la computación en la nube y de los distintos servicios existentes.

2.9.1 Definición de nube.

La nube es un tema que se ha venido hablando en los últimos años pero que no muchas personas lo conocen las facilidades que ofrece en nuestro entorno, sin saberlo las personas que utilizan un correo personal el cual acceden únicamente ingresan a una página web en la cual ingresan un usuario y una contraseña ya están utilizando los servicios que ofrece la nube por parte de los distintos proveedores. Todo esto con el fin de acceder a tus datos desde cualquier punto.

Técnicamente la nube, que viene del inglés cloud computing, es el nombre que se le dio al procesamiento y almacenamiento masivo de datos en servidores que alojen la información del usuario (Marazzi, 2014)

La computación en la nube implica que el procesamiento y almacenamiento se alojan en servidores remotos los cuales pueden ser gratuitos o pagados, en los cuales se puede arrendar servicios dependiendo de la necesidad de la empresa o persona, quienes podrán tener una gran escalabilidad en cuanto al servicio y con la gran facilidad de acceder desde cualquier punto a su información únicamente desde un computador con acceso a internet.

La computación en la nube es un término general para denominar cualquier cosa que tenga que ver con la provisión de servicios de hospedaje a través de Internet (TeachTarget, 2010). Estos servicios se dividen en tres grandes categorías: Infraestructura como servicio (IaaS), plataforma como servicio (PaaS) y software como servicio (SaaS). (TeachTarget, 2010).

Los distintos servicios que ofrece la nube se pueden clasificar dependiendo de la actividad económica, capacidad de almacenamiento que requiera, entorno de desarrollo que este manejando, para lo cual la nube se ha dividido en distintas áreas que satisfacer las necesidades que las empresas o personas requieran.

2.9.2 Modelos de servicio de la nube.

En la definición de Cloud o nube se menciona que la misma ofrece tres servicios que son PaaS, IaaS, SaaS

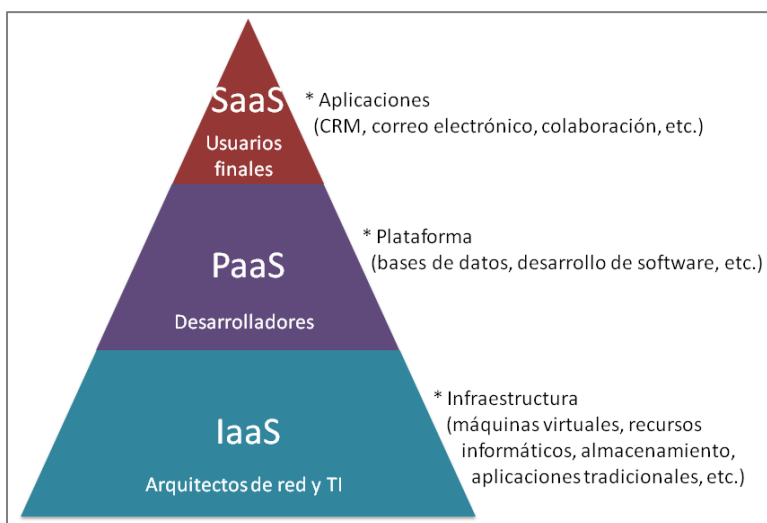


Figura 16. Modelos de servicios en la nube.
Fuente: Obtenido de (Google Docs, 2016)

En la Figura 16 se muestra una pirámide del como estas divididos los servicios que ofrece la nube y cuál es su principal característica o servicio a ofrecer.

2.9.2.1 IaaS - Infraestructura como servicio.

IaaS (Infrastructure as a Service) es un modelo de distribución de infraestructura de computación como un servicio, normalmente es mediante una plataforma de virtualización. En vez de adquirir servidores, espacio en un centro de datos o equipamiento de redes, los clientes compran todos estos recursos a un proveedor de servicios externo. (Licencias OnLine, sf)

Este servicio está ofreciendo la parte de procesamiento o los equipos físicos en los cuales se almacene la información o sistema que maneje la empresa, al momento de adquirir este servicio la empresa está dejando de lado la necesidad de construir centro de datos propio lo cual proporciona ventajas como una reducción de costos considerable ya la empresa ahora únicamente paga por lo que necesita, se elimina la necesidad de mantenimientos e instalaciones de redes ya que el proveedor que contrata se encarga de esos aspectos.

2.9.2.2 SaaS - Software como servicio.

SaaS (Software as a Service) es una nueva forma de distribuir software que tiene un régimen de pago mensual. El proveedor del servicio es quien tiene hospedadas las aplicaciones en sus servidores permitiendo que sus clientes accedan a las mismas a través de una conexión a internet, estando por lo tanto disponibles en cualquier momento y desde cualquier lugar. (Licencias OnLine, sf)

Este modelo que ofrece la cloud es la variante más extendida de entre los modelos IaaS y PaaS, siendo los consumidores los usuarios finales. SaaS es un modelo de distribución de software hacia los clientes al que el usuario tiene acceso mediante una red generalmente Internet.

2.9.2.3 PaaS - Plataforma como servicio.

Las soluciones PaaS (Platform as a Service) son plataformas de software para las cuales la herramienta de desarrollo en si misma está alojada en la nube y se accede a través de un navegador web. Los desarrolladores pueden construir, analizar, desarrollar, testear, documentar y poner en marcha aplicaciones en un sólo proceso, sin tener que instalar ninguna herramienta adicional en sus computadoras. (Licencias OnLine, sf)

Este tipo de servicio ofrece realizar todo el procesamiento de las aplicaciones en el servidor el cual se encuentre alojado la herramienta, mismo servidor estará instalado centro de datos del proveedor, brindando una reducción en el procesamiento del computador que se encuentre en la empresa lo cual implica que no se requiere la instalación de la herramienta el computador físico más bien únicamente requiere de un navegador web para acceder a la herramienta.

PaaS facilita el trabajo de los desarrolladores ya que los mismo no tienen la necesidad de realizar una instalación o configuración de las plataformas, ya que este servicio se basa en el IaaS en el cual el proveedor se encarga de la parte técnica logrando así tener una plataforma con un entorno de desarrollo a los usuarios fácil de acceder.

2.10 Metodología de Desarrollo de Software.

Se debe seguir una metodología para el desarrollo de este prototipo electrónico para obtener resultados que satisfagan las necesidades que los usuarios. Por lo cual se establece que “Para el diseño y desarrollo de proyectos de software se aplican metodologías, modelos y técnicas que permiten resolver los problemas” (Valdéz, s.f.).

Esto nos da a entender que se debe seguir un conjunto de pasos lógicos que permitirán alcanzar los objetivos propuestos de una manera sistemática y ordenada, que además nos brindará la posibilidad de ir cumpliendo paso a paso los objetivos propuestos.

2.11.1 Modelos.

Establecido un concepto de modelo podemos describir algunos existentes, donde se puede apreciar desde distintos puntos de vista los procesos que cada uno tiene, pero no debemos verlos como reglas que debemos seguir, más bien podríamos pensar que van a ser procesos que podrían adaptarse a nuestras necesidades.

- **El modelo en cascada.**

Considera las actividades fundamentales del proceso de especificación, desarrollo, validación y evolución. Los representa como fases separadas del proceso, tales como la especificación de requerimientos, el diseño del software, la implementación, las pruebas, etcétera. (Valdéz, s.f.)

El modelo en cascada representa cada una de las etapas por separadas, lo que sería útil para identificar los temas principales que se deban investigar en el desarrollo del sistema. En la Figura 17 se muestra los procesos del modelo en cascada.

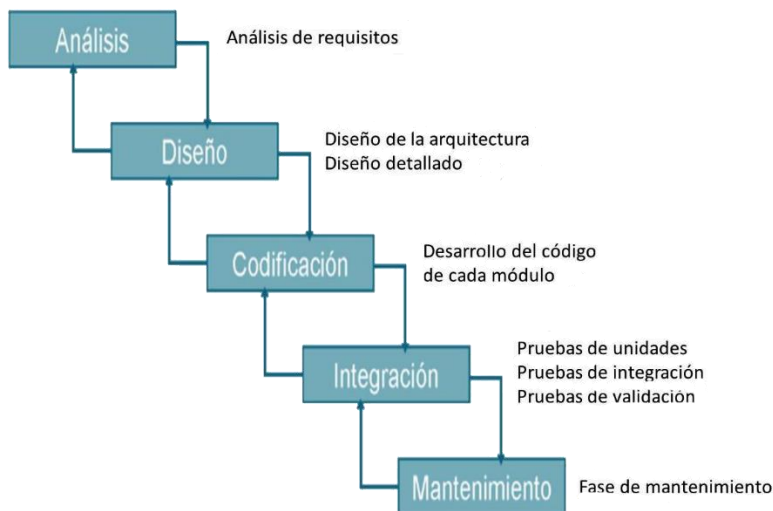


Figura 17. Modelo de Cascada
Fuente: Obtenido de (Padilla, 2015).

- **El modelo de desarrollo evolutivo (espiral).**

Este enfoque entrelaza las actividades especificación, desarrollo y validación. Es decir, surge de un sistema inicial que se desarrolla rápidamente a partir de especificaciones abstractas. Basándose en las peticiones del cliente para producir un sistema que satisfaga sus necesidades. (Valdéz, s.f.)

Este modelo se basará de un desarrollo rápido que cumpla las necesidades de los usuarios e ira creciendo acorde a nuevas necesidades, para lo cual quienes lo utilicen deben tener una gran experiencia por que pueden surgir muchos riesgos que podrían llegar a dañar el desarrollo.

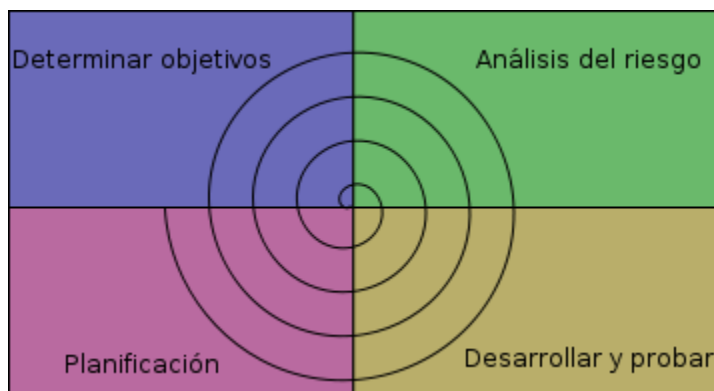


Figura 18. Modelo de desarrollo en espiral
Fuente: Obtenido de (Padilla, 2015)

- **Modelo en V o de Cuatro Niveles**

El modelo en V es una variación del modelo en cascada que muestra cómo se relacionan las actividades de prueba con el análisis y el diseño la codificación forma el vértice de la V, con el análisis y el diseño a la izquierda y las pruebas y el mantenimiento a la derecha. (PMO, 2010)

En los niveles lógicos del 1 al 4, para cada fase del desarrollo, existe una fase correspondiente o paralela de verificación o validación. Esta estructura obedece al principio de que para cada fase del desarrollo debe existir un resultado verificable. (UDT-IA, 2008)

Este modelo en V o de cuatro niveles cuenta dos procesos paralelos que se relacionan directamente, lo que da como resultado que se puedan ser verificables cada una de las etapas y tendrá una gran ventaja debido a que contamos con una etapa de verificación paralela que nos ayudará a establecer de donde puede provenir el error. A continuación, en la Figura 19 se muestra el modelo en V o de cuatro niveles como relaciona cada uno de sus procesos.



Figura 19. Modelo en V o cuatro niveles
Fuente: Obtenido de (Wilde, 2015).

Capítulo III. Diseño.

3.1 Introducción

En este capítulo se describe el diseño de un sistema de monitoreo a través del uso de una WBAN, para lo cual se tomará en cuenta los requerimientos a través de un análisis de las necesidades que tengan los usuarios, esto establecerá las funcionalidades y fronteras de funcionamiento del sistema, además se detallará el hardware y software necesario para la construcción del prototipo.

3.2 Desarrollo del Sistema de Monitoreo de Pulso Cardíaco.

En base a toda la problemática propuesta, en esta sección se describe la idea fundamental del proyecto, en donde se dará cumpliendo a cada uno de los objetivos propuestos en el apéndice principal. Una vez culminado el proyecto se obtendrá como resultado un prototipo electrónico con la capacidad de detectar arritmias, lo cual ayudara a mejorar la calidad de vida y la salud, resolviendo así las necesidades que llevaron al planteamiento de la problemática.

3.1.1 Propósito.

El desarrollo de un sistema de monitoreo del pulso cardíaco enfocado al cuidado de la salud cardiovascular que será construido a través componentes y plataformas de código abierto y tendrá una función de detectar anomalías en el corazón.

3.1.2 Alcance del sistema.

El sistema constará de una placa con un microcontrolador que cuente con la particularidad de poder ser acoplado a una prenda de vestir, así también se conectará un sensor que medirá signos vitales de una persona, y se alimentará a través de una batería recargable. Se utilizará la tecnología bluetooth para la transmisión de datos entre la placa y un dispositivo móvil.

3.3 Descripción General del Sistema de Monitoreo de Pulso Cardíaco.

Esta sección se describe de una manera sintetizada las características más relevantes que componen el prototipo electrónico, así también las características más visibles a las cuales el usuario tendrá acceso. También se establece la interfaz que permitirá interactuar con el hardware.

3.3.1 Características.

El sistema de monitoreo estará basado en una WBAN, en donde una placa con un microcontrolador de un tamaño reducido y con la particularidad de poder ser ligada a prendas de vestir se acople a un guante, se utilizará un sensor para la medición del pulso cardíaco, a continuación la placa comunicará los datos obtenidos e interpretados a un dispositivo móvil en donde se podrá visualizar los latidos del corazón, además de detallarán si el ritmo cardíaco es normal o si está presentando alguna anomalía, en las primeras etapas de construcción solo estará disponible para el sistema operativo Android 5.0 o una versión superior, cabe agregar que el sistema electrónico deberá ser alimentado por una batería recargable de tamaño reducido y que tenga una carga que nos permita un uso continuo de varias horas antes de requerir ser recargada.

3.3.2 Perspectiva del usuario.

El desarrollo de este sistema de monitoreo de la frecuencia cardiaca se encuentra principalmente enfocado a personas en etapa de adultez con edades entre 20 a 35 años de ambos sexos que requieran realizarse este tipo de examen, así también está dedicado para personas que requieran de cuidados más monitorizados y no puedan salir de su domicilio.

La interfaz del usuario estará disponible para visualizar de manera gráfica en su dispositivo móvil o Tablet todos los parámetros que el prototipo electrónico envié. En esta aplicación se visualizará el ritmo cardiaco, un detalle de las posibles anomalías que se puedan detectar a través del proceso de lectura del mismo. Todo esto deberá ser intuitivo para que los usuarios no se les dificulte la manipulación del sistema.

3.4 Establecimiento de Fronteras Funcionamiento.

Se realizará una descripción detallada del funcionamiento del sistema electrónico que se instalará en un guante, la aplicación que estará almacenada localmente en la placa electrónica que se mostrará en el dispositivo móvil a través de un visor.

3.4.1 Funciones del prototipo electrónico.

En esta sección tendremos un panorama completo del funcionamiento una vez se haya terminado con la construcción y tengamos como resultado un sistema de monitoreo del pulso cardiaco.

- Placa con microcontrolador

La función que cumplirá es la transformar los valores que el sensor de pulso cardiaco envíe, así recolectará los datos necesarios que se utilizarán para el análisis de la frecuencia cardiaca de cada persona. Si algún valor que ingresa a la placa proveniente de un sensor es analógico, deberá ser convertido en digital con el fin de poderlo utilizar de una manera más sencilla, así también enviará todos los resultados obtenidos a un dispositivo móvil a través de tecnología bluetooth.

- Sensor de pulso cardiaco

El sensor realizará una medición del pulso cardiaco en la mano de los usuarios, obteniendo un valor que se enviará a través de conexión cableada a la placa en donde será utilizado para determinar la frecuencia cardiaca y arritmias en el nodo SA.

- Batería recargable de Litio

Será la encargará de proveer energía a la placa y al sensor, la batería se conectará directamente a los pines de alimentación de la placa, quien alimentará de manera secundaria al sensor. La placa se encargará de proveer de energía a componentes adicionales que estén acoplados a la misma.

- Conexión cableada.

Se utilizará el hilo conductor para realizar las conexiones entre la placa y otros componentes electrónicos que tengan que estar sujetos en el guante, así también se hará un puente

entre las conexiones que requieran la utilización de cable de cobre y que no se puedan ser acoplados por medio de hilo conductor.

- Dispositivo móvil.

En este se visualizará de manera gráfica todos los datos que fueron recopilados por el sensor y analizados por la placa. Reflejando así los resultados en un interfaz fácil de interpretar.

Una vez finalizada la construcción se obtendrá como resultado un sistema electrónico desarrollado con herramientas de software y hardware de código abierto, que posibilitará la detección de arritmias basabas en el análisis de una sección de una señal electrocardiográfica que se obtendrá del sensor de pulso y será analizada por la placa electrónica.

3.4.2 Limitaciones del prototipo.

En esta sección se describen las limitaciones de software y hardware que tendrá el prototipo electrónico y sus distintas interfaces. Los usuarios no podrán ver estas restricciones. En un futuro se podrá contar con nuevas tecnologías que soluciones varias de las restricciones que pueden presentarse en la construcción actual y se podrá realizar una reingeniería del prototipo. El mayor reto es la búsqueda de componentes con el tamaño adecuado para el espacio donde deben ser instalados.

- Capacidad de batería

Al saber que el sistema depende de una batería, se establece como limitación el tiempo de funcionamiento que ofrecen, el tamaño de la batería es directamente proporcional a su tamaño, ya que en el prototipo necesita ser de tamaño reducido, esto limita que el tamaño de la batería no sobrepase los 4 cm, y duración máxima de 8 horas de funcionamiento.

- Recarga de la batería

La recarga de la batería requiere que la placa tenga conectada una fuente de alimentación externa a sus terminales positivas y negativas, lo cual implica que se debe dejar una ranura adicional en el prototipo, para así no tener que retirar la batería cada vez que se requiera una recarga. Esto también implicaría el diseño de una fuente de alimentación de 3.7v a 1w y corriente de 100mA.

- Compatibilidad de sistemas operativos

En las primeras etapas del desarrollo del sistema de Monitoreo de Pulso Cardíaco será compatible con el sistema operativo Android con una versión 5.0 o superior, en el mercado existe una gran porción de usuarios que utilizan un dispositivo móvil con este sistema operativo. En un futuro se podrá utilizar también el sistema en un sistema operativo IOS de Apple.

- El tamaño de la placa.

Se tendrá que utilizar una placa de un tamaño muy reducido debido que únicamente cuenta con aproximadamente 3cm cuadrados, en la parte superior de la mano para la instalación del

prototipo. A continuación, en la Tabla 10 se muestra un resumen de las restricciones del prototipo electrónico.

Tabla 10. Limitaciones del sistema.

LIMITACIÓN	DESCRIPCIÓN
Capacidad de Bateria	Superior a 4 horas de funcionamiento y tamaño menor a 3 cm.
Recarga de Bateria	Fuente de alimentación externa 3.7v dc, compatibilidad baterías litio.
Compatibilidad de sistemas operativos	Android 5.0 o superior.
Aplicación móvil	No disponible en AppStore para Latino América

Fuente: Autoría

3.5 Requerimientos del Sistema de Monitoreo de Pulso Cardíaco.

Las necesidades que tengamos en el desarrollo del sistema de monitoreo, se obtendrán de los requerimientos que plante a los usuarios, quienes nos brindarán ciertas pautas que nos orientan el diseño, para de esta manera solucionar los problemas, sin dejar de lado el planteamiento propuesto por el autor, para esto se ha elegido seguir la metodología del modelo en V que nos indica que en su primera etapa debemos tener recolección de requerimientos que puedan tener los usuarios y que se verán reflejados en la culminación del prototipo electrónico.

3.5.1 Análisis de situación.

Para el desarrollo de este sistema electrónico se debe contar con los puntos de vista de los actores que intervienen; el autor y usuarios. Para lo cual se analiza la situación actual en donde se

requiere que los usuarios mencionen los posibles requerimientos que pudieran tener al contar con un dispositivo que les ayude a controlar su pulso cardiaco.

3.5.2 Encuesta.

Se establece una encuesta como herramienta para la recolección de información, la que se aplicará a un grupo de personas entre 20 a 35 años de edad. Esto se realiza con el objetivo de recopilar opiniones que ayuden a mejorar el desempeño del prototipo electrónico, tomando como respuestas válidas las distintas necesidades que pudiesen llegar a tener al momento de usarlo. Se toma en cuenta esta población debido al planteamiento del apéndice principal, en donde se considera como una etapas más importantes del desarrollo humano, ya que es donde el cuerpo y sus órganos vitales llegan a su madurez, para este proceso se ha elegido utilizar como población de trabajo a los estudiantes la carrera de electrónica y redes de comunicación de 4to semestre en adelante, como el grupo más joven y a los empleados que trabajen en el primer piso del edificio central como un grupo más maduro, estas personas pertenecen a la Universidad Técnica del Norte, a quienes se les planteará un cuestionario en donde se pide que identifiquen ciertas características que deben estar presentes en el dispositivo que se está proponiendo diseñar.

El cuestionario consta de diez preguntas en donde el entrevistado acepta o rechaza los planteamientos propuestos en cada una, lo que nos llevará a obtener la opinión las personas en ciertos puntos de nuestro diseño. Se puede apreciar el formato de la encuesta realizada en el Anexo 2 como la tabulación de los resultados obtenidos.

- Población a investigar.

La investigación dependerá en un punto de las cualidades y características presentes en la población a ser estudiada, lo que hace necesario tener una muestra representativa, esto se lo realizará a través de un cálculo con la siguiente fórmula, que se eligió debido a que en nuestro caso ya conocemos la población total y es finita. Esta nos dará como resultado un número que represente a toda la población elegida.

$$n = \frac{(Z)^2 pqN}{e^2(N - 1) + pq(Z^2)}$$

Ecuación 1. Cálculo de muestra.

Fuente: (Corral, Itzama, & Yadira, 2015)

En dónde:

n = Tamaño de la muestra

Z = Valor obtenido mediante niveles de confianza. Es un valor constante que no se tiene su valor, pero se lo toma en relación al 95% equivalente a 1,96, en relación al 99% equivalente a 2,58.

e = Máximo error permitido, generalmente cuando no se tiene su valor, suele utilizarse un valor que varía entre el 1% (0,01) y 9% (0,09)

p = nivel de aceptación (50% = 0,5)

q = nivel de rechazo (50% = 0,5)

N = población total

(Corral, Itzama, & Yadira, 2015)

Los estudiantes de 4to semestre en adelante hacen un número de 240 y los empleados de la planta baja del edificio central son alrededor de 40. Se establece una confiabilidad de 95 % y un

error máximo del 9 % para los cálculos, parámetros que se seleccionan en base a las necesidades del encuestador.

$N = 280$ personas.

$Z = 95\% - 1.96$

$e = 0.09 - 9\%$

$p = 0.5$

$q = 0.5$

$$n = \frac{(1.96)^2(0.5)(0.5)30}{(0.09)^2(280 - 1) + (0.5)(0.5)(1.96^2)} = 84 \text{ personas.}$$

Realizados los cálculos pertinentes se obtiene como resultado que la muestra será de 84 personas a quienes se les planteará el cuestionario.

3.5.2.1 Análisis y conclusiones de la encuesta.

Las actividades que se realizan las personas entrevistadas en su vida cotidiana es un punto de partida para saber si necesita o no del prototipo electrónico, ya que este dispositivo lo que busca es ayudar a controlar su pulso cardiaco y buscar posibles anomalías en la señal electrocardiográfica. De tal manera se hace un análisis de la población que más aceptación tiene a la idea del proyecto. El formato y los resultados obtenidos se los puede ver en el Anexo 2.

Pregunta 1: Población a la cual se le realizó la encuesta

El resultado se ve que el 79% de las entrevistadas son mujeres, lo cual sirvió para saber a dónde enfocar las pruebas de funcionamiento, pero en general la aceptación a la idea de desarrollar un wearable de monitoreo de pulso cardiaco es bastante buena. La aceptación de la entrevista fue bien recibida e influencio para que las personas puedan dar un punto de vista del diseño de un prototipo electrónico, además de aportar puntos importantes para el desarrollo del mismo.

Pregunta 2: Usted actualmente realiza alguna actividad física regularmente

En donde solo el 46 % de las personas indicaron que realizan actividades físicas regularmente y un 54% respondió que no hace ninguna clase de ejercicio o actividad física debido a la falta de tiempo, lo cual nos lleva a establecer que exista una probabilidad, que estas personas podrían tener alguna enfermedad cardiovascular y deberían realizarse un examen de su salud cardiovascular. La falta de ejercicio físico puede desembocar en que estas personas puedan empezar a presentar anomalías en su pulso cardiaco.

Pregunta 3: Usted sabe si tiene alguna enfermedad del corazón.

Los resultados obtenidos nos conducen a establecer que una gran parte de la población no conocen si tienen alguna enfermedad en el corazón y no se ha preocupado de realizarse algún examen que lo pueda confirmar, Ante esta situación se ve la importancia de construir nuevos prototipos electrónicos enfocados al cuidado y prevención de la salud, ya que al contar con estos dispositivos podemos aprender a cuidarnos mejor y prevenir posibles fallos cardiovasculares.

Pregunta 4: Usted talvez a escuchado el termino prenda de vestir inteligente.

Se obtuvo como resultado que un 79% no conocía de este término y solo un 21 % afirmó haberlo escuchado, lo cual nos lleva a establecer una probabilidad que este tipo de tecnología es nueva en el mercado y aún se encuentran en desarrollo de nuevos prototipos wearables. Con base en esto, se podría establecer que será muy factible la construcción del prototipo electrónico propuesto, además que podrá influir para que la gente pueda conocer más acerca de las prendas de vestir inteligentes.

Pregunta 5: Usted usaría un guante que le permitiera medir su pulso cardiaco solo con ponérselo.

Se puede ver que un 100 % de las personas usarían un dispositivo que permita monitorizar su pulso cardiaco en su mano. Los entrevistados se vieron muy interesados al comentarles que se está desarrollando un guante con la capacidad de medir su pulso cardiaco y detectar posibles anomalías, así la existencia de este tipo dispositivos influirá de una manera positiva en las personas.

Pregunta 6: Como le ayudaría un guante que le permitiera controlar su pulso cardiaco.

Se obtuvo como resultado que para un 50 % les sería de mucha ayuda, un 35 % menciono que sería indispensable y solo un 15% dijo que nos les ayudaría. Esto nos da una probabilidad que el prototipo electrónico tendría una gran acogida en la población común y en la cual requiera de unos cuidados más vigilados. Con los años el uso de este tipo de prototipos electrónicos puede llegar a ser indispensable en la vida cotidiana de una persona.

Pregunta 7: Usted estaría el guante por 5 min diariamente para controlar su pulso cardiaco.

Los entrevistados en un 100% respondieron que si usarían constantemente el dispositivo, lo cual indica que tendría una gran utilidad y sería muy útil, además que el tiempo que se propone usar es muy reducido en comparación con el tiempo que les puede tomar ir a un centro médico a realizarse este mismo examen.

Pregunta 8: Le gustaría que el guante que mide su pulso cardiaco tenga la posibilidad de poder lavarlo sin ningún problema.

Las personas respondieron en un 100 % que les sería de mucha utilidad que tenga esta funcionalidad. Para lo cual se deberá establecer que la placa y los componentes puedan ser lavables o que a su vez puedan ser removidos con facilidad del guante antes de estar en contacto con el agua, esto nos da como resultado que se debemos seleccionar una de las placas que estén en la gama de tolerancia al agua.

Pregunta 9: A usted le gustaría que el dispositivo instalado en guante para la medición del pulso cardiaco funcione a través de pilas o baterías recargables.

El ámbito de la energía, los resultados que obtuvimos fue que el 100% de las personas prefieren las baterías, las cuales deber ser de un tamaño muy reducido para poder instalarlas en el guante. Ante esto se deberá buscar en el mercado las que cumplan con el requerimiento propuesto.

Pregunta 10: Si usted adquiriera este guante de medición estaría dispuesto a realizarse un mantenimiento periódico.

Se obtuvo como resultado que alrededor del 54 % prefieren que se lo realice uno al prototipo electrónico en periodos de tres meses, un 33% en un periodo mensual y solo un 13% en un periodo de dos meses, con lo que se puede concluir que preferiblemente se lo realice cada tres meses, por lo cual el prototipo debe estar diseñado para soportar un uso este lapso de tiempo.

La entrevista dio como resultados que el desarrollo de prototipos electrónicos enfocados al cuidado de la salud tendría una gran acogida en la población, además se logró averiguar que una gran porción de la población no conoce si tiene alguna enfermedad en el corazón, además de no practicar actividades físicas, estos parámetros se tomaran en cuenta al momento en el diseño. Se logró conocer que las personas prefieren dispositivos que funcionen a través de baterías recargables, lo que implicara que tengamos que buscar la mejor opción existente en el mercado. También encontramos que la gente preferiría un producto que se pudiese lavar sin la necesidad de remover los componentes electrónicos, lo que implicaría que la placa del prototipo deberá contar con la funcionalidad de ser lavable. Estas son algunas de las pautas que el usuario aportó para el diseño y selección de los componentes que deberíamos usar.

3.5.3 Requerimientos.

Para el análisis de los requerimientos del sistema se tomó como referencia el estándar ISO / IEC / IEEE 29148: 2011 que contiene las disposiciones que se deben seguir desarrollar para los procesos y los productos relacionados con la ingeniería, lo cuales son requisitos para los sistemas y productos de software y servicios a lo largo del ciclo de vida.

El estándar define la construcción de un buen requisito que proporcionará los atributos y características, además discute la aplicación iterativa y recursiva de los procesos durante todo el ciclo de vida. El ISO / IEC / IEEE 29148: 2011 proporciona orientación adicional en la aplicación de los procesos de requisitos de ingeniería y gestión de las actividades de los requisitos relacionados en la norma ISO / IEC 12207: 2008 e ISO / IEC 15288: 2008.

Los requerimientos son un punto de partida en el desarrollo del presente proyecto, ya que relacionan las necesidades de los usuarios con las soluciones que puede brindar el cumplimiento de los objetivos del proyecto, ante esta situación de plantea un listado los actores que intervienen directamente en el proyecto.

Tabla 11. Actores involucrados.

ACTORES INVOLUCRADOS		
Nº	Actor	Función
1	Población de 20 -35 años	Usuarios a quien va destinado el proyecto
2	Ing. Jaime Michilena	Director del Presente Trabajo de Titulación
4	Jhofre Alcoser	Desarrollador del proyecto
5	Universidad Técnica del Norte	Entidad de respaldo

Fuente: Autoría

La universidad es la entidad que da el respaldo y garantiza que el estudiante pueda hacer uso de su nombre con fines de carácter de investigación.

3.5.3.1 Requerimientos de usuarios.

Una vez realizada la entrevista a los usuarios y analizados los datos obtenidos, se puede describir ciertos requerimientos que se lograron identificar, se los transforma en un conjunto de requisitos que expresen la interacción que el sistema tendrá con su entorno operativo y las demás funcionalidades. En la Tabla 12 se describen los requerimientos de los actores que intervienen en el proyecto. Lleva como nombre SR1 y tiene como significado Requerimientos del Sistema y en cada uno de los ítems UsSR numerados tiene como significado Requerimientos de los usuarios.

Tabla 12. Requerimientos de los usuarios.

SR1		
REQUERIMIENTOS DE LOS ACTORES		
#	REQUERIMIENTO	PRIORIDAD
		ALTA MEDIA BAJA
REQUERIMIENTOS DE USUARIOS		
UsSR 1	Dispositivo tolerante a agentes externos, agua, calor.	✓
UsSR 2	Colocación del dispositivo no supere los 3 min.	✓
UsSR 3	Baterías recargables litio tiempo máximo 8h funcionamiento	✓
UsSR 4	El interruptor de encendido sea fácil de manipular.	✓
REQUERIMIENTOS OPERACIONALES		
UsSR 5	Tiempo de espera hasta que el sistema entre en funcionamiento sea menor a 2 min.	✓
UsSR 6	Debe estar preparado para un uso continuo mayor a 4h.	✓
UsSR 7	El tiempo que establezca la conexión inalámbrica sea menor a 1 min.	✓

Fuente: Autoría

3.5.3.2 Requerimientos del sistema monitoreo de pulso cardiaco.

Los requerimientos del sistema se describirán como las características que lo componen en donde se establecen las limitaciones y funciones que realizará, esto se basa en el planteamiento del autor y tendrán cierta relación con los requerimientos de los usuarios. Especificaremos las acciones básicas que tendrá el prototipo, a continuación, en la Tabla 13.

Tabla 13. Requerimientos del Sistema

SR2					
REQUERIMIENTOS DE FUNCIONES					
#	REQUERIMIENTO	PRIORIDAD			RELACIÓN
		ALTA	MEDIA	BAJA	
REQUERIMIENTOS DE USO					
SySR 1	Necesario una batería de Litio de capacidad mínima de 1W -100 mA	✓			UsRS 3
SySR 2	Un interruptor incorporado para el encendido y apagado.		✓		
SySR 3	Fuente externa de 3.7v-dc corriente superior a 100mA para recargar la batería.	✓			
SySR 4	La potencia de conexión inalámbrica bluetooth pueda ser regulada para ahorro de energía.			✓	
REQUERIMIENTO DE RENDIMIENTO					
SySR 5	Lectura del sensor de pulso a través Fotopletismógrafo, filtros y amplificadores	✓			
SySR 6	Tasa de transmisión de sensor entre a 1 Mbs a 4 Mbps.				
SySR 7	La placa debe contar con una memoria Flash de 64 KB o 128 KB	✓			
SySR 8	La placa de tener integrada una memoria 12KB de SRAM o 24 KB	✓			
SySR 9	Necesario contar con un cristal integrado de 16 MHz y cristal de precisión de 32KHz.	✓			
SySR 10	Los dispositivos móviles deben contar con Bluetooth Smart o Bluetooth Low Energy.		✓		
SySR 11	La placa debe contar con puertos de lectura analógica y salida digitales.		✓		
SySR 12	Batería con una corriente mínima de 100 mA – 0.5 W.	✓			
REQUERIMIENTO DE ESTADOS					
SySR 13	Estado de funcionamiento y recarga de batería debe ser independiente.	✓			
REQUERIMIENTOS FÍSICOS					
SySR 14	Integración del circuito electrónico y todos sus componentes a través de hilo conductor de acero inoxidable.	✓			UsRS 2
SySR 15	El tamaño de la placa de procesamiento sea menor a los 6 cm.		✓		
SySR 15	Integración de componentes a través de broches metálicos.		✓		

Fuente: Autoría

3.5.3.3 Requerimientos de arquitectura.

Los requerimientos de arquitectura se refieren a los componentes que deberán ser tomados en cuenta para la construcción del sistema de monitoreo, en donde el hardware a utilizarse debe ser en función a las características del sistema y los objetivos planteados.

Se muestran los requerimientos de arquitectura en la Tabla 14 que lleva como nombre ASR Architecture System Requeriments y se numera a través de las mismas siglas cada uno de los ítems.

Tabla 14. Requerimientos de Arquitectura

ASR					
REQUERIMIENTOS DE FUNCIONES					
#	REQUERIMIENTO	PRIORIDAD			RELACIÓN
		ALTA	MEDIA	BAJA	
REQUERIMIENTOS LÓGICOS					
ASR1	El sensor debe estar asilado con neopreno para evitar señales ajenas al pulso cardiaco	✓			
ASR2	La lectura del sensor se determinará el valor que será traducido en latidos por minuto, un rango permisible será mayor a 30 lpm y menor a 180 lmp.		✓		
ASR3	El área en la cual se tomará los datos será establecida con base en la especificación del fabricante.	✓			
REQUERIMIENTO DE DISEÑO					
ASR5	Se debe elegir un guante de algodón absorbente de tallas S o M que están entre los 20 – 22.5 cm en donde se pueda instalar componentes.		✓		SySR 13
ASR6	En la instalación del sensor se requerirá de materiales como silicona, estaño y cable de cobre.		✓		SySR 6
ASR7	Las conexiones deben realizarse evitando que se pueda producir choques o sobre posición con el hilo conductor.	✓			SySR 7
ASR8	Se debe contar con interruptor adaptado para el uso en textiles.		✓		SySR 2
REQUERIMIENTO DE HARDWARE					
ASR9	Placa electrónica tendrá que compatible con las librerías del sensor de pulso.	✓			
ASR10	Cuenta con entradas/ salidas analógicas y digitales para el manejo de sensores.	✓			
ASR12	El tamaño de los componentes debe ser menor a los 6 cm para ser instalados en el dorso de la mano		✓		SySR 5
REQUERIMIENTOS DE SOFTWARE					
ASR13	Lenguaje de programación debe ser basado en código abierto	✓			
ASR14	La compatibilidad de sistema operativo Android 5.0 o superior.		✓		
ASR15	Permitir la utilización de distintas librerías en un mismo entorno de programación.	✓			
REQUERIMIENTOS ELÉCTRICOS					
ASR16	Utilización de una fuente externa de 3.7 v para la recarga de la batería.		✓		SySR 1
ASR17	Una conexión eléctrica mixta entre cobre e hilo conductor que tenga definida las entradas positivas y negativas a utilizar.	✓			

Fuente: Autoría

3.5.4 Ubicación del sistema de monitoreo de pulso cardiaco.

La propuesta del proyecto y los requerimientos de los usuarios dan como resultado que el artículo en donde se debe colocar el sistema de la manera más compacta es un guante de talla S o M. Ya que el sensor que cumple con los requerimientos realizar la mediación a través de la yema del dedo índice. A continuación, en la Figura 20 se muestra una distribución de los elementos, en base al diseño y requerimientos.



Figura 20. Distribución de elementos en Guante
Fuente: Autoría

La ubicación de los distintos elementos se los toma con base en los movimientos de la mano y la factibilidad de poderlos acoplar. Además de haber tomado en cuenta el tamaño que tiene

cada uno de estos elementos, por lo cual la placa se ubica en la sección del guante más amplia, dorso de la mano.

- Área del sensor de pulso

Esta área está situada en la yema del dedo índice, en donde el sensor debe estar ubicado de una manera que cuando el usuario se coloque el guante quede su yema paralela con la cara del sensor, adicional a esto deberá acoplarse una cinta externa para ajustar la posición en caso de ser necesario.

- Placa de procesamiento

La placa de procesamiento se instalará en el dorso de la mano, es una pequeña sección plana que solo realiza un movimiento recto, lo cual ayudará para que la placa no se mueva de su posición y se pueda manipular de una manera más sencilla. Además, esto ayudaría para que se pueda remover los elementos sin una mayor dificultad.

- Alimentación del sistema

La parte de la alimentación del sistema estará ubicado cerca a la muñeca de la mano, en donde se elaborará un estuche adicional que se acople al guante por medio de broches metálicos, lo que permitirá remover o cambiar la batería sin mayor dificultad.

En la construcción de este wearable también se tendrá que utilizar elementos como: hilo conductor, leds, alambre de cobre, interruptor, que son diseñados para instalarse en prensas de

vestir y cuentan con propiedades conductivas que serán utilizadas para interconectar los elementos electrónicos.

3.6 Elección de Hardware y Software.

La elección de los componentes se lo realizará en base los requerimientos del sistema propuestos anteriormente, y también se realizará una elección de sistemática. A continuación, en la Figura 21 se muestra un diagrama de bloques de cómo se conformaría el prototipo electrónico

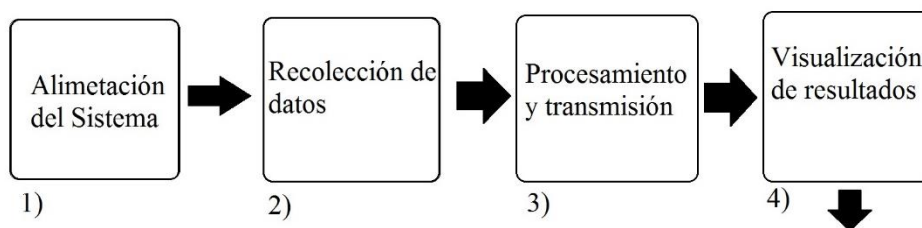


Figura 21. Lógica del sistema.
Fuente: Autoría

- 1) Será la vida del sistema, una batería de Ion-Litio recargable de un tamaño muy reducido
- 2) Un sensor de pulso que pueda recolectar datos del pulso cardiaco de la yema de los dedos.
- 3) Una placa que pueda manejar sensores y pueda procesar, almacenar datos, además que tenga puertos que permitan la transmisión a otros dispositivos
- 4) Una aplicación en un dispositivo móvil que permita la visualización de los datos recibidos del prototipo electrónico.

3.6.1 Elección de hardware.

La elección de hardware se los realizará siguiendo el orden del diagrama lógico propuesto anteriormente, en donde se establece las etapas que deben priorizarse.

3.6.1.1 Elección del sensor de pulso cardiaco.

En los bloques anteriormente descritos se colocó la parte de recolección de datos antes de la placa de procesamiento, en primer lugar seleccionamos el sensor de pulso debido a que en la propuesta del proyecto se eligió utilizar un guante, por lo cual se requiere buscar un sensor que tenga el tamaño óptimo para la instalación dentro de uno de los dedos del guante, por lo tanto se tomará en cuenta los requerimientos planteados anteriormente para la elección del sensor que se ajuste de la mejor manera. En la Tabla 15 se muestra los distintos tipos de sensores que pueden llegar a cubrir todos los requerimientos.

Tabla 15. Tipos de sensores de pulso cardiaco.

#	Tipo	Requerimientos					Valoración
		ASR12	ASR1	ASR6	ASR13	ASR9	
S1	Sensor de pulso AL-HRS	✗	✓	✓	✓	✓	4
S2	Sensor pulso cardiaco SHT-104	✗	✗	✗	✓	✗	1
S3	Sensor de Pulso SP-SEN11574	✓	✓	✓	✓	✓	5
Cumple		S3					
No Cumple		S1 – S2					
Elección		La elección más óptima es el sensor SEN 11574					

Fuente: Autoría

- **Sensor de pulso Amped o SEN 11574**

En el desarrollo del sistema de monitoreo, el sensor de pulso Amped es una pieza fundamental en la construcción, ya que obtiene la lectura del pulso cardiaco a través de las variaciones ópticas que produzcan los tejidos que este caso será la yema de los dedos de la mano, al momento que la sangre circula a través se produce las variaciones óptimas. La señal que el sensor obtendrá será un valor analógico que será enviado a la placa Arduino a través de una conexión cableada, donde será digitalizado y tendrá un valor semejante al parámetro fisiológico. A continuación, en la Figura 22 se muestra el diseño del sensor de pulso Amped.



Figura 22. Sensor de pulso Amped
Fuente: Adaptación de (PulseSensor, 2017)

En la Tabla 16 se describe como está caracterizado el sensor de pulso Amped donde se muestra principalmente sus parámetros de alimentación y compatibilidad con plataformas. Lo cual implica que deberá tomar en cuenta la Tabla 16 para poder realizar una conexión correcta.

Tabla 16. Características de sensor de pulso.

DESCRIPCIÓN	CARACTERÍSTICAS
Niveles de Tensión	3 [v] - 5 [v]
Corriente Utilizada	4 [mA]
Puntos de uso	Dedo - Lóbulo oreja
Compatibilidad	Arduino, Raspberry Pi, Adafuit
Dimensiones	Diámetro 16 [mm] Espesor 3 [mm]

Fuente: Adaptación de (PulseSensor, 2017).

3.6.1.2 Elección de placa de procesamiento.

Posterior a la elección del sensor del pulso, se elegirá la placa o sistema embebido que dará soporte a este sensor y cumpla con los requerimientos propuestos, deberá contar con puertos y librerías que hagan que el sensor llegue a su máxima capacidad de funcionamiento.

Tabla 17. Elección de placa de procesamiento.

#	Tipo	Requerimientos				UsSR 1	Bluetooth integrado	Valoración
		ASR9	ASR10	ASR11	ASR12			
P1	Arduino Gema	✓	✓	✓	✓	✓	✗	5
P2	LilyPad Simple	✓	✓	✓	✓	✓	✗	5
P3	LilyPad main board	✓	✓	✓	✗	✓	✗	4
P4	LilyPad Simblee	✓	✓	✓	✓	✓	1	6
Cumple						P4		
No Cumple						P1 - P2 -P3		
Elección		La elección más óptima es la placa Arduino LilyPad Simblee						

Fuente: Autoría

- **Arduino LilyPad Simblee.**

La placa Arduino LilyPad Simblee es el corazón en la implementación del sistema de monitoreo ya que es la encargada de recolectar los datos obtenidos por el sensor de pulso, así también realizará el procesamiento y análisis de las distintas variables que puede existir, para finalmente transmitirlos datos a través de una conexión inalámbrica hacia un dispositivo móvil.

El Arduino LilyPad Simblee es una placa programable que cuenta con la funcionalidad de hacer correr aplicaciones móviles a través de bluetooth 4.0 en distintos proyectos enfocados en electrónica en textiles. La principal ventaja es que Simblee no requiere de conocimientos especializado en desarrollo de aplicaciones móviles, la realización de la interfaz del teléfono el código necesario se lo realizará en el IDE de Arduino para luego con un visor instalado en el teléfono poder visualizar todo el trabajo realizado. En la Figura 23 se muestra la placa con sus medias en centímetros y la distribución de pines con la que cuenta.

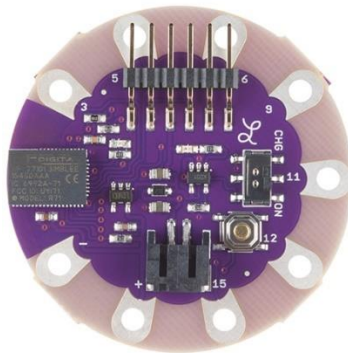


Figura 23. Placa Arduino LilyPad Simblee
Fuente: Obtenido de (Sparkfun, 2017).

Se puede mencionar una gran variedad de placas con la capacidad de ser integradas a textiles sin embargo la placa Simblee cuenta con una antena de conexión inalámbrica bluetooth 4.0, un puerto ftdi y cuenta con un conector JSP-PH de dos pines de 2mm para la conexión de una batería la misma que puede ser recargada a través de la misma placa.

En la Tabla 18 se describe las características con las que cuenta la placa ya antes mencionada, detallando principalmente las especificaciones técnicas con la que cuenta también en Anexo 4. Diagrama Esquemático de Arduino LilyPad Simblee.

Tabla 18. Características técnicas de Arduino Simblee

DISPOSITIVO	CARACTERÍSTICA
Arduino LilyPad Simblee	Procesador ARM Cortex M0 Bluetooth® Smart Stack built-in 128KB de memoria Flash 24KB de RAM Cristal integrado de 16 MHz y cristal de precisión de 32KHz Antena integrada Header para conexión FTDI Interruptor Charge/Power

Fuente: Adaptación de (Sparkfun, 2017).

Las lecturas de datos provenientes del sensor de pulso se las realizaran a través de unos de los pines analógicos con los que cuenta para una posterior conversión a datos digitales.

3.6.1.3 Elección de dispositivo móvil.

El dispositivo móvil es un elemento en el cual se instalará la aplicación que servirá como visor que mostrará de manera gráfica la frecuencia cardíaca y todos los datos procesados por la placa de Arduino, también servirá como método de entrada de datos para el usuario. Para tener una estabilidad al momento de la utilización se debe considerar contar con un sistema operativo Android 5.0 o superior. Así también tendrá que contar con una conexión de bluetooth para comunicarse con el sistema electrónico.

En la construcción del presente proyecto se utilizará una Tablet Samsung Galaxy A 2016, la cual cuenta con un sistema operativo 5.1.1, una conexión inalámbrica bluetooth 4.0 y una conexión Wireless 802.11 ac, lo que hace que será el un dispositivo óptimo instalar la aplicación que mostrara a los usuarios los datos.

En la Figura 24 se muestra una captura de pantalla en la cual se muestra la aplicación visor que estará instalada en la Tablet para la realización de pruebas de funcionamiento



Figura 24. Samsung Galaxy Tab A6

Fuente: Autoría

3.6.1.4 Elección de batería.

Una vez escogido el sistema embebido y el sensor de pulso cardiaco se debe escoger la batería que alimentará a estos componentes, dicha selección también se basará en los requerimientos propuestos. La cual deberá tener un voltaje aproximado de 3.7 v – 5.5v para lograr abastecer de energía a los componentes según la hoja técnica de los mismos.

Tabla 19. Elección de batería para el sistema.

#	Tipo	Requerimientos					Valoración
		ASR12	SySR 1	SySR 8	SySR 13	SySR 3	
B1	Batería de Litio	✓	✓	✓	✓	✓	5
B2	Pilas Alcalinas	✗	✓	✓	✗	✗	2
B3	Pilas tipo botón de litio	✓	✓	✓	✓	✗	4
Cumple		B1					
No Cumple		B2 - B3					
Elección		La elección más viable es la de utilizar una batería de litio					

Fuente: Autoría

- Batería de Litio

Las baterías de Ion Litio son de un tamaño muy delgado y extremadamente ligeras debido a su composición que se basa en química de iones de litio. Cada célula emite una 3.7V nominal en 240mAh. Estas baterías requieren carga especial las cuales no se deben intentar con cualquier cosa a menos que sea un cargador Litio especializado. Se muestra una batería de ion-litio en la

Figura 25. La capacidad de almacenamiento dependerá directamente del tamaño de la batería. Esta batería debe cumplir como requerimiento principal es el de superar las 2h de funcionamiento continuo, además de tener un tamaño que sea menor a los 4cm. Con base en la

elección de la placa Arduino LilyPad Simblee y Sensor de pulso Amped, la batería con la capacidad para alimentar se ubica por encima de los 100mA.

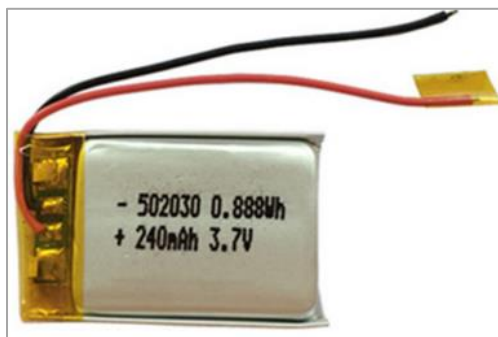


Figura 25. Batería de ion de litio
Fuente: Obtenido de www.sparkfun.com

A continuación, se muestra un resumen de las características presenten en una batería de ion-litio que podemos encontrar en el mercado, además de los parámetros técnicos con que cuenta. Con principal característica se aprecia la capacidad, ya que es el doble de la requerida por el hardware elegido.

Tabla 20. Características de batería de ion-litio

Características	Descripción
Tipo de Batería	Polímero de ion-litio
Voltaje	3.7 [V]
Capacidad notable	240[mah]
Capacidad real	240[mah]
Corriente de carga máxima continua	1C [240mA]
Corriente de descarga máxima continua	2C [480mA]

Fuente: Adaptación de (Sparkfun, 2017)

3.6.1.5 Hilo conductor.

El hilo conductor puede llevar la corriente de la misma manera que los cables, lo cual posibilita que se pueda utilizar para la creación de un circuito. Esto permite al usuario coser un circuito, creando circuitos flexibles que no requieren soldadura.

Este hilo cuenta con 2 capas, un poco más gruesa que cada poliéster o hilo de algodón, pero lo suficientemente delgada como para ser cosido a mano con agujas de ojo de media o con una máquina de coser. Debido a que es fuerte y suave, es ideal para cualquier proyecto de vestir / e-textil. También tiene una baja resistividad, 16 ohms por pie para que pueda utilizarlo para conducir los LED y otros componentes electrónicos que utilizan en ~ 50 mA. A continuación, en la Figura 26 se muestra la presentación del hilo conductor.



Figura 26. Hilo conductor de acero inoxidable
Fuente: Obtenido de (adafruit, 2017)

3.6.1.6 Hardware acoplado.

El hardware del sistema de monitoreo consistirá principalmente de una placa Arduino LilyPad Simplee el mismo que tiene integrada una antena de radio que permite la comunicación bluetooth, un sensor de pulso Amped, el cual realiza su lectura través de elementos ópticos y un

dispositivo móvil que cuente con un sistema operativo Android 5.0. Estos elementos electrónicos estarán ubicados en un guante para la mano derecha, lo que posibilitará se pueda mover libremente alrededor de la habitación o espacio en que se encuentre la persona que esté usando el dispositivo wearable. En la Figura 27 se aprecia el diseño general y las principales partes que lo conforman, así también los medios que se emplearan para la transmisión.



Figura 27. Diseño general de sistema de monitoreo
Fuente: Adaptación de la web

3.6.2 Elección de software.

La elección del software se lo realiza en base al sistema embebido elegido, ya que el software que se elija debe cumplir con la funcionalidad de poder cargar nuevas librerías tanto de sensores como placas de distintos fabricantes. En este punto se elige un entorno de programación que cuente con estos parámetros. A continuación, en la Tabla 21 se muestra los requerimientos que debe cumplir y a través de una valoración de elige uno.

Tabla 21. Elección de entorno de programación.

#	Entorno	Requerimientos					Valoración
		Gestor de placas	Cx Serial	Compilador de errores	Auto completado	Nuevos repositorios	
C1	IDE Proyecto Arduino	✓	✓	✓	✗	✓	4
C2	Eclipse	✗	✓	✓	✓		3
C3	visual micro.	✗	✓	✓	✓	✗ ✗	3
Cumple					C1		
No Cumple					C2, C3		
Elección		La elección más viable es el IDE del proyecto Arduino.					

Fuente: Autoría.

- **IDE proyecto Arduino.**

El software Arduino (IDE) le permite escribir programas, compilarlos y cargarlos en su placa. Esta elección se basa en el entorno proporcionado por el proyecto Arduino. El cual es un IDE muy liviano y que nos proporciona las herramientas básicas que necesitaremos para subir, depurar y comunicarnos con nuestra placa. El cual lo podemos descargar desde su página oficial en su versión más reciente, pero ciertas características únicamente son compatibles con versiones anteriores. A partir de la versión 1.6.0 se introduce la posibilidad de agregar repositorios a través de nuevas URLs y poder gestionar placas de nuevos fabricantes. En la Figura 28 se muestra la pantalla inicial del entorno de programación.



Figura 28. Entorno de programación IDE Arduino

Fuente: Autoría

Los menús más importantes que se pueden encontrar dentro del menú archivo son los siguientes:

- Nuevo y Abrir, respectivamente nos permite crear y abrir un sketch.
- Proyecto, nos permite abrir un conjunto de sketch que conformar un proyecto determinado, algo similar a un proyecto de visual studio.
- Ejemplos, Son sketch que proporcionan ejemplos sobre el uso de la placa de Arduino.
- **Configuraciones para soporte de placa Simblee**

Una vez elegido el sistema embebido Simblee se debe realizar las configuraciones que permitirán ajustarse a este entorno, ya que esta es fabricada por SparkFun y no se encuentra directamente en el gestor de placas, por lo cual se agrega a través de la agregación de una URL para descarga.

Con el fin que el IDE de Arduino de soporte a Simblee se agrega en la barra de preferencia en la sección de gestor de placas adicional el link proporcionado por el fabricante. Esto también dependerá del tipo de versión tengamos instalada en nuestro computador, se deja los URLs que se puede utilizar.

- Arduino 1.6.5, puede usar el siguiente link:
https://www.Simblee.com/package_Simblee_index.json
- Arduino 1.6.7 o versiones posteriores, puede usar el siguiente link:
https://www.Simblee.com/package_Simblee166_index.json

A continuación, en la Figura 29 me muestra como de debe agregar la URL en la pestaña de preferencias del entorno de programación de Arduino.

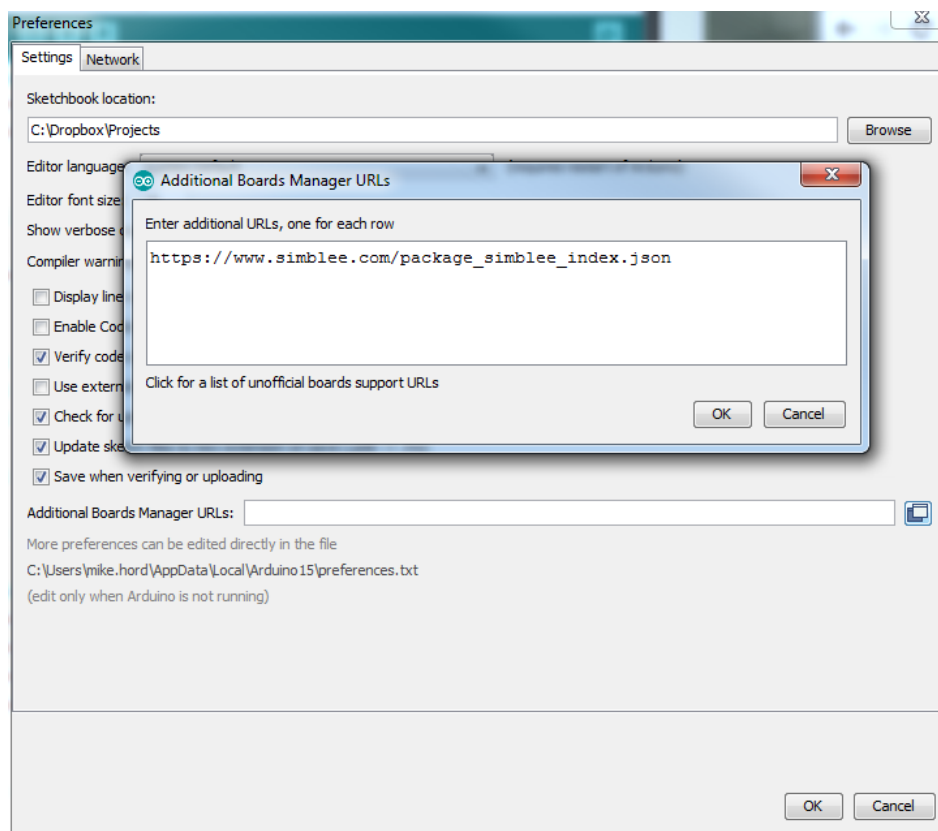


Figura 29. Configuración de paquete Simblee
Fuente: (Sparkfun, 2017)

Seguidamente se debe abrir la pestaña de herramientas, seleccionar el menú de placas y seleccionar la pestaña que dice Boards Manager, en donde se descargará el paquete que dará soporte a Simblee. Una vez se ingrese a dicha ventana seleccionaremos la Simblee boards y le daremos en instalar. A continuación, en la Figura 30 se muestra donde se instalará el soporte para las placas Simblee y todos sus complementos.

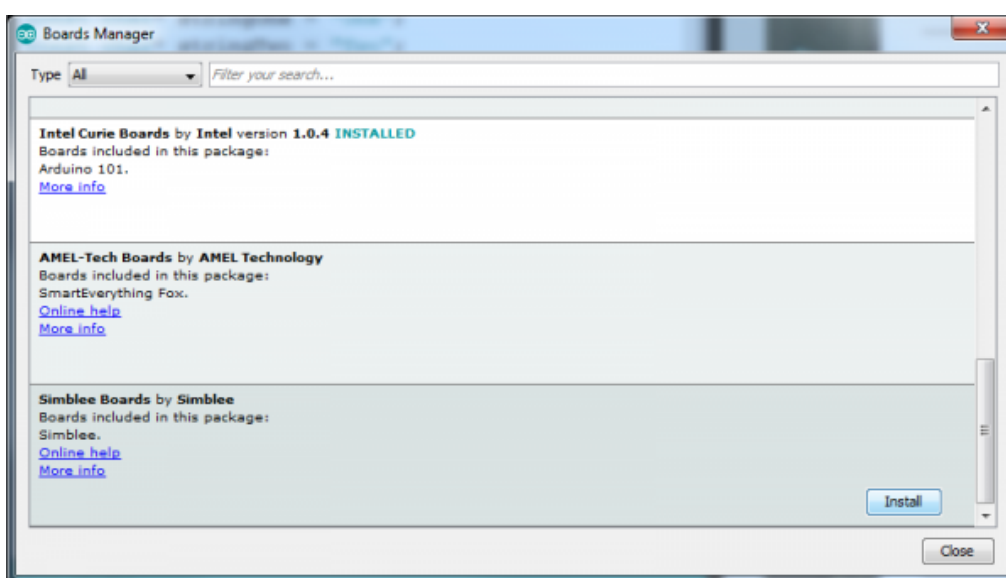
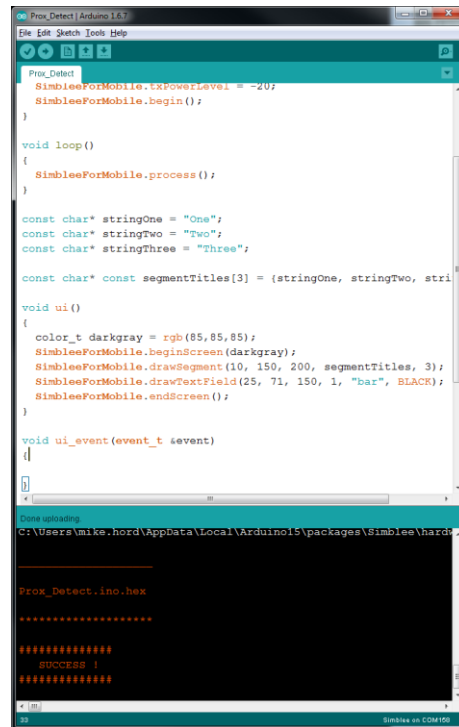


Figura 30. Administrador de placas de Arduino
Fuente: (Sparkfun, 2017)

Una vez concluidos estos pasos de pasará a comprobar que todos los paquetes se instalaron correctamente, para lo cual vamos al menú principal y abriremos un ejemplo Simblee, además en el menú herramientas, en la pestaña de placa se debe Simblee que deberá estar situado hasta el final, una vez realizados estos pasos se procederá a compilar y verificar. Cuando no se tenga ningún error al momento de compilar, se lo podrá subir sin ningún problema a la placa, y se tendrá un mensaje alertando que la operación fue exitosa, a continuación, en la Figura 31 se verá una ventana en donde se ve que la operación de subir el ejemplo a la placa fue exitosa.



```

Prox_Detect
SimbleeForMobile.txPowerLevel = -20;
SimbleeForMobile.begin();
}

void loop()
{
  SimbleeForMobile.process();
}

const char* stringOne = "One";
const char* stringTwo = "Two";
const char* stringThree = "Three";

const char* const segmentTitles[3] = {stringOne, stringTwo, stringThree};

void ui()
{
  color_t darkgray = rgb(85,85,85);
  SimbleeForMobile.beginScreen(darkgray);
  SimbleeForMobile.drawSegment(10, 150, 200, segmentTitles, 3);
  SimbleeForMobile.drawTextField(25, 71, 150, 1, "bar", ELACK);
  SimbleeForMobile.endScreen();
}

void ui_event(event_t &event)
{
}

```

Done uploading
C:\Users\mike_hord\AppData\Local\Arduino15\packages\Simblee\hardware\arduino:avr\cores\arduino\Prox_Detect.ino.hex

```

*****
*****
SUCCESS !
*****

```

Figura 31. Verificación de paquetes Simblee
Fuente: (Sparkfun, 2017)

3.7 Diseño.

En la fase de diseño se presentará el funcionamiento del sistema de una manera estructurada para posteriormente desarrollar el código de programación. Se tomará en cuenta los puntos más fundamentales en el desarrollo sistema de monitoreo de pulso cardiaco.

3.7.1 Diagrama de bloques.

El proceso de funcionamiento del sistema se presenta mediante un diagrama de bloques en el cual se muestra los elementos y la estructura con la que contará. A continuación, se muestra en la Figura 32 el diagrama mencionado.

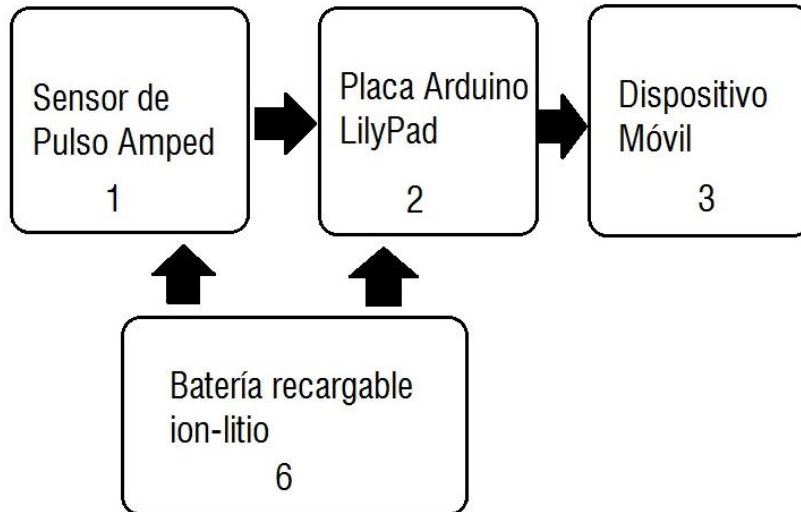


Figura 32. Diagrama de bloques del sistema
Fuente: Autoría

- Sensor de Pulso Amped. – El sensor medirá los flujos de sangre que se produzcan en la yema del dedo índice a través de cambios de luz, lo que dará como resultado una señal analógica.
- Arduino LilyPad. - Procesará la señal proveniente del sensor y junto con parámetros pre establecidos determinará la probabilidad de la existencia de anomalías cardíacas.
- Dispositivo móvil. – Recolectará datos proporcionados por el usuario y mostrará los resultados.
- Batería de ion-litio. – Alimentará con un voltaje de 3.7 v de corriente directa al sensor de pulso cardíaco y la placa Arduino LilyPad.

3.7.2 Diagrama de conexiones.

Los elementos a utilizar en la construcción del sistema deben estar correctamente acoplados, es así que debemos determinar los pines que se utilizaran, esto también nos ayudará a identificarlos en el desarrollo del código fuente y en la implementación.

- **Diagrama de Pines – Sensor de pulso Amped.**

Este sensor utiliza amplificadores operaciones y filtros para evitar el ruido para amplificar la señal proveniente de un sensor óptico, únicamente se conecta a una fuente de alimentación de 3v -5v lo coloca sobre la yema del dedo y empezará a medir datos. Se deberá recubrir la parte trasera del sensor con materiales que no permitan el paso de señales ajenas, para esto se coloca silicona caliente y un pedazo de velcro negro, que impedirá el paso de señales de ruido y permitirá sujetarlo alrededor del dedo. En la Figura 33 se muestra las secciones más importantes del sensor de pulso y sus pines de conexión. En el Anexo 3 se puede apreciar los componentes electrónicos con el que está construido el sensor de pulso cardiaco Amper.

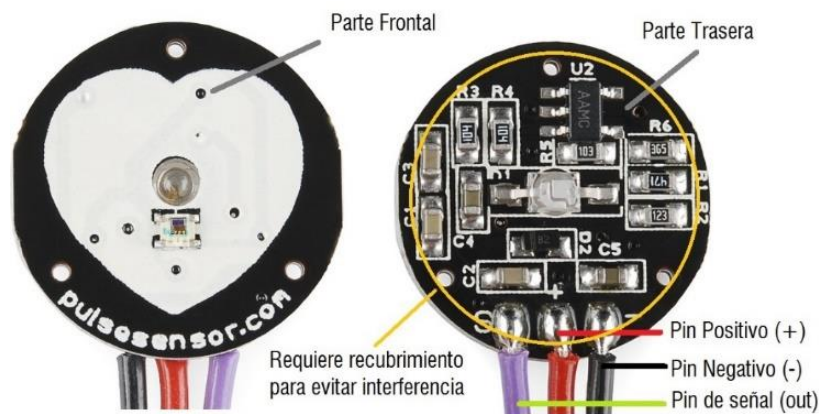


Figura 33. Sensor de pulso Amped.
Fuente: Adaptación de (Ahmed, 1998)

- **Diagrama de Pines y Puertos – Arduino LilyPad Simblee.**

Este es un componente Open Hardware, por lo cual se tiene un libre acceso a los diagramas de conexión, en donde se podemos ver la arquitectura interna y los componentes electrónicos de su hardware. Se identifica los pines del sensor de pulso, salidas digitales, puerto de comunicación de datos y conector de alimentación. A continuación, en la Figura 34 se describe los pines del dispositivo.

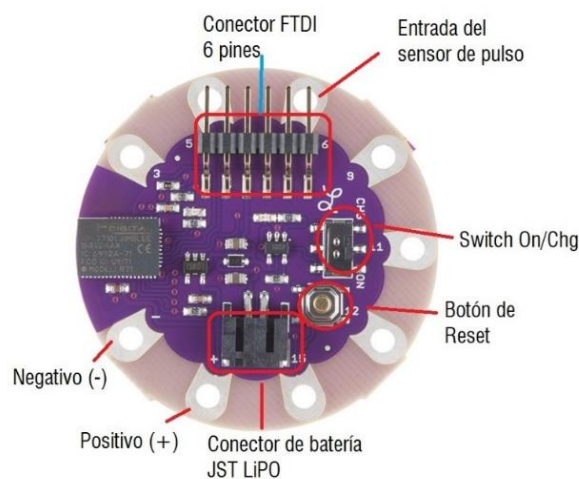


Figura 34. Arduino LilyPad Simblee.
Fuente: Adaptación de (Sparkfun, 2017)

- **Fuente de Alimentación.**

La alimentación de la placa y del sensor deber ser a través de voltaje dc, para lo cual se debe establecer la cantidad de corriente que utilizará. A continuación, en la Tabla 22 se muestra la cantidad de energía requerida por cada elemento.

Tabla 22. Energía requerida

Elemento	Voltaje V	Corriente mA	Descripción
Placa Simblee LilyPad	3.7 [v] - 5 [v]	3 [mA]	ULP con reloj corriendo
		12 [mA]	Transmisión
		10 [mA]	Recepción
Sensor de pulso	3 [v] - 5 [v]	4 [mA]	Alimentación

Fuente: Autoría

- Corriente requerida por el prototipo electrónico

$$I_T = \sum_{i=1}^n I_{S_n}$$

$$I_T = I_1 + I_2 + I_3 + I_4$$

$$I_T = 3 \text{ mA} + 12 \text{ mA} + 10 \text{ mA} + 4 \text{ mA}$$

$$I_T = 29 \text{ mA}$$

- Fuente de alimentación batería.

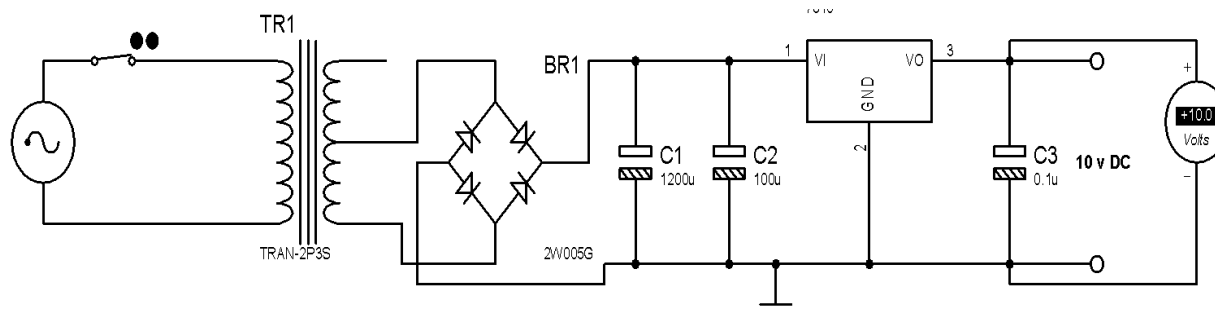


Figura 35. Fuente de alimentación 10v DC
Fuente: Autoría.

La función de esta fuente es la proporcionar el voltaje que será utilizado por una fuente secundaria, la cual permite alimentar baterías de Ion Litio, por lo cual se realiza el diseño de la fuente primaria. Se utiliza un puente de diodos para rectificar la señal que se obtiene desde el transformador, obteniendo así una señal DC, para luego a través de los capacitores C1 y C2 tener la función estabilizar de tensión.

La potencia que utilizara la batería es de 0.888 Wh, por lo cual no se requerirá de un disipador en el regulador de voltaje 7810, ya que al tener una carga que no requiere de una gran cantidad de potencia, el regulador no se recalentara. Como recomendación de diseño se puede utilizar un disipador de 2cm y sujetarlo a través de plasta disipadora, pero en nuestro caso no es obligatorio su utilización.

Para determinar el valor del condensador de filtrado se debe considerar los parámetros que se expresan en la ecuación a continuación.

$$C = \frac{I_{dc}}{2f * V_r} \quad (1)$$

Ecuación 9. Condensador de Filtrado

Donde:

C = Condensador

I_{dc} = Corriente directa = 1.5A

f = frecuencia (60Hz)

V_r = Voltaje de rizo

Se va a calcular el valor del condensador de filtrado, para lo cual se debe conocer la tensión máxima que se calcula a través de la tensión del transformador.

$$V_{max} = 12 \text{ v} \cdot \sqrt{2} = 16.97 \text{ v} \quad (2)$$

Donde:

V_{trans} = Voltaje del transformador -12V

V_{máx} = Voltaje máximo

Posteriormente se pasa a calcular la tensión directa que se obtiene una vez que la señal de entrada es rectificadas, para pasar al circuito integrado regulador de tensión.

$$V_{dc} = V_{máx} - \frac{V_r}{2} \quad (3)$$

$$12 = 16.97 - \frac{V_r}{2}$$

$$V_r = 10 \text{ v}$$

Donde:

V_{dc} = tensión de corriente directa (12 V)

$V_{m\acute{a}x}$ = tensión máxima

V_r = tensión de rizo

Una vez obtenidos estos valores los remplazamos en la ecuación 1, cálculo de condensador de filtrado.

$$C = \frac{1.5 \text{ A}}{2(60) * 10} = 0.00125 \approx 1200\mu F$$

El condensador de filtrado deberá ser de aproximadamente $1200\mu F$, cuyo valor será considerado en el diseño de la fuente de alimentación fija que alimentará el circuito de alimentación secundario, la cual es una fuente de baterías de Ion – Litio.

- **La carga de batería Ion-Litio.**

Subida de corriente y tensión. - La batería inicialmente empieza cargando a una intensidad mínima que va subiendo, El voltaje de la batería también va subiendo, esta fase es muy corta.

Subida de la tensión con intensidad constante. - Cuando se ha alcanzado la intensidad de carga seleccionada, la tensión irá aumentando hasta llegar 3.6v. Esta es la fase de carga de la batería que proporciona una larga vida (400-500 ciclos). La batería habrá cargado aproximadamente el 80% de su capacidad.

Bajada de la intensidad con tensión constante. - Una vez alcanzada la tensión máxima, la intensidad de carga empieza a bajar lentamente, sin que en ningún momento se sobrepase la tensión

máxima. Cuando la intensidad de carga baja al mínimo que normalmente es de 100mA, el proceso de carga ha finalizado.

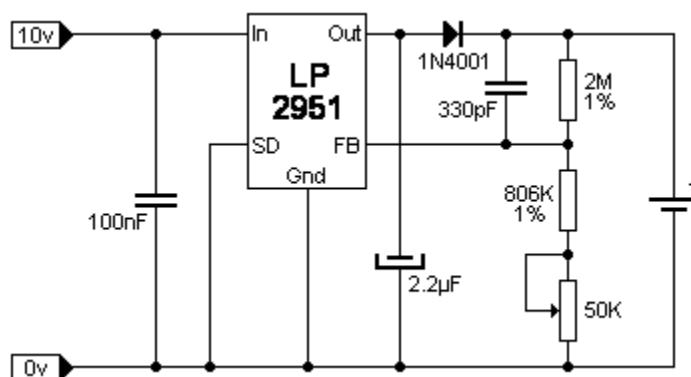


Figura 36. Circuito de carga de baterías Ion- Litio
Fuente: (Baterías de Litio, 2014)

En el Figura 36 se muestra un circuito de cargador de baterías de Li-Ion, en donde el chip se encarga de medir el estado de la batería (a través de su terminal de FeedBack) y controlar la tensión por el terminal de salida (Out). Los condensadores actúan como filtros de parásitos de RF y el potenciómetro de 50 permite ajustar el sistema según la tensión de trabajo de la celda. Este circuito puede ser alimentado por una tensión continua de entre 6 y 10v con una corriente igual a 1.5 veces la capacidad de la celda a cargar. Una vez completada la carga el circuito entra en modo de espera, controlando periódicamente el estado de la celda por si debe continuar cargando. El circuito está pensado para una batería con una única celda de Li-Ion.

- **Tiempo de duración batería.**

La elección de hardware dio como resultado que se debe utilizar una batería de Ion – litio.

Batería de Polímero de ion-litio Voltaje 3.7 [V] - 240[mah]

$$Tiempo\ de\ uso = 240 \frac{mA}{h} \div 29\ mA$$

$$Tiempo\ de\ uso = 8,27\ h$$

La limitación de espacio hace que se deba elegir una batería de un tamaño reducido, lo cual también se refleja en la capacidad de almacenamiento, pese a estas restricciones el tiempo de funcionamiento continuo alcanza las 8 horas, el prototipo utiliza Bluetooth Low Energy para reducir su consumo energético.

- **Diagrama circuito**

Se utilizará el software Fritzing para la creación del circuito electrónico, el cual está conformado por 1 placa Arduino, 1 sensor de pulso amper, 1 batería de Ion -litio, este se implementará posteriormente en un guante, en la Figura 37 se puede apreciar el diseño del circuito electrónico cerrado.

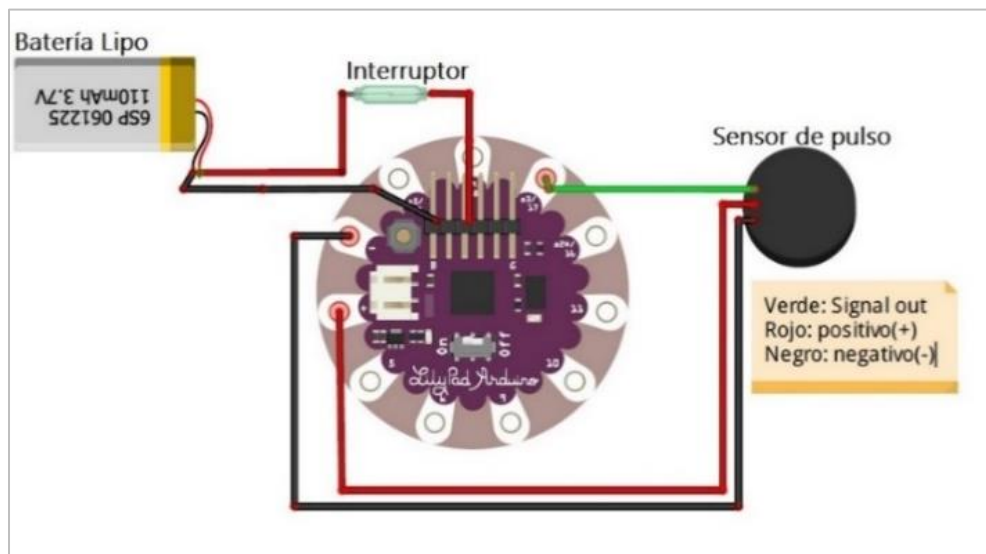


Figura 37. Diagrama de conexión.
Fuente: Autoría

El diagrama del circuito que conforma todo el sistema, en donde se lo coloca únicamente el microcontrolador y los pines a donde deberán ir conectados, esto se muestra continuación en la Figura 38.

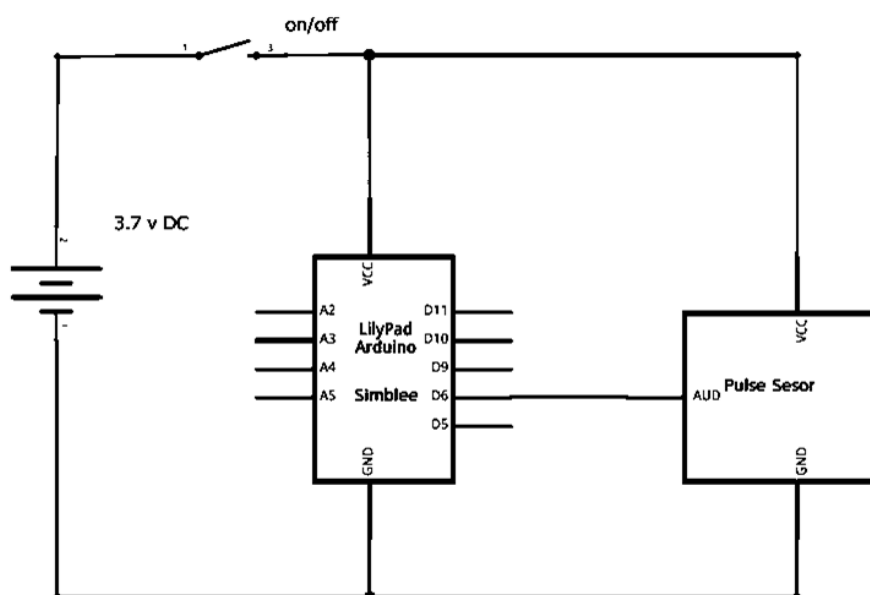


Figura 38. Diagrama circuito.

Fuente: Autoría.

Una vez establecida la conexiones entre cada uno de los componentes se procedió a establecer un diseño que puede ser implementado en el guante. Las conexiones entre los componentes serán a través de hilo conductor de acero inoxidable, lo cual permita tener una flexibilidad al movimiento y cuidando que no se produzca un cortocircuito. A continuación, en la Figura 39 se muestra una posible distribución de los componentes alrededor del guante.

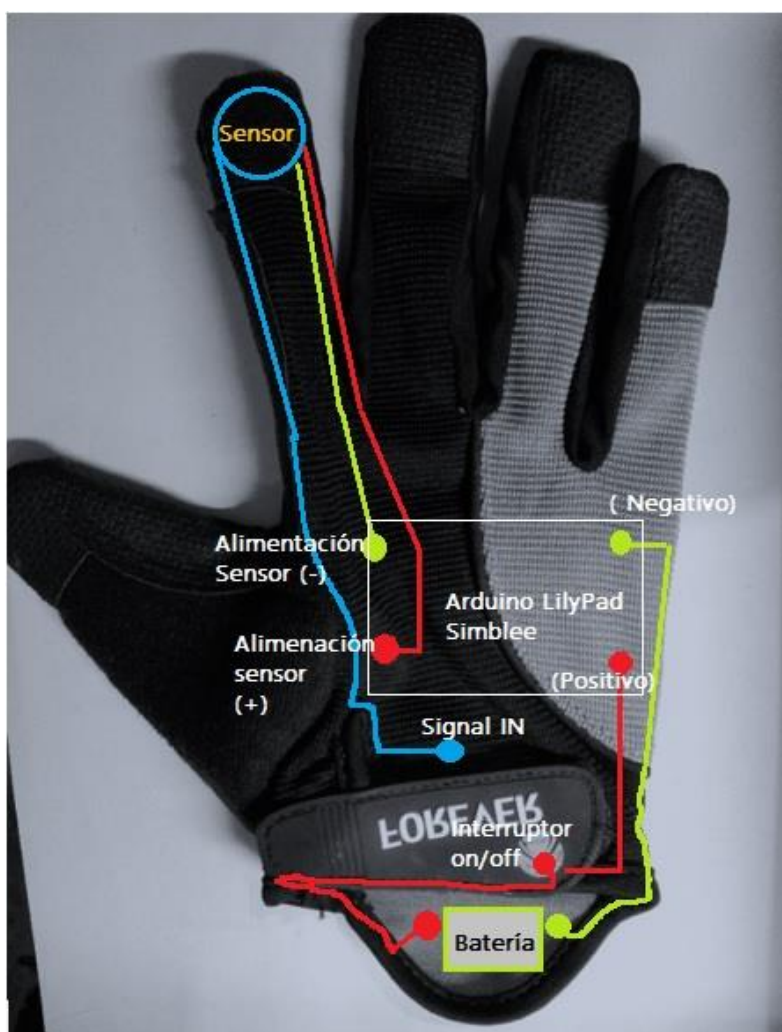


Figura 39. Diseño de circuito en guante.

Fuete: Autoría.

- **Prueba de componentes elegidos.**

Se realiza una prueba básica de funcionamiento con todos los elementos interconectados con el fin de comprobar que la elección propuesta está correctamente. Se conecta el sensor al pin 6 de la placa Arduino Simblee a través de cables de cobre e hilo conductor. Se cargó la librería básica a través del grabador FTDI, en donde se declaró que la lectura analógica se hará a través del puerto 6, una vez tomados los datos se muestrearán y digitalizarán para poder ser mostrados a través de la comunicación serial de computador. En donde se visualiza el valor de frecuencia cardíaca inicialmente. En la Figura 40 se muestra una conexión de prueba para comprobar el correcto funcionamiento de los elementos.

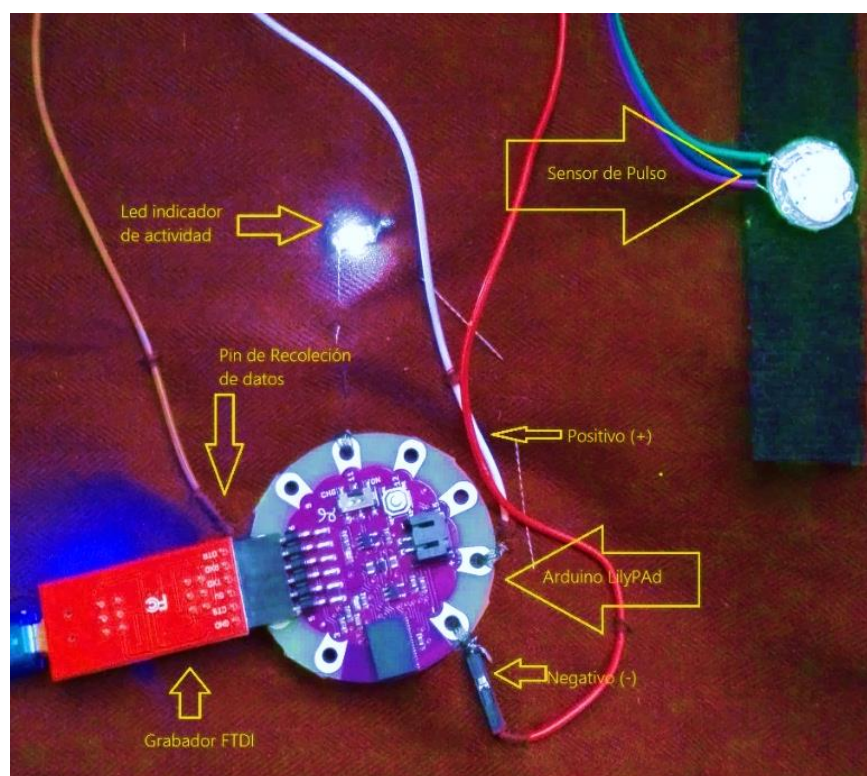


Figura 40. Conexión de prueba de los elementos.

Fuente: Autoría

3.7.3 Diagramas de flujo.

Una vez escogidos los elementos procedemos a diseñar el código fuente donde se controlará todos los parámetros lógicos del programa que cumplirán los objetivos propuestos.

- Programa general

Una vez analizados ciertas fuentes de información, como la base de datos del centro Machine Learning y sistemas inteligentes y estudios relacionados con variabilidad de la frecuencia cardíaca HRV se pudo establecer que un análisis de un intervalo de la señal ECG puede ser utilizado para la detección de arritmias cardíacas, el HRV es un valor que se obtiene a través de procesos estadísticos con varios intervalos RR de la señal ECG los cuales se miden en milisegundos.

Diseño de detección y análisis de señal.

Una vez encendido el sistema, el sensor comenzará a realizar la lectura de los cambios ópticos que se produzcan en los tejidos y enviará los datos a través del pin 6, el Arduino LilyPad Simblee establecerá una frecuencia de muestreo que garantice una medición fiable, la cual se establece en 500 Hz y latido a latido con una resolución en periodos de 2mS (Milisegundos), con base en esta resolución establecerá las pulsaciones por minuto y el intervalo de tiempo existente entre pulsos, posteriormente se realizará una sumatoria de 10 intervalos RR o intervalo entre pulsos, una vez se obtiene este resultado se realiza un promedio con lo cual se obtiene el valor del HVR. Una vez establecido este valor se lo con arritmias relacionadas con el nodo SA, la

variabilidad de la frecuencia cardiaca y el sistema de conducción cardiaco. La relación de una fibrilación auricular con el HVR, se encuentra cuando el valor del HVR está por debajo de los 750 ms, la presencia de una hipertensión sencilla se relaciona cuando este valor oscila 750 y 950 ms, y por último se relaciona un sistema conducción cardiaco irregular cuando este valor está por encima de los 950 ms, Así también cuando la presencia de frecuencia cardiaca por encima de 120 lpm (Latidos por minuto) se relaciona con una taquicardia, que es el punto de partida para tener un paro cardiaco, además cuando la frecuencia cardiaca está por debajo de las 60 lpm puede estar relacionada con una bradicardia. Una vez establece todos estos parámetros da la indicación con que arritmia relacionó la lectura realizada. En la Figura 41 se muestra en diagrama de flujo para mostrar los casos y la información recabada por el sistema de monitoreo.

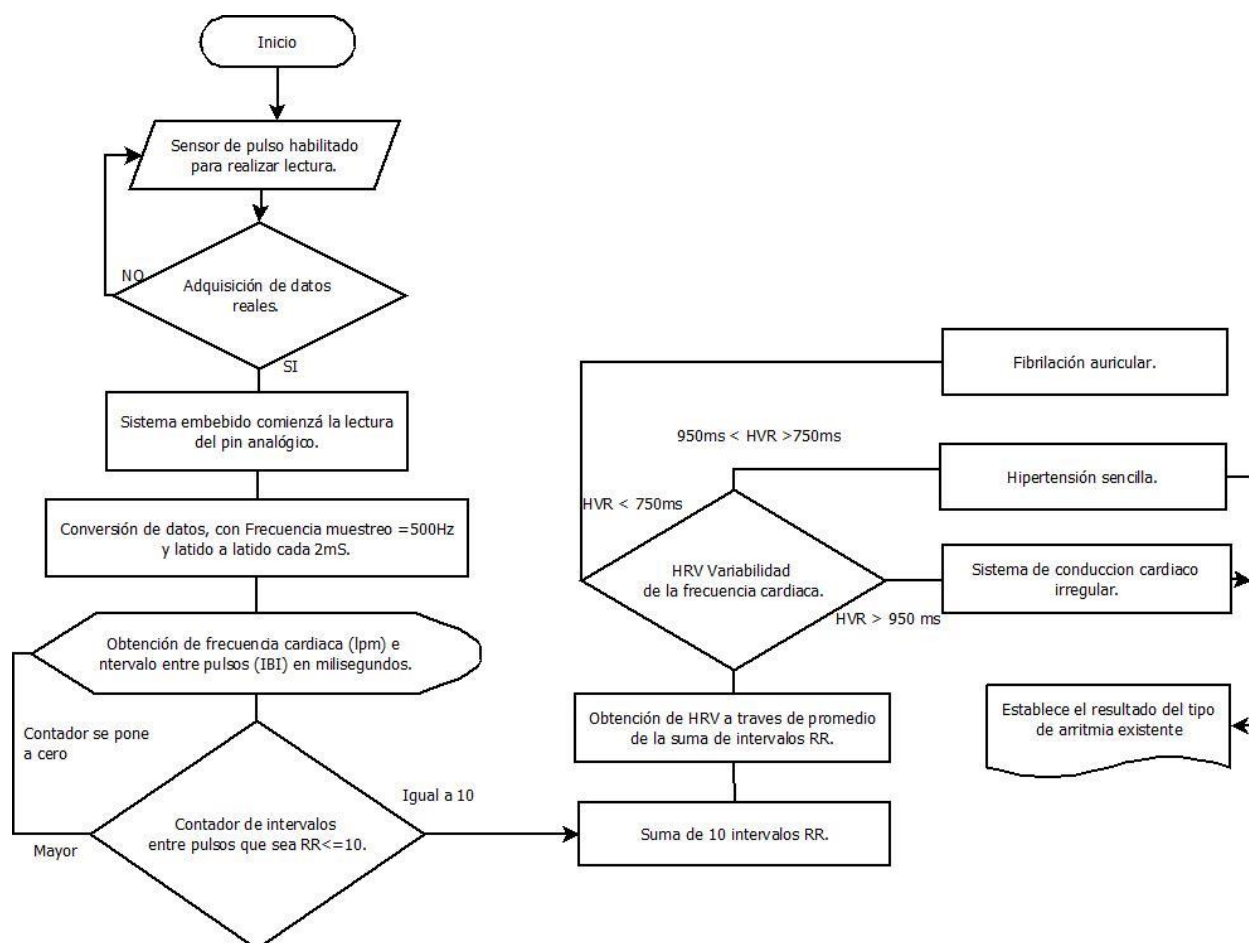


Figura 41. Diagrama de flujo de casos a detectar por el sistema.

Fuente: Autor.

• Diseño de interfaz de visualización

La interfaz de visualización está diseñada en el interior del mismo sistema embebido, debido a que la placa Arduino Simblee soporta la creación de aplicaciones SDK en conjunto con el manejo de datos obtenidos a través de sus terminales, En primer lugar se crea una red bluetooth low energy a través de la definición de la librería SimbleeForMobile, una vez se crea esto debemos instalar la aplicación con el mismo nombre que encontramos en App Store de Android, que aún se encuentra liberada únicamente para los estados unidos debido a su reciente lanzamiento. Esta

aplicación permite descubrir redes bluetooth Smart o 4.0, y le permite al usuario interactuar con el hardware al cual este asociado esta red. Una vez se establezca la conexión el dispositivo móvil comenzará a recibir la información enviada. Esto empezará a interactuar con el usuario al proporcionarle de inmediato todos los parámetros de lectura del sensor. Este modelo de trabajo es nuevo, ya que se cuenta directamente en la placa con una antena RF que conecta con los dispositivos móviles, una vez se requiera cambiar de usuario, solo se debe regresar a la interfaz en donde selecciona el usuario el hardware que desee usar.

Se da a conocer cómo se procederá a establecer la comunicación entre un sistema electrónico de circuito cerrado y un dispositivo móvil a través de una conexión inalámbrica bluetooth Smart. En la Figura 42 se muestra el proceso a desarrollarse.

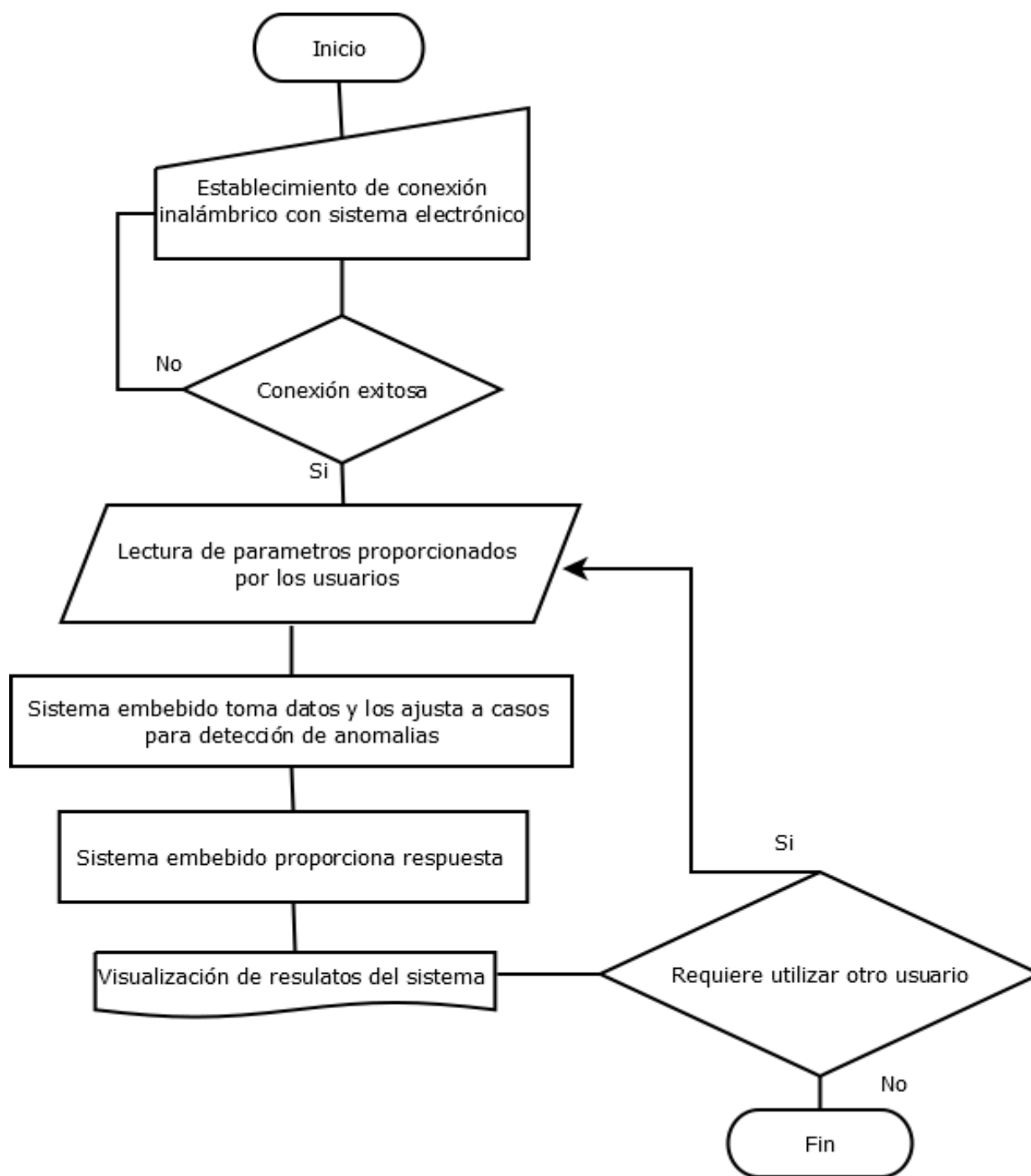


Figura 42. Diagrama de flujo de interfaz de visualización
Fuente: Autor.

Capítulo IV. Implementación y Pruebas de Funcionamiento.

En el presente capítulo se documentará el desarrollo del software y la construcción del prototipo electrónico dando cumplimiento a la propuesta de diseño. Una vez terminada la construcción se establecerán las pruebas de funcionamiento que contempla, un test de software para la determinación de la frecuencia cardiaca y su relación con anomalías del corazón, posteriormente se realizará la evaluación de hardware referente a la estructura y colocación tanto del sensor como de la placa que conforman el sistema de monitoreo. El sistema será probado en el departamento de bienestar universitario, en el área consulta general.

4.1 Desarrollo del Software.

El desarrollo del software implicará la programación de la placa Arduino LilyPad Simblee a través del lenguaje de programación Arduino el cual está basado en C++ y que dará como resultado un archivo con la extensión (Ejemplo.ino) que debe ser cargado a través del puerto fdti hacia la placa que se encargará de ejecutar las instrucciones de una manera ordenada y sistemática. Inicialmente se declarará la librería que permitirá la utilización de la antena RF integrada a la placa. La librería SimbleeForMobile permite crear una red bluetooth y una aplicación SDK para la visualización en dispositivos Android. La utilización de esta librería junto con la placa Arduino LilyPad Simblee permite la utilización de las siguientes funcionalidades:

- Crear una red inalámbrica bluetooth low energy
- Utilización de programación basada en processing
- Creación de aplicación móvil.

Una vez definida la librería SimbleeForMobile en la parte superior del apéndice principal del código de programación que se puede visualizar en el Anexo 1, seguimos con las configuraciones de los parámetros de la comunicación inalámbrica y son: nombre de SSID, potencia de la red, anuncio de la red y la inicialización de la librería. En la Figura 43 se muestra las configuraciones básicas para la utilización de la red bluetooth.

```

//===== Inicialización de Librerías =====
void setup()
{
  SimbleeForMobile.advertisementData = "utn"; // Establecimiento del anuncio que tendrá en la conexión inalámbrica
  SimbleeForMobile.domain = "utn.edu.ec"; // Dominio de la red inalámbrica Bluetooth
  SimbleeForMobile.baseline = "Ecuador 2017"; // Nombre dado a la plataforma base.
  SimbleeForMobile.deviceName = "S.M. Pulso"; // SSID de la red bluetooth.
  SimbleeForMobile.txPowerLevel = -4 ; //Potencia de transmisión.
  Serial.begin(9600); //Iniciación de Cx Serial.
  SimbleeForMobile.begin(); //Iniciación de librería Simblee.
}

```

Figura 43. Configuraciones básicas de bluetooth
Fuente: Autoría

Continuando con el desarrollo del código fuente se establece la lectura del pulso cardiaco como la primera etapa del diagrama de bloques antes establecido, para este proceso se hará uso de ciertas variables definidas con valores constantes y volátiles. La lectura será realizada por el sensor de pulso amped, posteriormente la placa Arduino Simblee será el lugar en donde se realicen la conversión de esta señal a digital para obtener como resultado el valor de la frecuencia cardiaca.

En primer lugar, se establecen las variables constantes que se utilizan para definir los rangos en los cuales un pulso tenga valores racionales, tiempo de medición de un nuevo pulso, pin por el cual ingresa la señal proveniente del sensor y por último el rango de tiempo en que se establece el número de pulsaciones. Posteriormente se establecen las variables volátiles cuyo valor irán cambiando según el proceso de muestreo de la señal, este proceso implicará que se defina los tiempos de medición máximos y mínimos, también los contadores que se utilizan para medir el

número de pulsos, las lecturas medias y anteriores de cada periodo son utilizadas para obtener como resultado la velocidad de pulso y el intervalo de tiempo entre cada de pulso. En la Figura 44 se muestra los nombres de cada una de las variables descritas.

```

//=====Establecimiento de parámetros definidos=====//
#define Pin_Sensor 6          // Pin analógico 0
#define TIEMPO_MINIMO_MEDIDA 20 // Milisegundos entre medidas (determina la resolución horizontal)
#define COEFICIENTE_PULSO 1.25 // Coeficiente que determina la zona de valores en la que medir el pulso
#define PULSO_MENOR 30       // Ignorar valores menores (Es infrecuente un pulso más lento aún en reposo)
#define PULSO_MAYOR 180      // Ignorar valores mayores (Es infrecuente un pulso mayor en reposo)
#define MINUTO 60000.0       // Milisegundos en un minuto

//=====Variables de lectura de pulso cardiaco =====//
float velocidad_pulso;
float lectura_media_sensor = 511.5;
unsigned long valores_contados = 0;
int lectura_anterior_sensor = 0;
int lectura_sensor;
boolean medir_pulso = false;
unsigned long cronometro_pulso = 0;
unsigned long cronometro_sensor = 0;
float IBI;

```

Figura 44. Variables definidas para lectura de pulso
Fuente: Autoría

Una vez mostradas las variables utilizadas pasamos al proceso de lectura del pulso cardiaco en el cual se establece en milisegundo los tiempos en los cuales se ira determinando la amplitud de la onda y cada uno de los periodos, después se establece los rangos entre los cuales la señal proveniente sea válida para su utilización, ya con este resultado se vuelve a validar el resultado dentro de nuevos rangos para finalmente imprimir y almacenar en variables estos resultados.


```

/* =====Lectura del sensor de pulso =====*/
if (millis() > cronometro_sensor)
{
  cronometro_sensor = millis() + TIEMPO_MINIMO_MEDIDA; //Tiempo inicial de lectura.
  lectura_sensor = analogRead(Fin_Sensor); //Toma valor del sensor.
  valores_contados++; //Contero de valores.
  lectura_media_sensor = lectura_media_sensor * (float(valores_contados - 1) / valores_contados); // Conversión de valores
  lectura_media_sensor += lectura_sensor * (1.0 / valores_contados); // Valor medio la conversión.
  if (lectura_sensor > lectura_media_sensor * COEFICIENTE_PULSO) //Verificación que sea un dato valido
  {
    if (lectura_anterior_sensor < lectura_sensor) // Validación que no sea un valor irracional.
    {
      medir_pulso = true; //Designa que el valor tomado es real.
    }
    else
    {
      if (medir_pulso) // Toma la validación anterir y comprueba que sea verdadera.
      {
        IBI = millis() - cronometro_pulso; //Tiempo entre pulsos
        velocidad_pulso = MINUTO / float(IBI); //Frecuencia cardiaca (F.C.)
        medir_pulso = false; //Cambia su valor para tomar un nuevo valor
        if (velocidad_pulso > PULSO_MENOR || velocidad_pulso < PULSO_MAYOR) // Verifica que la frecuencia este en un umbral.
        {
          //Serial.println(velocidad_pulso);
        }
      }
    }
  }
}

```

Figura 45. Calculo del pulso cardiaco

Fuente: Autoría

Una vez obtenidos los valores del pulso cardiaco y el tiempo que existe entre ellos, vamos a proceder a calcular el HRV o Variación de la Frecuencia Cardiaca, que puede ser calculada en el dominio del tiempo o la frecuencia. Cuyo valor resultado nos permitirá hacer una relación entre con las distintas arritmias que una persona puede presentar dependiendo del rango que se encuentre su HRV. Este cálculo está centrado en el análisis de la sección RR de una señal ECG (Electrocardiográfica) o intervalo que existe entre cada pulsación.

$$HRV = \frac{\sum_{i=1}^n RR_i}{n}$$

Ecuación 2. Calculo de HRV

Donde:

HVR es la variación de frecuencia cardiaca

RR es el intervalo entre pulsaciones por minuto

El HRV o variaciones de frecuencia cardiaca serán utilizadas en el desarrollo del proyecto para la determinación de posibles arritmias cardiacas. Establecido el valor entre pulsos por minuto o IBI, ya se puede comenzar a realizar el cálculo del HRV el cual se basa en realizar un promedio de un número finito de intervalos RR, para que el resultado de esta operación nos permita establecer la clase de arritmia que puede presentar una persona. Así también los latidos por minuto se podrán relacionar con tipos arritmias que involucran que el corazón llegué a estar muy acelerado.

- HVR Bajo

En el caso que este valor este por debajo de 750ms tiene una mayor probabilidad poder presentar una fibrilación auricular, es una arritmia que relaciona un problema con la velocidad o el ritmo de los latidos del corazón. Este tipo de arritmia es comúnmente causada por un problema en el sistema eléctrico del corazón, el cual se genera el nodo SA del corazón. La lectura del ritmo cardiaco será muy irregular.

- HRV Medio

Un HVR medio se puede definir cuándo se encuentre entre 750 y 950 ms y pueda estar presentando una posible hipertensión en donde el corazón se encuentra realizando un sobre esfuerzo para bombear la sangre que el cuerpo necesita, también sus pulsaciones se encontrarán en un rango muy elevado que pueden llegar a ser relacionadas con una arritmia conocida como taquicardia. También esto estará estrechamente relacionado con el estrés o fatiga que presente el paciente.

- HVR normal

Este se da cuando se encuentra un valor mayor a los 950 ms tiene una menor probabilidad de presentar arritmias en el corazón y se puede establecer que el estado del corazón es estable y no tiene la presencia de una anomalía en el sistema del nodo SA. Esto también implica que el sistema parasimpático está enviando órdenes para que el corazón regule sus latidos y envíe la suficiente sangre a todo el cuerpo, al mismo tiempo que los músculos tendrán una mayor cantidad de células que estén trabajando para reparar los tejidos dañados.

Este análisis se centra netamente en el intervalo RR de una señal ECG en el dominio del tiempo y la relación que existe entre cada uno de los rangos obtenidos, las arritmias que se pueden detectar a través de este parámetro se fundamentan en el marco teórico y en artículos científicos que utilizan este parámetro para relacionarlo con enfermedades.

Posteriormente se continúa con el desarrollo del código fuente basado processing y que con la combinación de la librería SimbleeForMobile permite graficar directamente desde el código fuente de Arduino una interfaz que se podrá ver directamente en la aplicación móvil, que es resumen es una aplicación SDK para Android almacenada localmente que se ajusta automáticamente a la resolución de la pantalla en donde visualice. Se declara de una manera escrita todos los elementos y ubicación en pantalla donde se va a mostrar los elementos. A continuación, en la Figura 46 se muestra todos los eventos de la aplicación SDK.

```

/*===== Interfaz de graficacion a traves de conexion bluetooth*/
void ui() {
  color_t fondo = rgb(243, 231, 231);      //Color de fondo
  x = SimbleeForMobile.screenWidth;      // Ancho de pantalla
  y = SimbleeForMobile.screenHeight;     // Alto de pantalla
  SimbleeForMobile.beginScreen(fondo);    // Inicializacion de rutina de graficacion
  /*
   * Rutinas que graficaran en puntos definidos textos
   */
  SimbleeForMobile.drawText(18, 20, "Universidad Técnica del Norte", BLACK, 25);
  SimbleeForMobile.drawText(10, 55, "Facultad Ingenieria en Ciencia Aplicadas", BLACK, 20);
  SimbleeForMobile.drawText(10, 75, "Guante detector de anomalias cardiacas", BLACK, 20);
  SimbleeForMobile.drawText(20, 90, "Pulso:", BLACK, 20);
  SimbleeForMobile.drawText(20, 150, "HRV:", BLACK, 20);

  /*
   * Obtencion del genero de la persona a medir
   */
  SimbleeForMobile.drawText(x / 2 - 120, y / 2 + 150, "Género", BLACK, 20);
  btn1 = SimbleeForMobile.drawButton(x / 2 - 150, y / 2 + 180, 100, "HOMBRE", GREEN);
  btn2 = SimbleeForMobile.drawButton(x / 2 - 150, y / 2 + 220, 100, "MUJER", GREEN);
  /*
   * Muestra los Valores obtenidos del analisis de la señal
   */
  Wpulso = SimbleeForMobile.drawText(20, 130, "---", BLACK, 25);
  txt3 = SimbleeForMobile.drawText(20, 180, "---", BLACK, 25);
  texto = SimbleeForMobile.drawText(x / 2 - 30, y / 2 - 25, "---", WHITE, 45);
}

```

Figura 46. Eventos a mostrar en aplicación móvil
Fuente: Autoría

4.2 Aplicación Android de Visualización.

La aplicación de visualización consta de dos partes, en primer lugar, se cuenta con la aplicación Simblee for Mobile que es propietaria la creadora del microprocesador del mismo nombre y la cual está disponible para Android y IOS, esta permite descubrir los dispositivos de hardware Simblee con Bluetooth baja energía. Una vez descubierto, el usuario tiene la capacidad de seleccionar el dispositivo Simblee deseado e interactuar con el hardware. El teléfono móvil proporciona la interfaz de usuario para interactuar con el hardware, que este caso será Arduino LilyPad Simblee.

A continuación, en la Figura 47 se muestra el uso de la aplicación y el descubrimiento del hardware Simblee con el que contamos, los parámetros que se pueden visualizar son los resultados de las rutinas establecidas anteriormente en el código de programación fuente. Este nombre se configuró junto a otros parámetros que se pueden ver en la Figura 43.

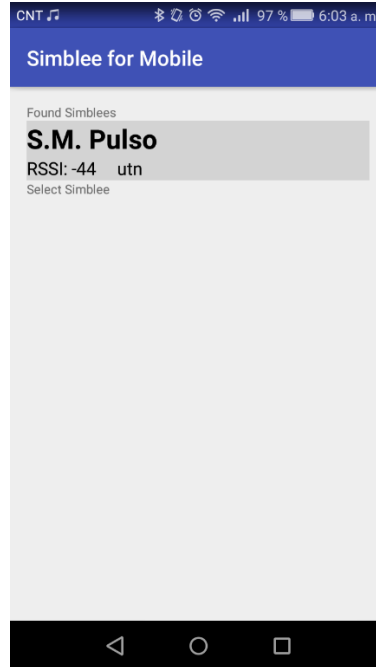


Figura 47. Interfaz gráfica Simblee for Mobile
Fuente: Autoría

Una vez seleccionada la red del hardware de nuestra placa Simblee, ingresaremos a la interfaz que se encuentra almacenada internamente en el hardware, y en donde se visualizará los eventos, objetos, así como la actualización de las variables más relevantes, la relación de aspecto de ajusta automáticamente dependiendo de la resolución del dispositivo donde se encuentre instalado la aplicación Simblee for Mobile, a continuación, en la Figura 48 se muestra el resultado.



Figura 48. Interfaz de visualización de datos.
Fuente: Autoría.

Tabla 23. Parámetros mostrados por el sistema de monitoreo.

Numero de sección	Descripción
# 1	Valor de la frecuencia cardíaca expresada en latidos por minuto, los rangos normales de esta medición según la edad.
# 2	Se expresa el intervalo de tiempo existente entre cada uno de los latidos y los rangos normales e irregulares que se puede tener.
# 3	Valor de la variabilidad de frecuencia cardíaca basada en los parámetros de la sección 1 y 2
# 4	Genera un numero dependiendo del tipo de arritmia que se establezca.
# 5	Información acerca de la arritmia que puede estar sufriendo el paciente.
# 6	Información acerca de las arritmias relacionas con el valor de la frecuencia cardíaca.

Fuente: Autoría.

La interacción del hardware y la aplicación está establecida por defecto cada 20 ms, pero en el caso de ser necesario se puede establecer distintos periodos de actualización.

4.3 Desarrollo del Hardware (Integración).

En la presente sección se documentará el proceso de construcción del prototipo electrónico, el cual consistió en diseñar elementos externos que se utilizaron para acoplar la placa al guante, en la Figura 49 se muestra el estado inicial del guante seleccionado, en donde se puede apreciar la como se encuentra constituido.



Figura 49. Estado inicial del guante.

Fuente: Autoría.

4.3.1 Instalación de la placa electrónica.

Teniendo como objetivo la posibilidad de poder remover los componentes electrónicos en caso de ser necesario una actualización o mantenimiento, se diseñó un estuche en donde se acoplará

el sistema embebido con hilo conductor, el mismo que se incrustará de forma directa al guante a través de elementos de uso textil. Se pretende lograr tener un circuito removible. Esto se lo realizó a través de la confección de un estuche a base de tela casimir de color negro, con las siguientes dimensiones 6cm x 4cm, hilo, automáticos y velcros. A continuación, en la Figura 50 se muestra la confección que se realizó con la ayuda de una máquina.



Figura 50. Confección de compartimiento de componentes
Fuente: Autoría

Una vez finalizada la confección y acoplados los componentes al estuche mencionado se tiene como resultado lo que se puede visualizar en la Figura 51, en donde ya se utilizó el hilo conductor para sujetar la placa o sistema embebido.

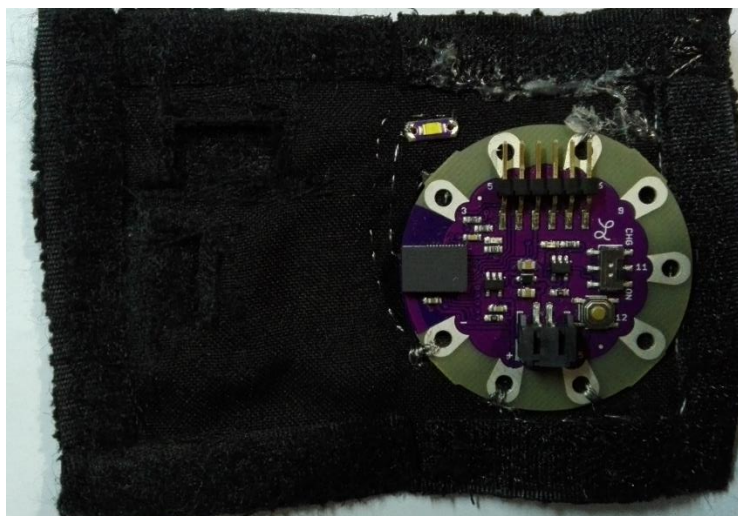


Figura 51. Estuche completo de la placa electrónica
Fuente: Autoría.

4.3.2 Modificación del guante.

Se debía adecuar el guante acorde al compartimiento de componentes, para lo cual se acopló una cinta de velcro en la parte superior de la mano para sujetar firmemente el estuche diseñado, en donde se encontrará instalada la placa electrónica. A continuación, en la Figura 52 se muestra las modificaciones realizadas.



Figura 52. Modificaciones realizadas en el guante.
Fuente: Autoría

4.3.3 Instalación del sensor de pulso.

Los requerimientos planteados dieron como resultado que el sensor de pulso debe ser instalado en la yema del dedo índice, para esto se eligió la mano derecha, ya que no existe ninguna diferencia al momento de lectura de datos, y la elección se dio basado en la habilidad que tiene la gran mayoría de la población en manejar su mano derecha, pero queda abierta la posibilidad de poder seleccionar la mano izquierda para la instalación del sensor. La instalación se llevó a cabo con la utilización de silicona caliente. En primer lugar, se recubrió de una manera cuidadosa la parte trasera la cual iría pegada a al guante, también la parte frontal se recubrió con velcro transparente para evitar que agentes externos interfirieran en la lectura, ya que esta se da a través de luz led.

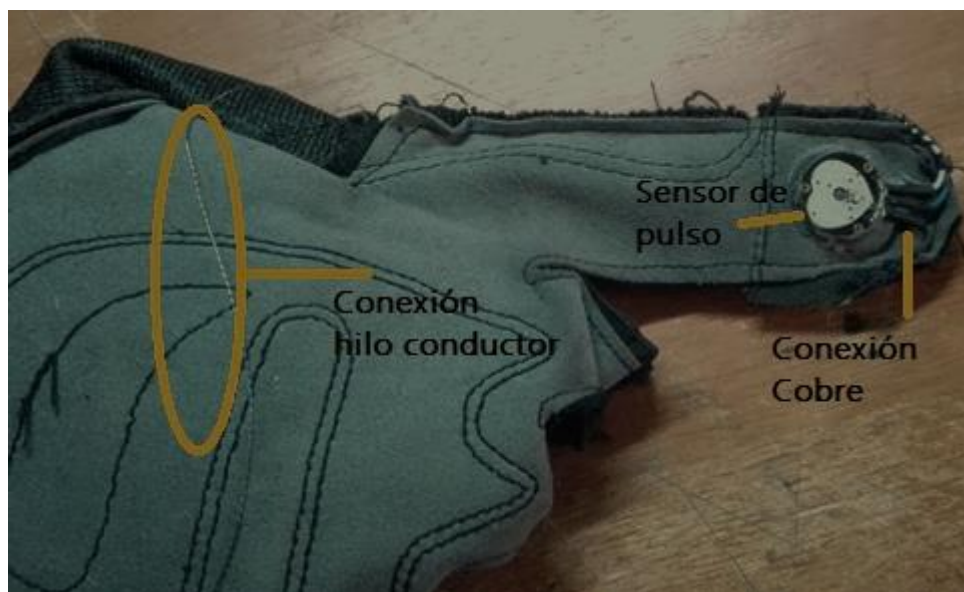


Figura 53. Instalación de sensor de pulso.
Fuente: Autoría

4.3.4 Conexiones de componentes.

La utilización de hilo conductor es de vital importancia para tener un impacto visual muy agradable al usuario, así como elementos utilizados en la confección de textiles. En donde se utilizó agujas, broches automáticos que cuentan con propiedades de alta conductividad. La conexión la podemos apreciar en la Figura 37 el diagrama de conexiones. En el guante podemos destacar que en la sección 8 hace la función de interruptor de encendido y apagado del sistema, además en el interior las secciones 6 y 7 son los pines en donde van deberá ir conectada la batería de alimentación.



Figura 54. Conexión de los componentes
Fuente: Autoría.

Entre el guante y el estuche se tuvo que utilizarse broches de metálicos denominados automáticos, ya que se requería que deba existir continuidad eléctrica entre el sensor instalado en el interior del guante y la placa. A continuación, en la Tabla 24 se expone cada una las secciones.

Tabla 24. Secciones de conexiones guante.

Sección	Especificación	Material utilizado
1	Conexión negativa providente de la fuente de alimentación externa	Broche metálico Hilo conductor
2	Conexión positiva providente de la fuente de alimentación externa	Broche metálico Hilo conductor
3	Conexión positiva para alimentar el sensor	Broche metálico Hilo conductor
4	Conexión de salida de datos proveniente del sensor	Broche metálico Hilo conductor
5	Conexión negativa para alimentar el sensor	Broche metálico Hilo conductor
6	Conexión positiva de la fuente externa	Broche metálico Hilo conductor
7	Conexión positiva de la fuente externa	Broche metálico Hilo conductor

Fuente: Autoría.

El sistema embebido está acoplado a través de hilo conductor al estuche acoplado, a continuación, en Figura 55 se puede apreciar el estuche.



Figura 55. Estuche del sistema embebido y conexiones.
Fuente: Autoría.

Se puede apreciar cómo están compuestas las secciones en los lugares donde se instaló los broches metálicos que se conectan al guante. A continuación, en la Tabla 25 se puede apreciar las conexiones del sistema embebido según la sección a la cual se conecta.

Tabla 25. Secciones de conexiones sistema embebido

Sección	Especificación	Material utilizado
1	Conexión negativa proveniente de la fuente de alimentación externa	Broche metálico Hilo conductor Cable cobre
2	Conexión positiva proveniente de la fuente de alimentación externa	Broche metálico Hilo conductor Cable cobre
3	Conexión de salida de datos proveniente del sensor	Broche metálico Hilo conductor
4	Conexión positiva para alimentar el sensor	Broche metálico Hilo conductor
5	Conexión negativa para alimentar el sensor	Broche metálico Hilo conductor

Fuente: Autoría.

Para la alimentación del sistema de monitoreo se instaló una batería de litio en la parte interior de la muñeca de la mano, para lo cual se creó un contenedor que permita que la batería se conecte al guante de una manera sencilla, el estuche en donde se sujeta se instala broches metálicos que se conectan a través de hilo conductor a los polos positivos y negativos de la batería. A continuación, en la Figura 56 se puede apreciar la batería acoplada a su estuche removible.



Figura 56. Fuente de alimentación litio
Fuente: Autoría.

4.3.5 Prototipo acoplado completamente.

Una vez concluidas todas las modificaciones en el guante, como las conexiones de los componentes electrónicos se obtiene como resultado el primer prototipo, en donde podemos apreciar la placa LilyPad Simblee en la parte superior del guante y mientras que su batería está ubicada en la parte interior la muñeca de la mano, cabe agregar que el sensor no se puede visualizar ya que se encuentra en el interior del guante con sus conexiones que se dan a través de hilo conductor. A continuación, en la Figura 57 se muestra los componentes ya acoplados al guante.



Figura 57. Prototipo electrónico.

Fuente: Autoría.

4.4 Pruebas de Funcionamiento.

Las pruebas de funcionamiento se establecerán en dos etapas, la primera se basará en establecer la fiabilidad de medida con que cuenta el guante en comparación con otros métodos de lectura del pulso cardíaco y la segunda etapa se procederá a realizar las pruebas de correcto funcionamiento con el fin de comprobar si cumple con los requerimientos establecidos, los cuales se establecieron a través del código fuente de programación.

4.4.1 Prueba de software.

La prueba de software corresponde a la lectura del ritmo cardíaco a través de la mano, donde se verifica el funcionamiento en conjunto de los distintos dispositivos como son: sensor

amped, placa Simblee y aplicación Simblee for mobile. El guante que lleva instalado el hardware debe colocarse de una manera normal y dejar que actúe según el código de programación.

4.4.2.1 Prueba lectura de pulso y tiempo entre intervalos.

La prueba consistió básicamente en solicitar a un voluntario colocarse el guante y a través de la consola serial de nuestro computador monitorizar únicamente la frecuencia cardiaca y el IBI. Esto se realizó con una población de 10 personas, en las instalaciones de la universidad, edificio de bienestar universitario con estudiantes y docentes. En la Tabla 26 se muestran los resultados obtenidos.

- **Resultados.**

Tabla 26. Resultados pruebas de funcionamiento.

Tipo	Frecuencia Cardiaca		
Rango	Normal (70-90 lmp)	Bajo (< 60 lmp)	Alto (> 90 lmp)
# Personas	7	0	3
Tipo	IBI (Intervalo entre pulso)		
Rango	Bajo (< 750 ms)	Normal (950 - 750 ms)	Óptimo (> 950 ms)
# Personas	5	3	2

Fuente: Autoría. (Lmp = latidos por minuto ms = milisegundos)

- Frecuencia cardiaca.

Un 70% de los voluntarios que utilizaron el sistema de monitoreo tuvieron un promedio normal de su frecuencia cardiaca, mientras que un 30% era elevado, lo que nos da como indicador de posibles arritmias. A continuación, en la Figura 58 se muestra de manera resumida los resultados.

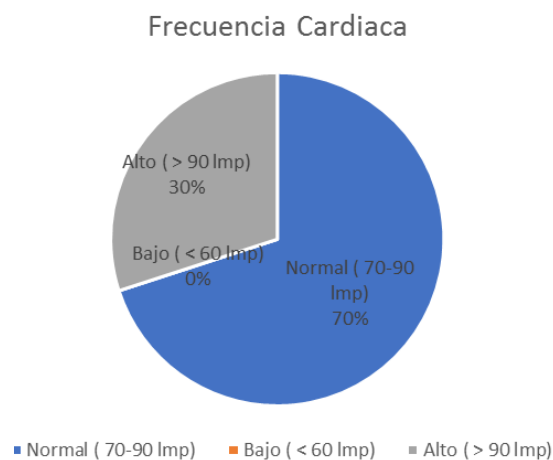


Figura 58. Promedio de medición de frecuencia cardiaca

Fuente: Autoría.

- Intervalo entre pulsos.

En un 50% de los voluntarios se obtuvo que el IBI es óptimo, en un 30% es normal y mientras que en un 20% es bajo, el cual es un indicador para establecer la aparición de una arritmia en el nodo SA. A continuación, en la Figura 59 se puede apreciar el porcentaje de cada uno de los resultados.

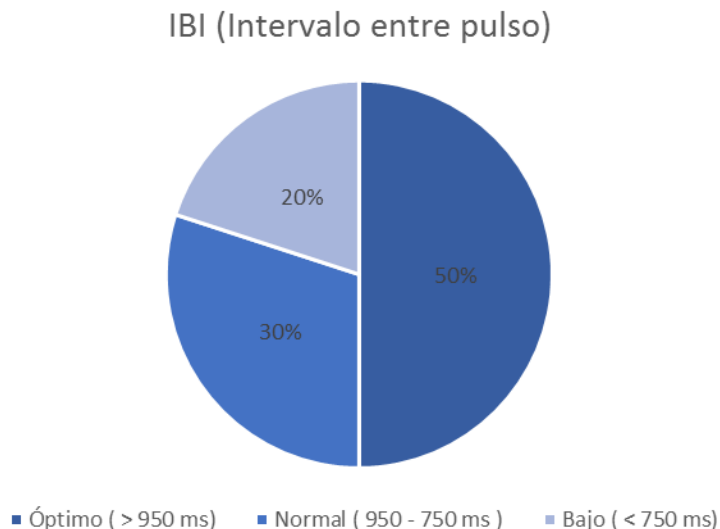


Figura 59. Resultados de la medición de IBI.
Fuente: Autoría.

- Prueba unificada.

El Señor Alexis Chicanoy estudiante de la carrera de Gastronomía de la UTN fue uno de los voluntarios, quien accedió a utilizar el sistema de monitoreo, y en donde se obtuvo que su frecuencia cardíaca era alta. Esto se puede visualizar en la Figura 60 en donde se muestra los resultados del análisis de su IBI, esto nos dio como resultado la presencia de una posible arritmia relacionada con fibrilación ventricular. Lo que se relaciona con irregularidades en el nodo SA, encargada de dar los pulsos eléctricos al corazón. Se puede apreciar que los datos obtenidos se visualizarán a través de comunicación serial esto en un primer plano de prueba.

Donde:

= Representa una serie de los intervalos existentes entre pulsos.

= Representa la frecuencia cardiaca obtenida en la lectura.

= Representa el valor del HVR el cual está expresado en ms.

= Representa la relación con una posible arritmia.

= Representa el nivel de HVR.

COM4	
572.00,736.00,358.00,715.00,694.00,694.00	PULSO:86.46 Prom: 628
Posible fibrilacion ventricularHRV bajo	
672.00,757.00,736.00,757.00,715.00,715.00	PULSO:83.92 Prom: 725
Posible fibrilacion ventricularHRV bajo	
714.00,694.00,694.00,693.00,652.00,652.00	PULSO:92.02 Prom: 683
Posible fibrilacion ventricularHRV bajo	
651.00,652.00,673.00,631.00,652.00,652.00	PULSO:92.02 Prom: 651
Posible fibrilacion ventricularHRV bajo	
630.00,652.00,757.00,715.00,694.00,694.00	PULSO:86.46 Prom: 690
Posible fibrilacion ventricularHRV bajo	
714.00,736.00,757.00,736.00,757.00,757.00	PULSO:79.26 Prom: 742
Posible fibrilacion ventricularHRV bajo	
672.00,673.00,652.00,694.00,652.00,652.00	PULSO:92.02 Prom: 665
Posible fibrilacion ventricularHRV bajo	
735.00,1660.00,799.00,778.00,715.00,715.00	PULSO:83.92 Prom: 900
Posible hipertencion sencillaHRV Normal	
672.00,652.00,673.00,631.00,652.00,652.00	PULSO:92.02 Prom: 655
Posible fibrilacion ventricularHRV bajo	
651.00,715.00,736.00,799.00,736.00,736.00	PULSO:81.52 Prom: 728

Figura 60. Datos visualizados a través de comunicación serial del computador.

Fuente: Autoría

4.4.2.2 Pruebas de establecimiento de arritmia.

Siguiendo la metodología se lleva a cabo la comprobación del software, el cual su creado basado en el los requerimientos y planteamiento del autor. La lectura del pulso cardiaco y en

conjunto con el intervalo de tiempo entre pulso serán utilizados para determinar el HVR, que es relacionado con una posible fibrilación auricular, hipertensión sencilla y en un estado de bajo del sistema de conducción cardiaco. La prueba del dispositivo se aplicó a 25 personas de las cuales 4 registraban arritmias cardiacas en su ficha personal, la que se encuentra en el sistema integrado de la universidad y que está a cargo del departamento de bienestar universitario. Así también se muestra en la Figura 61 que con el apoyo de la Licenciada Lila Cazar del departamento de bienestar universitario se logró realizar las pruebas pertinentes del caso.



Figura 61. Realización de pruebas de funcionamiento del prototipo electrónico en el departamento de bienestar Universidad Técnica del Norte, Lic. Lila Cazar.

Fuente: Autoría.

Resultado

En un porcentaje mayor se obtuvo la detección de una hipertensión sencilla, además factores como fatiga y cansancio presentes en ciertas personas, pudieron haber influido para obtener este resultado. La fibrilación auricular encontradas se relacionó con 4 casos confirmados de posibles arritmias cardiacas y por último un sistema de conducción bajo se produce por una

frecuencia cardiaca por debajo de lo normal. Además de tener un caso en donde la paciente se encontraba en un proceso de recuperación de post parto.

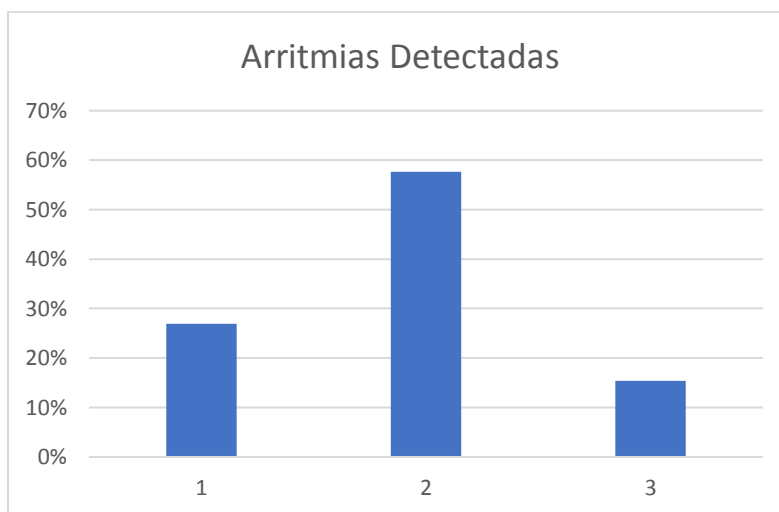


Figura 62. Resultados de arritmias encontradas.
Fuente: Autoría.

Se presenta la Tabla 27 en donde se puede ver el número de casos que se lograron detectar a través de la utilización del sistema de monitoreo. De las cuales 4 personas contaban con un diagnóstico confirmado de una arritmia cardiaca, lo cual el sistema la detectó como una fibrilación debido a este problema se traduce en un anormal funcionamiento del nodo SA, el encargado de enviar los pulsos eléctricos al corazón.

Tabla 27. Resultados de lectura de arritmias.

#	Tipo de Arritmia	Porcentaje	# Personas
1	Fibrilación auricular	27%	7
2	Hipertensión Sencilla	58%	15
3	Sistema de conducción cardiaco bajo	15%	4

Total 26

Fuente: Autoría.

En el departamento de bienestar universitario ingresan personas de todos los departamentos y facultades de la universidad, de todo tipo de edad. A continuación, en la Figura 63 se muestra a que porcentaje de la población de 20 – 35 años se ejecutó la prueba, la cual está establecida en los lineamientos del proyecto.

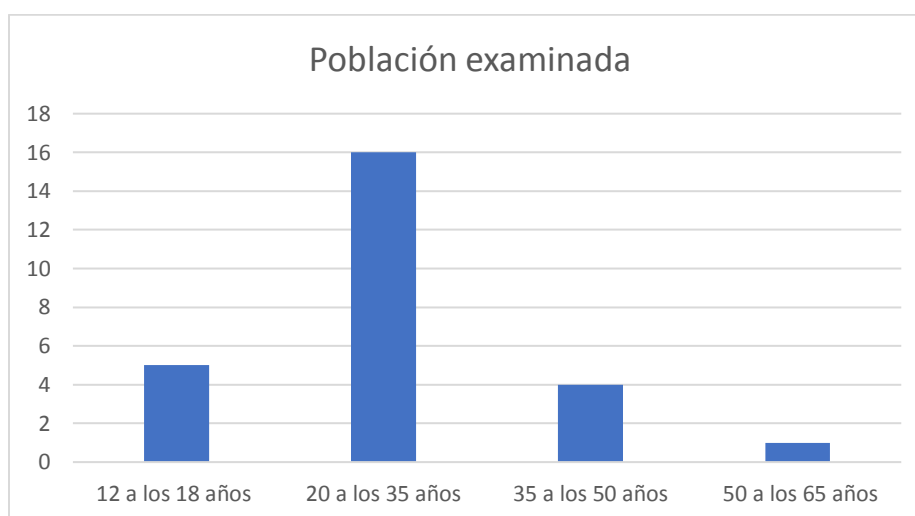


Figura 63. Población con quien se realizó las pruebas de funcionamiento.
Fuente: Autoría.

Tabla 28. Población que realizó el examen.

Rango de Edad	# Personas	Porcentaje
12 a los 18 años	5	19%
20 a los 35 años	16	62%
35 a los 50 años	4	25%
50 a los 65 años	1	4%

Fuente: Autoría.

Resultado de frecuencia cardiaca.

Se realizó un nuevo análisis del ritmo cardiaco obtenido durante el proceso de prueba en donde se encuentra se expresa a través de porcentajes que una frecuencia baja < 70 lmp, norma 70 – 90 lmp y alta > 90lpm. Ninguna de las personas con quien se hizo las pruebas, nunca se habían hecho este tipo de pruebas. A continuación, en la Tabla 29 se muestra los resultados de las tomas de muestras.

Tabla 29. Resultados de lectura de ritmo cardiaco

Frecuencia cardiaca	Porcentaje	# Personas
Baja	27%	7
Normal	46%	12
Alta	27%	7
	Total	27

Fuente: Autoría.

Esto nos llevó a establecer que en un mayor porcentaje las personas tienen una frecuencia cardiaca normal, mientras que la otra mitad tiene problemas en su frecuencia cardiaca, a continuación, en la Figura 64 mostramos los resultados.

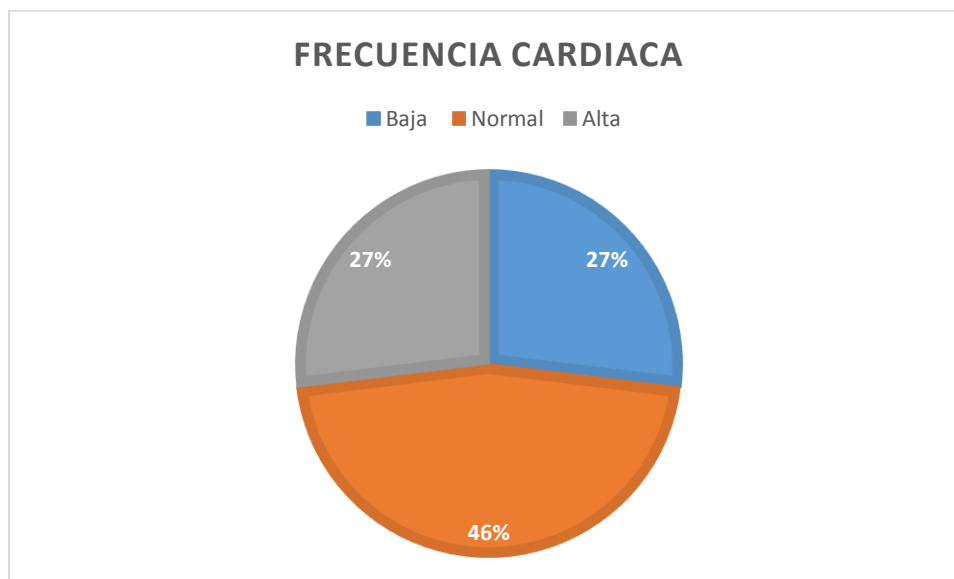


Figura 64. Porcentaje de frecuencias cardíacas.
Fuente: Autoría.

4.4.2 Pruebas de hardware.

Las pruebas de hardware son concernientes al funcionamiento de las distintas partes que componen el sistema de monitoreo, donde se debe verificar las principales del sensor

4.4.2.3 Pruebas de fiabilidad de los datos obtenidos.

El fin de esta prueba, fue el poder demostrar la fiabilidad de lectura con que cuenta el sensor de pulso amped en comparación con un oxímetro de pulso ya existente, para lo cual esta prueba fue realizada por el personal de enfermería del departamento de bienestar universitario de la Universidad Técnica del Norte. En estas instalaciones se solicitó la apertura para la realización de estas pruebas de campo y fue la Lic. Lila Caza quien nos ayudó con este proceso. La lectura de pulso cardíaco se lo realizo en la mano derecha con el guante de monitoreo, mientras que en la

mano izquierda se utilizó un oxímetro, esto se lo hizo con el consentimiento verbal de cada una de las personas, a quienes se les brindo una explicación del proceso a realizar.

- **Resultados.**

Los resultados de las lecturas nos permitirán obtener un índice de error con el que cuenta el sistema de monitoreo y establecer la fiabilidad. Se realizó este examen a una cantidad de 15 personas de distintas edades, carreras, y cargo público dentro de la universidad. En donde obtuvimos como resultados los siguientes datos mostrados.

Tabla 30. Toma de pulso cardiaco.

Nº Persona	Sensor de pulso [lpm]	Oxímetro [lmp]	Diferencia
1	66	66	0
2	82	89	-7
3	87	94	-7
4	79	78	1
5	80	75	5
6	82	76	6
7	100	93	7
8	80	76	4
9	71	71	-1
10	71	69	2
11	91	91	0

12	80	82	-2
13	80	72	8
14	66	63	3
15	75	74	1

Fuente: Lic. Lila Cazar, Bienestar Universitario y Autoría

Se realizará el promedio de la diferencia que existe entre la lectura realizada por la licencia y el sensor de pulso para obtener un porcentaje que expresara la tasa error de lectura.

$$P = \frac{S}{N}$$

Donde:

P = Es el promedio de la diferencia entre mediciones

S= Suma de todas las diferencias obtenidas en la toma de datos.

N= El número de muestras realizas

$$P = \frac{50}{15} = 3.3 \cong 3\%$$

Este valor expresa como resultado que el sensor de pulso cuenta con una tasa de error del 3% con respecto a la medición obtenida del oxímetro de pulso, que de igual manera su precisión de encuentra en ± 3 bmp, se toma en cuenta la precisión del oxímetro para así obtener un valor

mucho más aproximado al error real, se llega a establecer que el sensor de pulso Amped cuenta con una fiabilidad de lectura de aproximadamente el 97%.

También se realizó el establecimiento del índice de fallas del producto a través de la siguiente fórmula:

$$FR = \frac{\text{Número de fallas}}{\text{Número de veces probadas}} \times 100\%$$

Ecuación 3. Índice de fallas de producto

Donde:

FR = Failure Radio (Índice de fallas de producto).

$$FR = \frac{1}{15} \times 100\% = 0,06666667$$

$$\text{Disponibilidad} = 100 - 0.06666667 = 99,93$$

El resultado nos lleva a la conclusión que la disponibilidad para realizar una lectura a través del sensor será del 99,93 de las veces que requiera realizar la medición.

4.4.2.4 Pruebas de medición.

Esta prueba es con el objetivo es de ir aumentando constantemente el valor analógico que ingresa a la placa y se traduce como la frecuencia cardiaca, debemos probar que valores eléctricos

superiores enviados por el sensor serán traducidos correctamente en frecuencia cardiaca por la placa. En este caso se utilizó un potenciómetro para simular el sensor de pulso para así lograr ir aumentando el valor que ingrese a la placa

- Resultados de las pruebas manuales.

Se obtuvo una relación entre el voltaje inyectado a través del potenciómetro y el tiempo entre pulso y lo que lleva a la relación con el ritmo cardiaco, dependiendo del valor que vaya ingresando al Arduino se ira traduciendo en tiempos y frecuencia cardiaca. Lo cual demuestra que el sistema está preparado en caso de tener valores que sobrepases los rangos normales, así también en el código de programación se estableció rangos como rangos razonables entre 30 y 130 Imp(latidos por minuto), a continuación en la Tabla 31 se muestra los valores obtenidos.

Tabla 31. Relación de voltaje.

#	IBI [ms]	Voltaje [v]	Pulso [Imp]
1	994	4,97	60
2	993	4,97	60
3	992	4,96	60
4	928	4,64	65
5	926	4,63	65
6	925	4,63	65
7	924	4,62	65
8	922	4,61	65
9	920	4,60	65
10	918	4,59	65
11	862	4,31	70
12	860	4,30	70
13	859	4,30	70

14	853	4,27	70
15	852	4,26	70
16	805	4,03	75
17	803	4,02	75
18	800	4,00	75
19	795	3,98	75
20	752	3,76	80
21	751	3,76	80
22	750	3,75	80
23	749	3,75	80
24	748	3,74	80
25	746	3,73	80
26	710	3,55	85
27	706	3,53	85
28	704	3,52	85

29	703	3,52	85	46	544	2,72	110
30	702	3,51	85	47	543	2,72	110
31	669	3,35	90	48	524	2,62	115
32	667	3,34	90	49	523	2,62	115
33	665	3,33	90	50	522	2,61	115
34	663	3,32	90	51	521	2,61	115
35	630	3,15	95	52	520	2,60	115
36	603	3,02	100	53	502	2,51	120
37	602	3,01	100	54	501	2,51	120
38	574	2,87	105	55	499	2,50	120
39	572	2,86	105	56	498	2,49	120
40	571	2,86	105	57	481	2,41	125
41	570	2,85	105	58	480	2,40	125
42	569	2,85	105	59	479	2,40	125
43	547	2,74	110	60	463	2,32	130
44	546	2,73	110	61	462	2,31	130
45	545	2,73	110				

Fuente: Autoría.

4.4.2.5 Resultados de construcción.

Una vez concluida la construcción de este dispositivo podemos apreciar las ventajas funcionales con que cuenta frente a otros dispositivos ya existentes en el mercado, que recopilan los mismos tipos de datos.

La gran diferencia existente entre los dispositivos wearables capaces de medir la frecuencia cardíaca radica que únicamente miden los latidos por minuto, mientras que el prototipo desarrollado determina el tiempo existente entre cada pulso, realiza un análisis de estos periodos para obtener la variabilidad que existe entre ellos. Una diferencia marcada entre un oxímetro tradicional y el prototipo está en la forma que presenta los datos al usuario, uno los hace a través

de un display y el otro a través de una aplicación móvil. Otro punto fundamental está en cómo los datos obtenidos en una medición pueden ser utilizados para la determinación de arritmias mientras que los dispositivos tradicionales no realizan esta acción. La optimización en la elección de componentes da una gran ventaja con respecto al ahorro de energía con que cuenta, tomando en cuenta que el prototipo electrónico tiene una conexión Bluetooth Low Energy.

Capítulo V. Conclusiones y Recomendaciones.

5.1 Conclusiones.

Se desarrolló un wearable o prenda de vestir inteligente que monitorea del ritmo cardiaco, que determina tres arritmias cardiacas basado en el análisis de la variabilidad de frecuencia cardiaca o HVR y transmite los datos obtenidos a través de bluetooth low energy a una interfaz de visualización en un dispositivo Android en su versión 5.0 o superior.

La parte esencial del proyecto está basado en la determinación de la variación de frecuencia cardiaca o HVR, ya que a través de este parámetro se establecerán las arritmias cardiacas en el nodo SA del corazón, esto con base en el análisis del intervalo de tiempo existente entre los complejos QRS de una señal ECG.

En la propuesta del proyecto de enfoco a una población de 20 a 40 años, pero una vez llevado a cabo el estudio de las etapas de los seres humanos en donde el corazón llega a completar su desarrollo y posibilita la detección de arritmias, se tiene como resultado que la etapa entre los 20 a 35 años es idónea, ya que es donde todos los órganos del cuerpo, en especial el corazón, llega a completar su desarrollo y por cuanto se elige esta población.

Con la realización del estudio bibliográfico se logró determinar que el nodo SA, es el lugar en donde se general los impulsos eléctricos para que el corazón pueda latir, y es el lugar se pueden producir arritmias de tipos sinusal que relaciona el valor de la frecuencia cardiaca (FC) con

arritmias, es así que si la FC está por debajo de los 60 latidos por minuto (lmp) se relaciona con Bradicardia y está por encima de 120 lmp se relaciona con principios de una taquicardia.

La obtención de la frecuencia cardiaca, el intervalo de tiempo existente entre cada pulso o intervalo RR, son utilizados para calcular la variabilidad de frecuencia cardiaca o HVR, y por el cual se determina tres arritmias, en donde obtuvimos que si el resultado del HVR es inferior a 750 ms se relaciona con una fibrilación auricular, si se encuentra entre 750 y 950 ms es referente para una hipertensión sencilla y si supera los 950ms se relaciona con un sistema de conducción cardiaco irregular.

Siguiendo la metodología del modelo en V y la norma ISO/ IEEE 29148 establecimos los que los requerimientos necesarios para el desarrollo del prototipo electrónico se deben enfocar principalmente en los parámetros de rendimiento, como: Tipo de método de lectura, memoria RAM, Cristal de precisión, y versión de tecnología bluetooth a utilizar. Estos requerimientos nos garantizar un rendimiento óptimo y clico de vida largo.

Las pruebas de funcionamiento nos permitieron establecer la fiabilidad con respecto a un oxímetro de pulso fue del 97 % tomado en cuenta la precisión del oxímetro que se encuentra en $\pm 3 \text{ bpm}$, asi también se obtiene que disponibilidad será de un 99.99 % de veces al momento de su utilización, se obtiene que un 27 % de la población tienen una fibrilación auricular, un 58% una hipertensión sencilla y 15 % un sistema de conducción cardiaco irregular de una población en donde el 62% se encontraban entre los 20 a 35 años.

Existen varias ventajas de rendimiento con respecto al wearable desarrollado y un oxímetro de pulso tradicional, la principal se basa en la movilidad que permite tener un wearable, el consumo energético está en 0.8 W y 4W respectivamente, cuenta con una red bluetooth low energy y una aplicación de visualización en plataforma Android mientras que el oxímetro solo muestra sus datos en una pantalla de led. La obtención de datos entre los dos dispositivos está a la par, ya que solo se obtuvo un rango de error de ± 3 puntos entre cada uno, pero nuestro dispositivo puede manipular los datos y establecer una acción específica.

5.2 Recomendaciones.

Para el desarrollo de la fundamentación teórica es recomendable utilizar fuentes de información comprobables, por lo cual se pueden obtener información de artículos científicos relacionados con el área de investigación en Bio medicina, además es recomendable seguir los lineamientos establecidos por las normas Apa en su versión seis con respecto a citas y referencias.

Es recomendable seguir la metodología de modelo en V para desarrollo de software, ya que permitirá tener un desarrollo sistemático que tendrá una fundamentación de cada una de las decisiones tomadas, y que también brindará la posibilidad de comprobar los resultados que se obtengan una vez concluido el proyecto. Los puntos planteados dentro de la metodología únicamente son una referencia, ya que se pueden ir ajustando acorde a las necesidades del proyecto.

La utilización de IDE de Arduino y de las placas desarrolladas por el fabricante SparkFun son de código abierto, y permiten tener una gran ventaja ya que no tenemos restricciones de pagos de licencias para su tiempo de uso, lo que nos permite obtener como resultado un producto innovador y libre de cualquier tipo de licencia de uso.

La placa Arduino LilyPad Simblee requiere de librerías adicionales en el administrador de placas en el IDE de Arduino para tener una compatibilidad, por lo cual es recomendable en primera instancia visitar la página oficial de SparkFun, en donde se encontrara todos los archivos necesarios que se necesitan instalar de manera local y así de esta manera poder utilizar estos componentes sin problemas.

Referencias.

- World Famous Electronics . (2017). *pulsesensor.com*. Obtenido de <https://pulsesensor.com/pages/pulse-sensor-amped-Arduino-v1dot1>
- adafruit. (2017). *adafruit*. Obtenido de www.adafruit.com/product/
- Ahmed, A. (1998). Obtenido de <http://hypertextbook.com/facts/1998/ArsheAhmed.shtml>
- Arduino . (2016). *www.arduino.cc*. Obtenido de <https://www.arduino.cc/en/Main/AboutUs>
- Asociación Española de enfermería en Cardiología. (2017). Obtenido de www.enfermeriaencardiologia.com
- Baterias de Litio. (5 de Junio de 2014). *Baterias de Litio*. Obtenido de <http://bateriasdelitio.net/>
- Biblioteca Nacional de Medicina de EE.UU. (05 de october de 2016). *Medicle Plus*. Obtenido de <https://medlineplus.gov/ency/article/007459.htm>
- Biomedical Engineering Community. (2016). *EBM*. Obtenido de <http://www.embs.org/about-biomedical-engineering/our-areas-of-research/wearable-implantable-technologies/>
- Bluetooth. (2016). *ww.bluetooth.com*. Obtenido de <https://www.bluetooth.com/what-is-bluetooth-technology/bluetooth-technology-basics/low-energy>
- Carcamo, E. K. (Noviembre de 2014). *Redes de Area Corporal Inalámbricos*. Obtenido de https://www.researchgate.net/publication/284174458_Redес_de_Area_Corporal_Inalambricos_Requisitos_Desafios_e_Interferencias
- Comisión Honoraria para la Salud Cardiovascular. (s.f.). *Comisión Honoraria para la Salud Cardiovascular*. Obtenido de <http://www.cardiosalud.org/corazon-y-salud/como-funciona-el-corazon>

- Corral, A. F., I. C., & Y. C. (Abril de 2015). *Procedimientos de muestreo*. Obtenido de <http://servicio.bc.uc.edu.ve/educacion/revista/46/art13.pdf>
- Devsaran. (2016). *Waves*. Obtenido de <http://www.wica.intec.ugent.be/research/wireless-body-area-networks>
- Engineers Garage. (2016). *Electrical4u*. Obtenido de <http://www.electrical4u.com/sensor-types-of-sensor/>
- Ericsson. (2017). *Ericsson IoT Accelerator*. Obtenido de https://www.ericsson.com/ourportfolio/industries-solutions/iot-accelerator?nav=productcategory002%25257Cfcb_101_973
- Esquivel, I. R., & Márquez, I. A. (2015). Diseño de un Sistema de Adquisición y Procesamiento de la Señal de ECG basado en Instrumentación Virtual. *RIELAC*, 17-30.
- Exprivia SpA. (s.f.). <http://www.exprivia.it/es/234/virtual-pero-concreto.php>. Obtenido de <http://www.exprivia.it/es/234/virtual-pero-concreto.php>
- Fábregues, D. G. (5 de Octubre de 2006). *Federación Argentina de cardiología*. Obtenido de <http://www.fac.org.ar/publico/doc/noprof/hta.htm>
- Fundación Española de Cardiología. (Diciembre de 2017). *Descubre tu corazón. ¿Qué es y como funciona*. Obtenido de <http://www.fundaciondelcorazon.com/>
- Gholipour, B. (7 de 01 de 2015). *Live Science*. Obtenido de <http://www.livescience.com/42081-normal-heart-rate.html>
- Google Docs. (2016). Obtenido de <http://docplayer.es/docs-images/24/2784165/images/4-0.png>
- Hampton, J. R. (2014). *ECG en la práctica*. Madrid.: Elsevier.

- Huikuri, H. (s.f.). Abnormal dynamics of ventricular repolarization - a new insight into de mechanisms of life-threatening ventricular arrhythmias. *Eur Heart J*, 18: 893-895.
- Huszar, R. J. (2005). *Arritmias: Principios, Interpretación y Tratamiento*. Elsevier España.
- Ieee.org. (2002). *IEEE* 802.15. Obtenido de catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lem/archundia_p_fm/capitulo3
- INEC. (16 de Mayo de 2016). *INEC Instituti Nacional de Estadísticas y Cesnsos*. Obtenido de <http://www.ecuadorencifras.gob.ec/12-millones-de-ecuatorianos-tienen-un-telefono-inteligente-smartphone/>
- Infobae. (06 de 06 de 2016). *Infobae*. Obtenido de <http://www.infobae.com/tecno/2016/06/06/5-indicios-de-que-internet-de-las-cosas-esta-cada-vez-mas-cerca-de-ser-realidad/>
- Licencias OnLine. (sf). *LOL Cloud*. Obtenido de <http://www.licenciasonline.com/mx/es/cloud/modelos-de-servicio>
- Lindner, U. K., & Dubin, D. (2005). *Introducción a la Electrocardiografía Método Autodidacta de Interpretación del ECG*. MASSON.
- Marazzi, A. (2014). *Brando.com*. Obtenido de <http://www.conexionbrando.com/1389864-que-es-la-nube-para-que-sirve-y-cuales-son-los-servicios-que-tenes-que-conocer>
- MedlinePlus . (12 de Enero de 2015). *Información de salud para usted*. Obtenido de <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/003399.htm>
- My EKG . (s.f.). *my ekg*. Obtenido de <http://www.my-ekg.com/generalidades-ekg/intervalos-segmentos-ekg.html>
- Nemours Foundation. (2016). *KidsHealth*. Obtenido de <http://kidshealth.org/en/parents/heart.html>

Open Source Hardware Asociation. (13 de abril de 2015). *Open Source Hardware Asociation*.

Obtenido de <http://www.oshwa.org/definition/spanish/>

Organización Mundial de la Salud. (01 de 2015). *Organización Mundial de la Salud*. Obtenido de

<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/es/>

Padilla, N. (Junio de 2015). Obtenido de <http://uwiener-isi-padilla-natalia.blogspot.com/>

PMO. (Julio de 2010). <http://www.spanishpmo.com/>. Obtenido de

<http://spanishpmo.com/index.php/ciclos-de-vida-modelo-en-v/>

Pulsesensor. (2017). Obtenido de <http://pulsesensor.com/>

Secretaría Nacional de Planificación y Desarrollo. (2013). *Buen vivir Plan Nacional 2013 -2017*.

Obtenido de <http://www.buenvivir.gob.ec/>

Sparkfun. (2017). *Sparkfun*. Obtenido de <https://learn.sparkfun.com/>

TeachTarget. (Diciembre de 2010). Obtenido de

<http://searchdatacenter.techtarget.com/es/definicion/Computacion-en-la-nube>

Texas Institute Heart. (s.f.). *Texas Institute Heart*. Obtenido de <http://www.texasheart.org/>

UDT-IA. (28 de 09 de 2008). *Unidad de Desarrollo de Tecnología Artificial*. Obtenido de

<http://www.iiia.csic.es/udt/es/blog/jrodriguez/2008/metodologia-desarrollo-sotware-modelo-en-v-o-cuatro-niveles>

Universidad Nacional del Noreste. (2017). *Facultad de medicina*. Obtenido de

<http://med.unne.edu.ar/home/index.php>

Valdéz, J. L. (s.f.). *Enciclopedia Virtual*. Obtenido de [http://www.eumed.net/tesis-](http://www.eumed.net/tesis-doctorales/2014/jlcv/software.htm)

[doctorales/2014/jlcv/software.htm](http://www.eumed.net/tesis-doctorales/2014/jlcv/software.htm)

Vogler, J., Breithardt , G., & Eckardt , L. (2012). Bradirritmias y bloqueos de la conducción.

Revista Española de Crdiología .

WE solutions. (2017). *WE solutions*. Obtenido de <http://www.we-solutions.ec/>

Wearable Devices Magazine. (Marzo de 2014). *Wearable Devices* . Obtenido de [WearableDevices](#)

Wearable Technologies. (15 de Abril de 2015). *Wearable Technologies*. Obtenido de <https://www.wearable-technologies.com/2015/04/wearables-in-healthcare/>

Wearable Technologies. (11 de Enero de 2017). *Wearable Technologies*. Obtenido de <https://www.wearable-technologies.com/>

Wilde, A. A. (Octubre de 2015). *Calidad de Software*. Obtenido de <http://calidaddesoftwareoyolaalex.blogspot.com/>

World Famous Electronics. (2016). *PulseSensor.com*. Obtenido de <http://pulsesensor.com/pages/pulse-sensor-amped-arduino-v1dot1>

Yopez, H. D. (2007). *Los Ciclos de vida de los seres humanos*. Obtenido de [https://books.google.com.ec/books?id=xKAwveqn5t8C&pg=PA2&lpg=PA2&dq=Ciclos+vitales+del+ser+humano+-+Y+\(Los\)+Duque,+Hernando.+1a.+ed.&source=bl&ots=pIXA8N-oLl&sig=9vi52dV4KhXdID0hOcGyBfzf4bI&hl=es-419&sa=X&ved=0ahUKEwi3-f75zoDRAhVG5mMKHfQXB0cQ6AEIGDAA#v=on](https://books.google.com.ec/books?id=xKAwveqn5t8C&pg=PA2&lpg=PA2&dq=Ciclos+vitales+del+ser+humano+-+Y+(Los)+Duque,+Hernando.+1a.+ed.&source=bl&ots=pIXA8N-oLl&sig=9vi52dV4KhXdID0hOcGyBfzf4bI&hl=es-419&sa=X&ved=0ahUKEwi3-f75zoDRAhVG5mMKHfQXB0cQ6AEIGDAA#v=on)

Glosario de términos y Acrónimos.

5G: Siglas utilizadas para definir la nueva generación de las redes de comunicaciones de banda ancha móvil.

Arduino Plataforma de creación de prototipos electrónicos de código abierto que permite a los usuarios crear objetos electrónicos interactivos.

WBAN: Las redes de área personal (WBAN) conectan a los nodos independientes como sensores y actuadores que están situados en la ropa, en el cuerpo o en la piel de una persona

BLE: Bluetooth de baja energía, también denominada como Bluetooth LE, Bluetooth ULP (Ultra Low Power) y Bluetooth Smart

CIERCOM: Carrera de Ingeniería en Electrónica y Redes de Comunicación

ECG: Es la representación gráfica de la actividad eléctrica del corazón

Hardware Libre: Hardware de código abierto, electrónica libre o máquinas libres a aquellos dispositivos de hardware cuyas especificaciones y diagramas esquemáticos son de acceso público.

INEC: Instituto Nacional de Estadística y Censo.

IDE: Un entorno de desarrollo integrado o entorno de desarrollo interactivo

TAM: Taquicardia auricular multifocal.

Simblee: Simblee es un pequeño módulo Arduino programable Bluetooth 4.0 (BLE)

Wearable: conjunto de aparatos y dispositivos electrónicos que se incorporan en alguna parte de nuestro cuerpo interactuando continuamente con el usuario y con otros dispositivos con la finalidad de realizar alguna función específica

Wlan: Una red de área local inalámbrica

Anexos.

Anexo 1. Código de Programación.

Se describe el código de programación realizado a través del IDE de Arduino, en donde se comenta cada una de las secciones del cual consta el programa general.

```
//=====Librerias=====//

#include <SimbleeForMobile.h>

//=====Establecimiento de parámetros definidos=====//
#define Pin_Sensor 6 // Pin analógico 0
#define TIEMPO_MINIMO_MEDIDA 20 // Milisegundos entre medidas (determina la resolución horizontal)
#define COEFICIENTE_PULSO 1.25 // Coeficiente que determina la zona de valores en la que medir el pulso
#define PULSO_MENOR 30 // Ignorar valores menores (Es infrecuente un pulso más lento aún en reposo)
#define PULSO_MAYOR 180 // Ignorar valores mayores (Es infrecuente un pulso mayor en reposo)
#define MINUTO 60000.0 // Milisegundos en un minuto

//=====Variables de lectura de pulso cardiaco =====//
float velocidad_pulso;
float lectura_media_sensor = 511.5;
unsigned long valores_contados = 0;
int lectura_anterior_sensor = 0;
int lectura_sensor;
boolean medir_pulso = false;
unsigned long cronometro_pulso = 0;
unsigned long cronometro_sensor = 0;
float IBI;

//=====Variables control de arritmias =====//
int cont1 = 0;
int suma = 0;
int promedio;
```

```

int HVR;
int cont2 = 0;
int arritmia = ' ';
boolean mostrar = false;
int num;

//===== Variables definidas para librería Simblee =====//
bool conexion;           //Validación de la conexión inalámbrica
uint8_t txtHVR, Vpulso, txtIBI, sex, edad, txtArritmia, txt1, txt2, txt3; //Variables para elementos en interfaz grafica
uint8_t btn1, btn2, btn3, btn4; //Identificador de los elementos visibles.
int x; // Eje x de graficación de interfaz
int y; // Eje Y de graficación de interfaz
int actualizacion;

//===== Inicialización de Librerías =====//
void setup()
{
  SimbleeForMobile.advertisementData = "utn"; // Establecimiento del anuncio que tendrá en la conexión inalámbrica
  SimbleeForMobile.domain = "utn.edu.ec"; // Domino de la red inalámbrica Bluetooth
  SimbleeForMobile.baseline = "Ecuador 2017"; // Nombre dado a la plataforma base.
  SimbleeForMobile.deviceName = "S.M. Pulso"; // SSID de la red bluetooth.
  SimbleeForMobile.txPowerLevel = -4; //Potencia de transmisión.
  Serial.begin(9600); //Iniciación de Cx Serial.
  SimbleeForMobile.begin(); //Iniciación de librería Simblee.
}

//===== Ciclo infinito =====
void loop()
{
  /*=====Lectura del sensor de pulso =====*/
  if (millis() > cronometro_sensor)
  {
    cronometro_sensor = millis() + TIEMPO_MINIMO_MEDIDA; //Tiempo inicial de lectura.
    lectura_sensor = analogRead(Pin_Sensor); //Toma valor del sensor.
    valores_contados++; //Contero de valores.
    lectura_media_sensor = lectura_media_sensor * (float(valores_contados - 1) / valores_contados); // Conversión de valores
    lectura_media_sensor += lectura_sensor * (1.0 / valores_contados); // Valor medio la conversión.
    if (lectura_sensor > lectura_media_sensor * COEFICIENTE_PULSO) //Verifican que sea un dato valido

```

```

{
if (lectura_anterior_sensor < lectura_sensor) // Validación que no sea un valor irracional.
{
    medir_pulso = true; //Designa que el valor tomado es real.
}
else
{
if (medir_pulso) // Toma la validación anterior y comprueba que sea verdadera.
{
    IBI = millis() - cronometro_pulso; //Tiempo entre pulsos
    velocidad_pulso = MINUTO / float(ABI); //Frecuencia cardiaca (F.C.)
    medir_pulso = false; //Cambia su valor para tomar un nuevo valor
    if (velocidad_pulso > PULSO_MENOR && velocidad_pulso < PULSO_MAYOR) // Verifica que la frecuencia este en un
umbral.
    {
        //Serial.println(velocidad_pulso);

if (SimbleeForMobile.updateable) //Verifica una actualización de datos
{
    /*===== Actualización de variables Simblee =====*/
    /*
    * Actualiza las variables Ej.(Var1, Var2), toma el valor de Var2 y lo designa en Var1
    */
    SimbleeForMobile.updateValue(Vpulso, velocidad_pulso);
    SimbleeForMobile.updateValue(txtABI, ABI);
}
// Simblee_ULPDelay(SECONDS(0.2)); //Delay de librería Simblee

/*=====Obtención de HVR =====*/
if (cont1 < 10) //Cuenta 10 valores de la Frecuencia cardiaca
{
    suma = suma + ABI; // Suma los valores de la frecuencia cardiaca
    /*Envía este valor con Cx Serial*/
    //Serial.print (suma);
    //Serial.print(" ");
    //Serial.println(cont1); // Muestra a través de Cx Serial
    cont1++; // Cuenta las veces que se sumaran el valor de la F.C.
}
else

```

```

{
    promedio = suma / 10; // Hace un promedio de la sumatoria entre 10 muestras tomadas
    HVR = promedio;    // Asigna el valor del promedio a otra variable.

    //Serial.print("HVR: ");
    //Serial.println(HVR);

    /*===== Actualización de variables Simblee =====*/
    /*
    * Actualiza las variables Ej.(Var1, Var2), toma el valor de Var2 y lo designa en Var1
    */
    if (SimbleeForMobile.updatable)
    {
        SimbleeForMobile.updateValue(txtHVR, HVR);
    }
    /*=====Reinicializa las variables =====*/
    suma = 0;    // Suma de F.C.
    cont1 = 0;   // Contador de numero de valores sumados
    cont2 = 1;   // Incremento de contador para validar otra sección
}
}
cronometro_pulso = millis(); //Reinicializa tiempo de toma de pulso
}
}
lectura_anterior_sensor = lectura_sensor; //Establece el valor de la lectura anterior
}
/* =====Asignación de casos dependiendo del valor de HVR =====*/
if (cont2 == 1)
{
    if (HVR <= 750)
    {
        arritmia = 1;
        if (SimbleeForMobile.updatable)
        {
            SimbleeForMobile.updateValue(txtArritmia, arritmia);
        }
    }
}
if (HVR >= 750 && HVR <= 950)

```

```

{
    arritmia = 2;
    mostrar = true;
    if (SibleeForMobile.updatable)
    {
        SibleeForMobile.updateValue(txtArritmia, arritmia);
    }
}
if (HVR > 950)
{
    arritmia = 3;
    if (SibleeForMobile.updatable)
    {
        SibleeForMobile.updateValue(txtArritmia, arritmia);
    }
}
SibleeForMobile.process();
}

void ui() {
    int mun;
    color_t fondo = rgb(243, 231, 231);    //Color de fondo
    x = SibleeForMobile.screenWidth;    // Ancho de pantalla
    y = SibleeForMobile.screenHeight;    // Alto de pantalla
    SibleeForMobile.beginScreen(fondo);
    SibleeForMobile.drawText(x / 6 - 35, y / 6 - 75, "Universidad Técnica del Norte", BLACK, 25);
    SibleeForMobile.drawText(x / 6 - 20, y / 6 - 45, "Facultad Ingeniería en Ciencias Aplicadas", BLACK, 15);
    SibleeForMobile.drawText(x / 6 - 20, y / 6 - 25, "Guante detector de anomalías cardiacas", BLACK, 15);
    SibleeForMobile.drawText(x / 6 - 40, y / 6, "Parámetros obtenidos", BLACK, 20);
    SibleeForMobile.drawText(x / 6 - 42, y / 6 + 10, "_____", BLACK, 10);
    //=====//
    /*
    * Información de rangos normales de datos.
    */
    // ---- Rangos de frecuencia segun las edades ---- //
    SibleeForMobile.drawText(x / 2 + 20, y / 6 + 12, "_____ ", rgb(41, 128, 185), 10);
    SibleeForMobile.drawText(x / 2 + 50, y / 6 + 23, "Rangos", rgb(41, 128, 185), 13);
    SibleeForMobile.drawText(x / 2 + 20, y / 6 + 40, "Edad", rgb(41, 128, 185), 11);
    SibleeForMobile.drawText(x / 2 + 55, y / 6 + 40, "Frecuencia Cardiaca", rgb(41, 128, 185), 11);

```

```

SimbleeForMobile.drawText(x / 2 + 20 , y / 6 + 52, "10-35 años", rgb(41, 128, 185), 10);
SimbleeForMobile.drawText(x / 2 + 80 , y / 6 + 52, "60 a 100", rgb(41, 128, 185), 10);
SimbleeForMobile.drawText(x / 2 + 20 , y / 6 + 62, "35-60 años", rgb(41, 128, 185), 10);
SimbleeForMobile.drawText(x / 2 + 80, y / 6 + 62, "40 a 80", rgb(41, 128, 185), 10);
SimbleeForMobile.drawText(x / 2 + 20, y / 4 + 25, " _____", rgb(41, 128, 185), 10);
//---- Intervalo de Tiempo entre pulsos --- //
SimbleeForMobile.drawText(x / 2 + 50, y / 4 + 35, "Intervalo", rgb(41, 128, 185), 13);
SimbleeForMobile.drawText(x / 2 + 23, y / 4 + 50, "Normal", rgb(41, 128, 185), 10);
SimbleeForMobile.drawText(x / 2 + 63, y / 4 + 50, "600-1000", rgb(41, 128, 185), 10);
SimbleeForMobile.drawText(x / 2 + 23, y / 4 + 62, "Irregular", rgb(41, 128, 185), 10);
SimbleeForMobile.drawText(x / 2 + 63, y / 4 + 62, "< 600 && > 1000", rgb(41, 128, 185), 10);
SimbleeForMobile.drawText(x / 2 + 20, y / 4 + 75, " _____", rgb(41, 128, 185), 10);

//=====//
/*
 * Actualización de Variables provenientes de Arduino Simbleee.
 */
// ---- Frecuencia Cardiaca ---- //
SimbleeForMobile.drawText(x / 6 - 42, y / 6 + 28, "Frecuencia Cardiaca", rgb(22, 160, 1323), 15);
SimbleeForMobile.drawText(x / 6 - 35, y / 6 + 45, "Pulso:", rgb(22, 160, 1323), 30);
Vpulso = SimbleeForMobile.drawText(x / 4 + 20, y / 6 + 50, "---", rgb(22, 160, 1323), 25);
SimbleeForMobile.drawText(x / 4 + 60, y / 6 + 55, "Imp", rgb(22, 160, 1323), 20);
// ---- Intervalo de tiempo entre pulsos ---- //

SimbleeForMobile.drawText(x / 6 - 42, y / 4 + 33, "Intervalo entre pulsos:", rgb(40, 116, 166), 15);
SimbleeForMobile.drawText(x / 6 - 35, y / 4 + 50, "IBI:", rgb(40, 116, 166), 30);
txtIBI = SimbleeForMobile.drawText(x / 4 + 20, y / 4 + 55, "---", rgb(40, 116, 166), 25);
SimbleeForMobile.drawText(x / 4 + 62, y / 4 + 60, "ms", rgb(40, 116, 166), 20);
// ---- Variabilidad de la Frecuencia Cardiaca ---- //

SimbleeForMobile.drawText(x / 6 - 42, y / 4 + 90, "Variabilidad de frecuencia cardiaca", rgb(214, 137, 16), 15);
SimbleeForMobile.drawText(x / 6 - 35, y / 4 + 110, "HVR:", rgb(214, 137, 16), 30);
txtHVR = SimbleeForMobile.drawText(x / 4 + 20, y / 4 + 115, "---", rgb(214, 137, 16), 25);
SimbleeForMobile.drawText(x / 4 + 60, y / 4 + 120, "ms", rgb(214, 137, 16), 20);

//=====//
/*
 *Actualización de información de arritmia proveniente de Arduino Simbleee.
 */

```

```

// ---- Tipo de arritmia según el valor de HVR ---- //
SibleeForMobile.drawText(x / 6 - 42, y / 4 + 150, "Establecimiento de arritmia", BLACK, 20);
SibleeForMobile.drawText(x / 6 - 42, y / 4 + 165, "_____ ", BLACK, 10);
SibleeForMobile.drawText(x / 6 - 35, y / 4 + 182, "Arritmia:", BLACK, 25);
txtArritmia = SibleeForMobile.drawText(x / 4 + 40, y / 4 + 182, "---", BLACK, 25);
// ---- Tipos de arritmias relacionadas con el valore de HVR ---- //
SibleeForMobile.drawText (x / 4 - 70, y / 4 + 230, "Arritmas relacionadas con el Nodo SA", BLACK, 15);
txt1 = SibleeForMobile.drawText(x / 4 - 50, y / 4 + 250, "1) Posibilidad Fibrilacion Auricular", rgb(241, 196, 15), 15);
txt2 = SibleeForMobile.drawText(x / 4 - 50, y / 4 + 270, "2) Hipertención sencilla", rgb(40, 116, 166) , 15);
txt2 = SibleeForMobile.drawText(x / 4 - 50, y / 4 + 290, "3) Sistema de conducción cardiaco irregular", rgb(34, 153, 84), 15);

SibleeForMobile.drawText(x / 4 - 70, y / 4 + 315, "Arritmas relacionadas con la frecuencia cardiaca", BLACK, 15);
SibleeForMobile.drawText(x / 4 - 50, y / 4 + 340, "Pulso >(Mayor) 100 Imp Taquicardia Sinusal", rgb( 26, 188, 156), 15);
SibleeForMobile.drawText(x / 4 - 50, y / 4 + 365, "Pulso <(Menor) 60 Imp Bradicardia Sinusal", rgb( 26, 188, 156), 15);

//=====//
SibleeForMobile.endScreen();
}

```

Anexo 2. Formato de Encuesta y Tabulación de Resultados.

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS
CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y REDES DE COMUNICACIÓN
RECOPIACIÓN DE DATOS PARA EL DISEÑO DE PROTOTIPO ELECTRÓNICO

Nombre del Entrevistado(a).....

Edad.

Estudios Primaria Secundaria... Universitarios.....

Sexo Masculino Femenino.....

Usted actualmente realiza alguna actividad física regularmente

Si.... No..... Qué tipo de actividad.....

Usted sabe si tiene alguna enfermedad del corazón.

Si.... No..... Que enfermedad.....

Usted tal vez a escuchado el termino prenda de vestir inteligente.

Si.... No..... Donde.....

Usted usaría un guante que le permitiera medir su pulso cardiaco solo con ponérselo.

Si.... No.....

Como le ayudaría un guante que le permitiera controlar su pulso cardiaco.

Me ayudaría mucho..... Seria indispensable..... No sería de gran utilidad.....

Usted estaría el guante por 5 min diariamente para controlar su pulso cardiaco

Si.... No..... Por qué.....

8. gustaría que el guante que mide su pulso cardiaco tenga la posibilidad de poder lavarlo sin ningún problema.

Si.... No.....

A usted le gustaría que el dispositivo instalado en guante para la medición del pulso cardiaco funcione a través de:

Pilas Batería recargable.....

Si usted adquiriera este guante de medición estaría dispuesto a realizarse un mantenimiento periódico:

1 mes 2 meses 3 meses

- Tabulación de resultados

1. Población a la cual se le realizó la encuesta.



Figura 65. Resultados de encuesta -pregunta 1

En la recopilación de datos, se tuvo una mayor aceptación por parte del género femenino para permitir realizarles la entrevista. Así también hubo personas quienes no quisieron aceptar realizar la entrevista debido a que pensaban que podrían ser con fines políticos.

2. Usted actualmente realiza alguna actividad física regularmente



Figura 66. Resultados de encuesta - pregunta 2

Un 46 % de las personas entrevistadas supieron mencionar que realizar alguna actividad física regularmente, mientras que un 54 % de las personas indicaron que no practican ningún tipo de actividad física, lo cual nos da un indicador de que estas personas no están cuidando su salud cardiovascular.

3. Usted sabe si tiene alguna enfermedad del corazón.

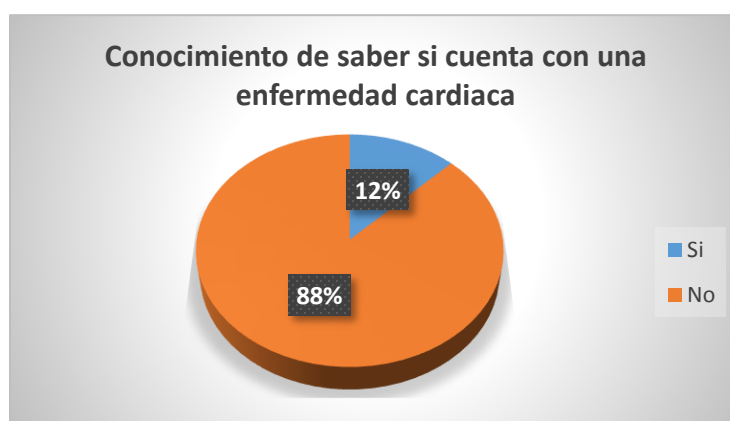


Figura 67. Resultados de encuesta- pregunta 3

Un 88 % de las personas a quienes se le realizó la entrevista, no tenían conocimiento de tener alguna enfermedad cardíaca, los entrevistados también mencionaron que en los últimos años no se han realizado un control de su pulso cardíaco, mientras que un 12 % sabía que tenían alguna anomalía en su corazón.

4. Usted tal vez a escuchado el termino prenda de vestir inteligente.



Figura 68. Resultados de encuesta - pregunta 4

Un 79 % de los entrevistados respondió que no habían escuchado el termino prenda de vestir inteligente o wearable, así se puede decir que los wearables son un mercado nuevo, y que existe la posibilidad de poder incursionar en ese campo.

5. Usted usaría un guante que le permitiera medir su pulso cardiaco solo con ponérselo.

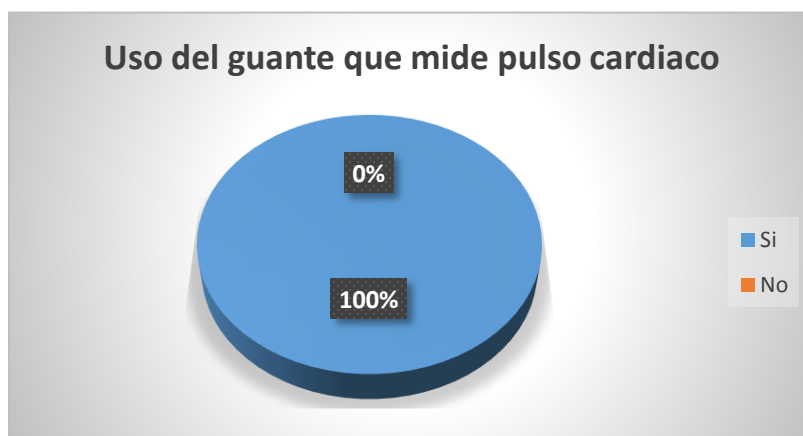


Figura 69. Resultados de encuesta - pregunta 5

La idea de poder controlar su pulso cardiaco, con un guante que al ponérselo pueda darle esos resultados le gusto a la gente, eso dio como resultado de que el 100% de los entrevistados se encuentren interesados en usar este dispositivo.

6. Como le ayudaría un guante que le permitiera controlar su pulso cardiaco.

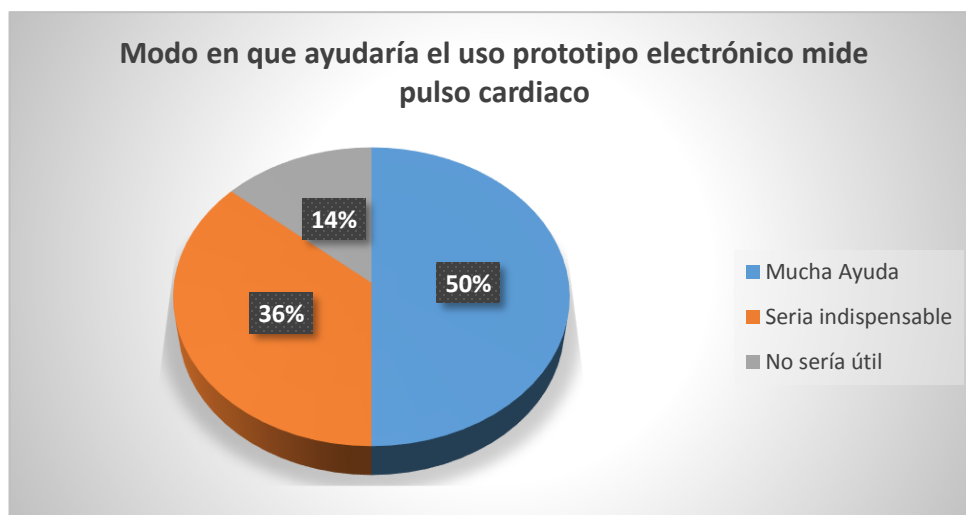


Figura 70. Resultados de encuesta-pregunta 6

Un porcentaje mayor al 50 % de las personas indicaron que el uso de un guante electrónico les sería de una gran utilidad, mientras que un 36% de los entrevistados serían indispensable este artículo en su vida cotidiana, lo cual nos ha indicado que el desarrollo de este prototipo electrónico tendrá un impacto positivo en la población.

7. Usted estaría el guante por 5 min diariamente para controlar su pulso cardiaco

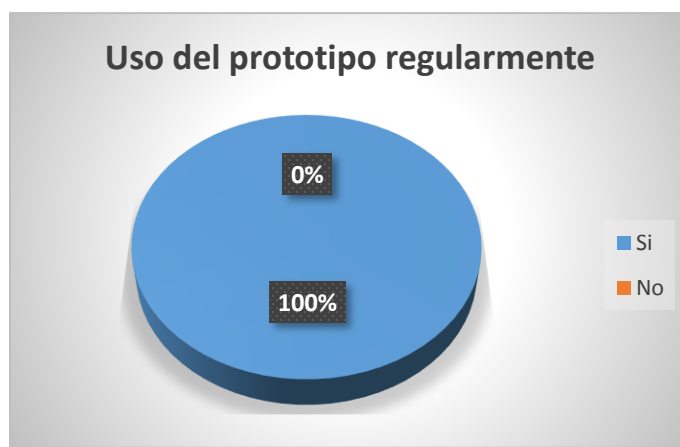


Figura 71. Resultados de encuesta - pregunta 7

La persona a quienes se les realizo la encuesta tiene la predisposición para usar el prototipo electrónico en forma guante, la aceptación fue del 100% de los encuestados respecto a lo propuesto en ña entrevista.

8. Le gustaría que el guante que mide su pulso cardiaco tenga la posibilidad de poder lavarlo sin ningún problema.

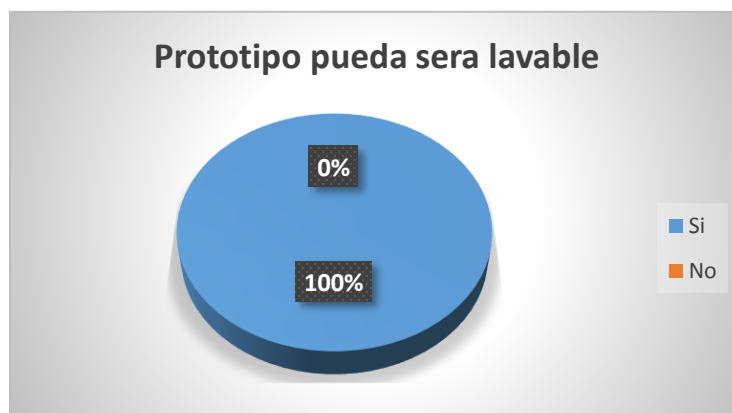


Figura 72. Resultados de encuesta - pregunta 8

En un 100% de las personas entrevistadas respondieron que les seria de una gran utilidad que el prototipo electrónico tenga la facilidad de poder ser lavado sin que sufra ningún daño.

9. A usted le gustaría que el dispositivo instalado en guante para la medición del pulso cardiaco funcione a través de pilas o baterías recargables.

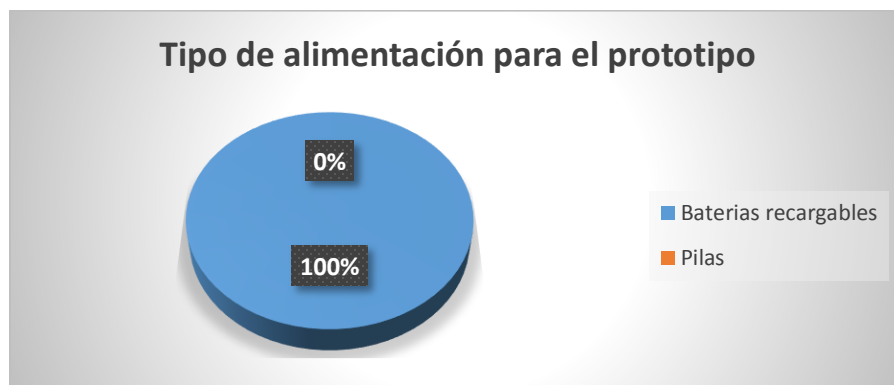


Figura 73. Resultados de encuesta - pregunta 9

Un 100 % de las personas encuestados respondieron que sería muy conveniente que el prototipo electrónico pueda ser contar con la funcionalidad de trabajar con baterías recargables, ya que esto les permitiría a ellos no equivocarse con el tipo de pilas que pudiesen llevar.

10. Si usted adquiriera este guante de medición estaría dispuesto a realizarse un mantenimiento periódico

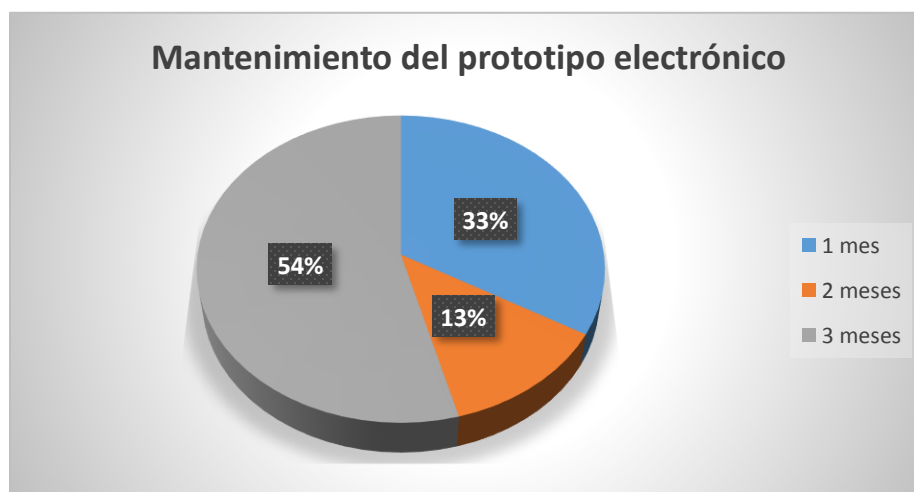
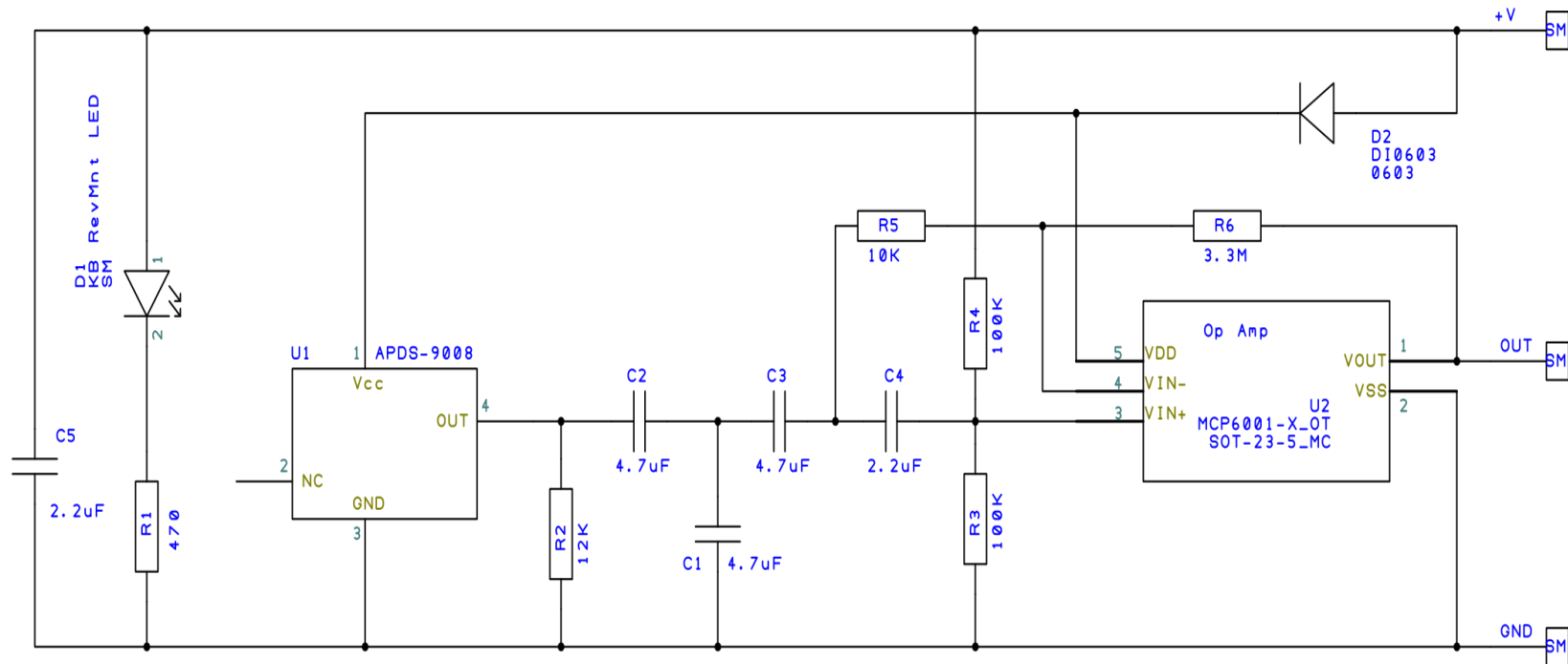


Figura 74. Resultados de encuesta - pregunta 10

Las entrevistas nos dieron como resultado, que un 54 % de las personas prefieren que un mantenimiento se los realice trimestralmente, mientras que un 33 % de las personas prefieren un mantenimiento mensual.

Anexo 3. Diagrama Esquemático de Sensor de Pulso Amped.

Se muestra el diagrama del circuito del cual consta el sensor de pulso, el cual está basado en filtros y amplificadores.



Pulse Sensor Amplified

Designed by Joel Murphy

Licensed under the TAPR Open Hardware License (www.tapr.org/OHL)

Spring 2012

Anexo 4. Diagrama Esquemático de Arduino LilyPad Simblee.

