



**UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE**

**FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS**

**CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y REDES DE  
COMUNICACIÓN**

**ARTÍCULO CIENTÍFICO**

**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**

**AUTOR: JHOFRE HOMERO ALCOSER CACHIPUENDO**

**DIRECTOR: MSC. JAIME ROBERTO MICHILENA CALDERÓN**

**Ibarra-Ecuador**

**2017**

# Desarrollo de un Wearable de Monitoreo y Detección de Anomalías en la Señal Cardíaca 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

*Autores – Jhofre Homero ALCOSER CACHIPUENDO, Ing Jaime Roberto MICHILENA CALDERÓN, MSc.*

Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas, Universidad Técnica del Norte, Avenida 17 de Julio 5-21 y José María Córdova, Ibarra, Imbabura

[Jhalcoser@utn.edu.ec](mailto:Jhalcoser@utn.edu.ec) , [jrmichilena@utn.edu.ec](mailto:jrmichilena@utn.edu.ec)

**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 cardíaco y cuenta con la funcionalidad de establecer posibles arritmias cardíacas que pueden presentarse en el Nodo SA del corazón, y que se obtienen a través de un análisis de las variaciones de la frecuencia cardíaca 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.*

## Palabras Claves

Sensores pulso, HVR, Simblee, Simblee For Mobile, Problemas Cardíacos, Detección Arritmias, Arritmias cardíacas, BLE, Bluetooth Low Energy.

**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.*

## Keywords

Pulse Sensors, HVR, Simblee, Simblee For Mobile, Cardiac Problems, Detection Arrhythmias, Cardiac Arrhythmias, BLE, Bluetooth Low Energy.

## 1. Introducción

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 [1], 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. [2]

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 generado una variedad de 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

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 visualizará, dispositivo que será alimentado por batería litio y se conectará 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, posibilitaría 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 fluctuar entre 100 y 130 latidos por minuto o más en los adultos. Así estableciendo un diagnóstico 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.

## 2. Materiales y Métodos.

### 2.1 Wearables.

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 [3]. 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 cardíaco, 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.

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 [4]. 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 [5].

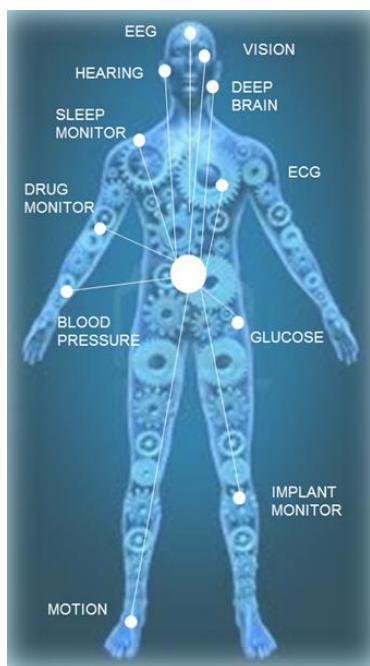


Figura 1. Áreas de acción de los Wearables

Fuente: <https://blog.nxp.com/innovation/the-wearable-revolution-has-already-begun>

## 2.2 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. [6]. 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

### 2.2.1 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.

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 [7]. 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.

Numero de clase	Potencia máxima de salida (dBm)	Potencia máxima de salida (mW)	Rango de 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

Tabla 1. Clases de bluetooth según potencia transmisión.

Fuente: Obtenido de [8]

## 2.3 Señal electrocardiográfica ECG.

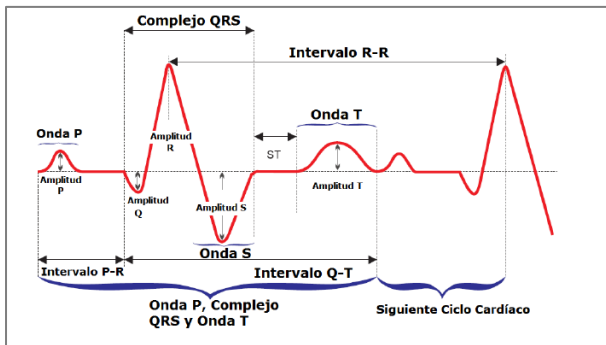
La señal electrocardiográfica es una variable electrofisiológica que constituye un método de apoyo al diagnóstico clínico y permite obtener indicadores confiables del estado anatómico y funcional del Sistema Cardiovascular [9]. Se materializa mediante dos electrodos o más colocados sobre la piel en puntos 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

### 2.3.1 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.

**Figura 2.** 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

## 2.4 Arritmias cardiacas.

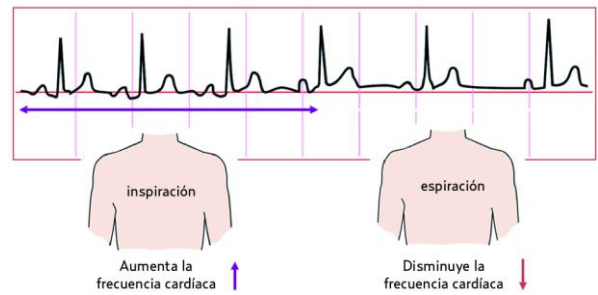
Una vez estudiado un electrocardiograma y haber conocido las principales ondas que componen una señal ECG, se considerará las posibles arritmias que se pueden encontrar con base en el análisis de la frecuencia cardiaca, para lo cual tomaremos los impulsos eléctricos que se originan en el nodo SA (Nodo Sinoauricular), el cual es un haz de tejido nervioso del corazón, donde 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.

### Sistema de Conducción Cardíaco.

El Sistema de Conducción Cardíaco 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.

### Arritmia sinusal

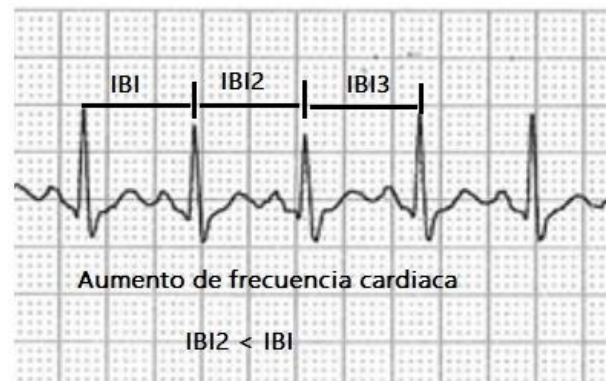
Todos los complejos son normales, pero la frecuencia cardiaca es irregular. Aumentar con la inspiración y disminuye con la espiración [10]. Es debida a impulsos nerviosos que provienen de los pulmones y llegan al centro cardiaco del cerebro; esté a su vez, estimula el nodo sinusal que varía su frecuencia 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



**Figura 3.** Electrocardiograma de arritmia sinusal  
**Fuente:** Actualización en Medicina la Familia.

### 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)” [10], 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.



**Figura 4.** ECG de taquicardia sinusal.  
**Fuente:** Obtenido de [10]

### Bradycardia 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” [10]. Esto nos indica que la frecuencia cardiaca es normal pero la descarga eléctrica que proporciona el nodo SA es lenta o está disminuyendo.

### 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 [10]. El ECG de fibrilación auricular es un complejo QRS presentado con intervalos irregulares, cuando hay fibrilación auricular el ritmo ventricular es irregular.

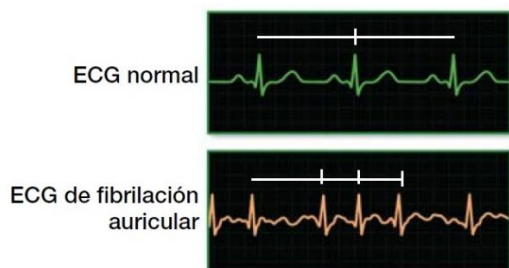


Figura 5. Electrocardiograma de fibrilación auricular  
Fuente: obtenido de [11]

### 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) [12].

### 2.5 Sensores.

Los sensores son un tipo de hardware que mediante la monitorización de un área específica detectan cambios físicos en diferentes variables, por ejemplo: temperatura o humedad, obteniendo una respuesta medible, generalmente eléctrica, la cual es enviada a un controlador para que sea procesada y utilizada de acuerdo a los requerimientos del sistema implementado. [13]

Considerando los parámetros a sensor, se debe realizar una selección de diferentes sensores, compatibles con hardware libre, para cada parámetro. Esta selección se basa en la disponibilidad de los sensores en el mercado ecuatoriano.



Figura 5. Tipos de sensor de pulso.  
Fuente: Obtenido de <https://www.sparkfun.com/products/10275>

## 2.6 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” [14].

### 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 [15]. 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 [16].

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.

## 3. Diseño.

El diseño de un sistema de monitoreo a través del uso de un 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.

### 3.1 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

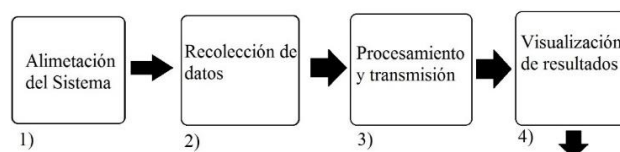


Figura 6. Lógica del sistema.

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.

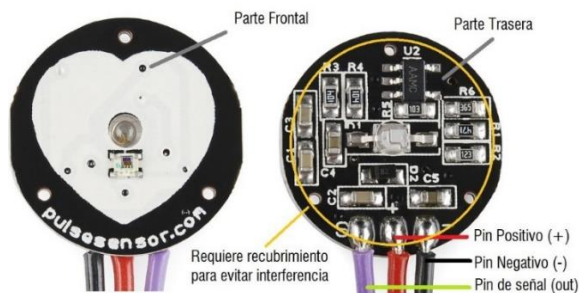
### 3.2 Elección del sensor de pulso cardiaco

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.

#### 3.2.1 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.

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



**Figura 7.** Sensor de pulso Amped.  
**Fuente:** Adaptación de [17]

### 3.3 Elección de placa de procesamiento.

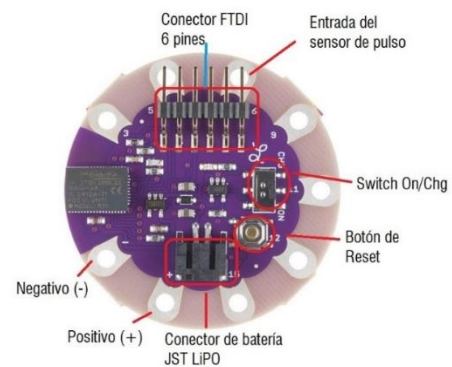
Posterior a la elección del sensor del pulso, se elegirá la placa o sistema embebido que dará soporte a este sensor y cumpla con los requerimientos propuestos, deberá contar

con puertos y librerías que hagan que el sensor llegue a su máxima capacidad de funcionamiento.

#### 3.3.1 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.



**Figura 8.** Arduino LilyPad Simblee.  
**Fuente:** Adaptación de [8]

##### 1.1.1.1 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 cardiaca y todos los datos procesados por la placa de Arduino, también servirá como método de entrada de datos para el usuario. 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.



**Figura 9.** Samsung Galaxy Tab A6  
**Fuente:** Autoría

### 3.3.2 Bateria 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

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.

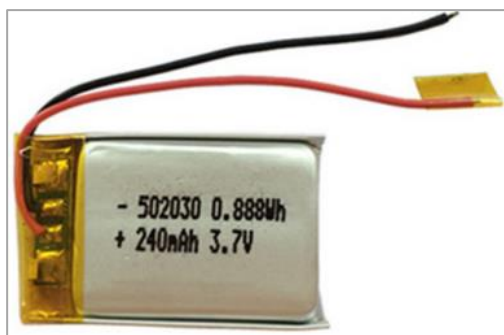


Figura 10. Bateria de ion de litio  
Fuente: Obtenido de www.sparkfun.com

#### 1.1.1.2 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.



Figura 10. Hilo conductor de acero inoxidable  
Fuente: Obtenido de [18]

### 3.4 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 amped, 1 batería de Ion -litio, este se implementará posteriormente e un guante.

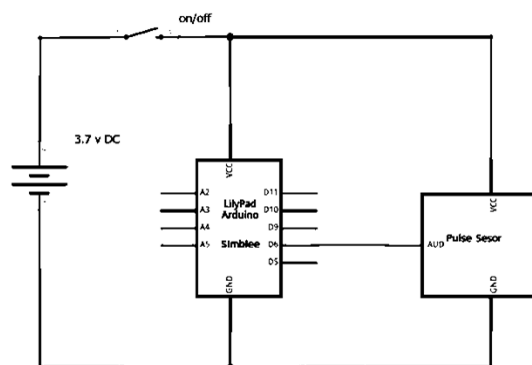


Figura 11. Diagrama de conexión.  
Fuente: Autoría

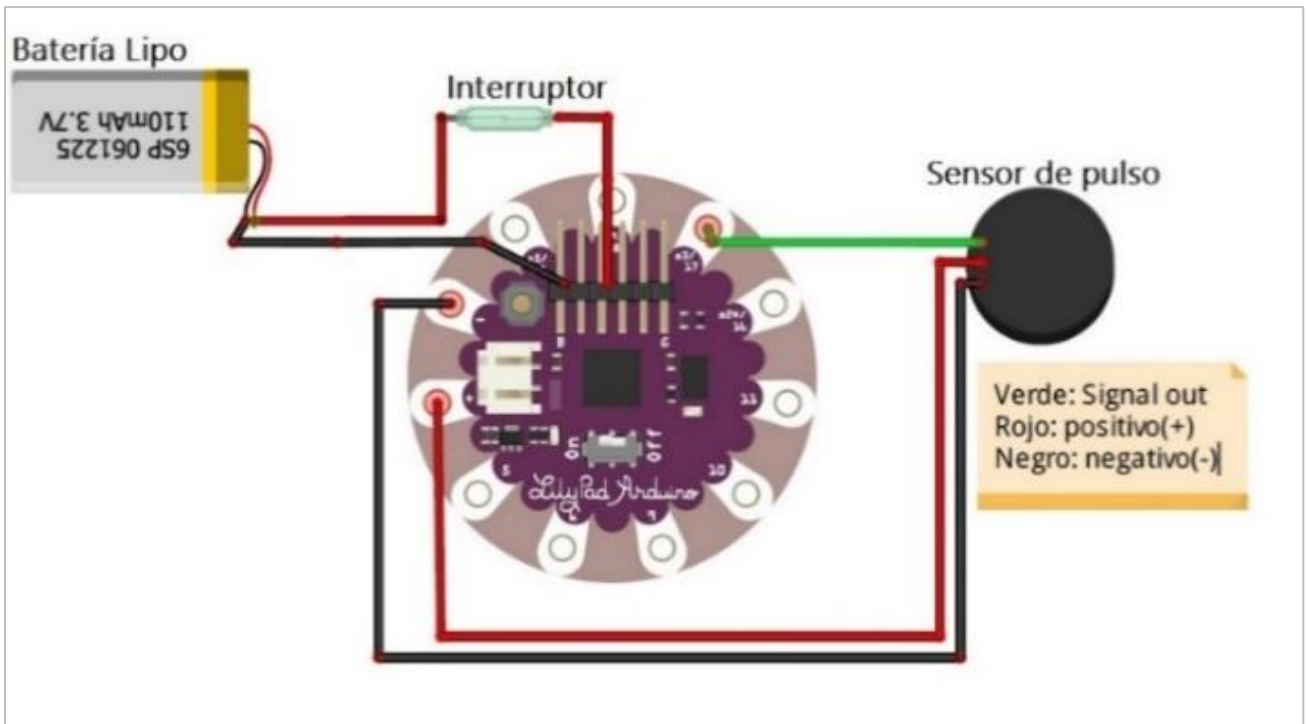
## 4. Implementación y Pruebas de Funcionamiento.

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 cardíaca 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.

### 4.1 Diagrama de Conexión del Sistema.

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





**Figura 12.** Diagrama de conexión.  
Fuente: Autoría

## 4.2 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 se 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.

- 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 SSDI, potencia de la red, anuncio de la red y la inicialización de la librería.

```
void setup()
{
  SimbleeForMobile.advertisementData = "utn";
  SimbleeForMobile.domain = "utn.edu.ec";
  SimbleeForMobile.baseline = "Ecuador 2017";
  SimbleeForMobile.deviceName = "S.M. Pulso";
  SimbleeForMobile.txPowerLevel = -4 ;
  Serial.begin(9600);
  SimbleeForMobile.begin();
}
```

**Figura 13.** Configuraciones básicas de bluetooth  
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 1.** 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 envié 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.

## 4.3 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.

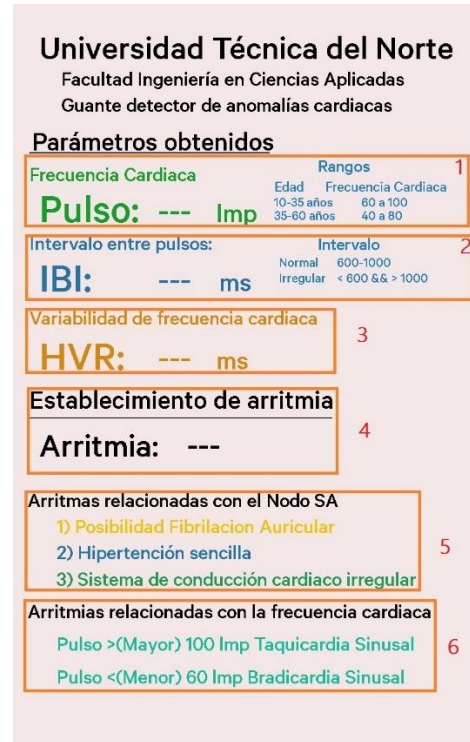


Figura 14. Interfaz de visualización de datos. Fuente: Autoría.

Tabla 1. Parámetros mostrados por el sistema de monitoreo.

Numero de sección	Descripción
# 1	Valor de la frecuencia cardiaca 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 cardiaca 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 cardiaca.

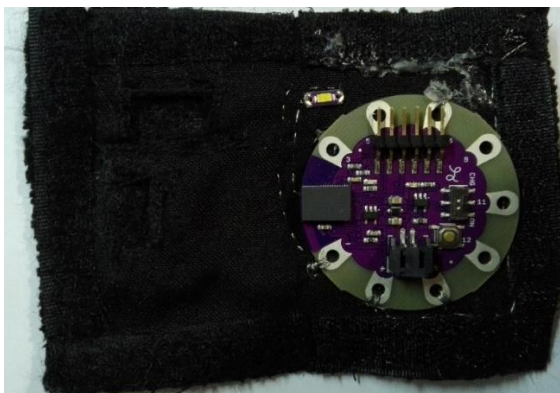
Fuente: Autoría.

## 4.4 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.

#### 4.4.1 Instalación de la placa electrónica.

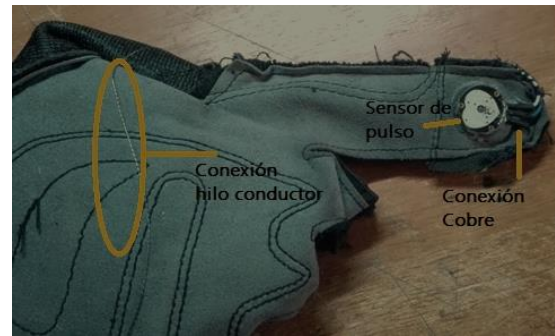
Teniendo como objetivo la posibilidad de poder remover los componentes electrónicos en caso de ser necesario una actualización o mantenimiento, se diseñó un estuche en donde se acoplará el sistema embebido con hilo conductor, el mismo que se incrustará de forma directa al guante a través de elementos 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 **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.** se muestra la confección que se realizó con la ayuda de una máquina.



**Figura 15.** Estuche completo de la placa electrónica  
Fuente: Autoría.

#### 4.4.2 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 16.** Instalación de sensor de pulso.  
Fuente: Autoría.

#### 1.1.1 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 17 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 17.** 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 2 se expone cada una las secciones.

**Tabla 2.** Secciones de conexiones guante.

Sección	Especificación	Material utilizado
1	Conexión negativa proveniente de la fuente de alimentación externa	Broche metálico Hilo conductor
2	Conexión positiva proveniente 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.

### 1.1.1 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.



**Figura 18.** Prototipo electrónico.

Fuente: Autoría

### 1.2 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 cardiaco 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.

### 4.4.3 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 3 se muestran los resultados obtenidos.

- **Resultados.**

**Tabla 3.** Resultados pruebas de funcionamiento.

Tipo	Frecuencia Cardiaca		
Rango	Normal (70-90 lmp)	Bajo (< 60 lmp)	Alto (> 90 lmp)
# Personas	7	0	3

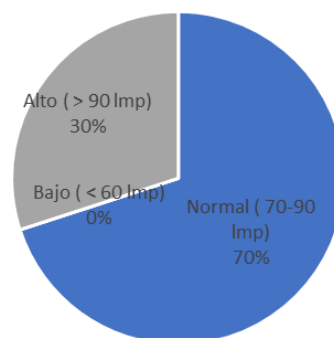
Tipo	IBI (Intervalo entre pulso)		
Rango	Bajo (< 750 ms)	Norma (950 - 750 ms)	Óptimo (> 950 ms)
# Personas	5	3	2

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.

Frecuencia Cardiaca



■ Normal (70-90 lmp) ■ Bajo (< 60 lmp) ■ Alto (> 90 lmp)

**Figura 19.** 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.



IBI (Intervalo entre pulso)

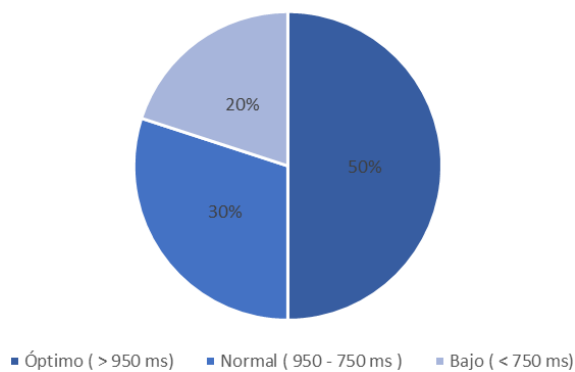


Figura 10. Resultados de la medición de IBI.

Fuente: Autoría.

#### 4.5 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 11 que con el apoyo de la Licenciada Lila Cazar del departamento de bienestar universitario se logró realizar las pruebas pertinentes del caso.



Figura 11. 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.

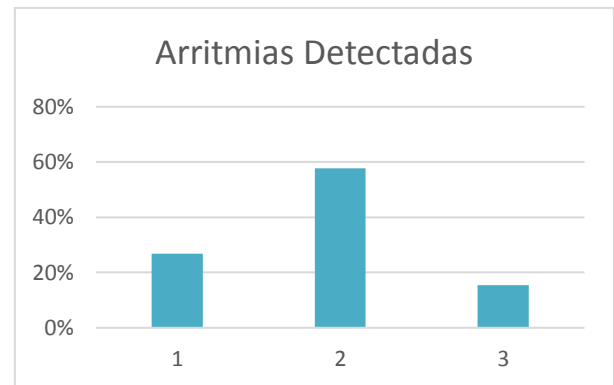


Figura 12. Resultados de arritmias encontradas.

Fuente: Autoría.

Se presenta la Tabla 4 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 diagnostico 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 4. 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 13 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.

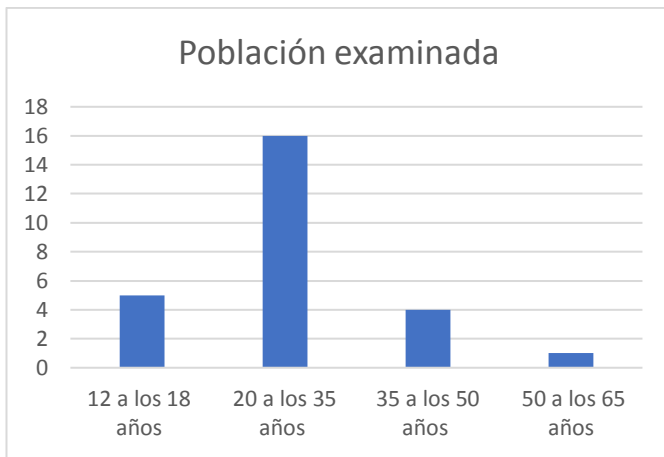


Figura 13. Población con quien se realizó las pruebas de funcionamiento. Fuente: Autoría.

Tabla 5. 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.

Tabla 6. 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.

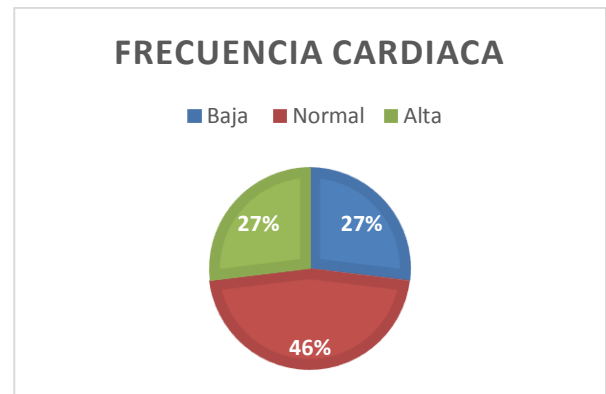


Figura 14. Porcentaje de frecuencias cardiacas. Fuente: Autoría.

#### 4.6 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 cardiaca 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.

#### 5. 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 trasmite 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 relacional el valor de la frecuencia cardiaca (FC) con arritmias, es así que si la FC está por debajo de los 60 latidos por minuto (Imp) se relaciona con Bradicardia y está por encima de 120 Imp 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  $\pm 3 \text{ bpm}$ , así 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.

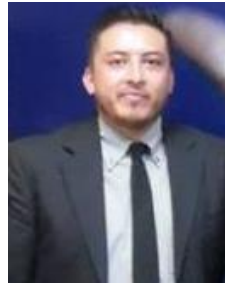
## Agradecimientos.

Se extiende un especial agradecimiento tanto al club atari de una Universidad Técnica del Norte como su mentor, así como a los docentes investigadores de la Carrera de Electrónica y Redes de comunicación.

## Referencias Bibliográficas.

- 1] [ J. R. Hampton, ECG en la práctica, Madrid.: Elsevier, 2014, p. 20.
- 2] [ Organización Mundial de la Salud, «Organización Mundial de la Salud,» 01 2015. [En línea]. Available: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/es/>.
- 3] [ Wearable Technologies, «Wearable Technologies,» 11 Enero 2017. [En línea]. Available: <https://www.wearable-technologies.com/>.
- 4] [ Wearable Technologies, «Wearable Technologies,» 15 Abril 2015. [En línea]. Available: <https://www.wearable-technologies.com/2015/04/wearables-in-healthcare/>.
- 5] [ Biomedical Engineering Community, «EBM,» 2016. [En línea]. Available: <http://www.embs.org/about-biomedical-engineering/our-areas-of-research/wearable-implantable-technologies/>.
- 6] [ Devsaran, «Waves,» 2016. [En línea]. Available: <http://www.wica.intec.ugent.be/research/wireless-body-area-networks>.
- 7] [ Ieee.org, «IEEE 802.15,» 2002. [En línea]. Available: [catarina.udlap.mx/u\\_dl\\_a/tales/documentos/lem/archundia\\_p\\_fm/capitulo3](http://www.udec.mx/u_dl_a/tales/documentos/lem/archundia_p_fm/capitulo3).
- 8] [ Sparkfun, «Sparkfun,» 2017. [En línea]. Available: <https://learn.sparkfun.com/>.
- 9] [ I. R. A. B. Esquivel y I. A. F. Márquez, «Diseño de un Sistema de Adquisición y Procesamiento de la Señal de ECG basado en Instrumentación Virtual,» *RIELAC*, pp. 17-30, 2015.
- 10] [ R. J. Huszar, Arritmias: Principios, Interpretación y Tratamiento, Elsevier España, 2005.
- 11] [ Asociación Española de enfermería en Cardiología, 2017. [En línea]. Available: [www.enfermeriaencardiologia.com](http://www.enfermeriaencardiologia.com).
- 12] [ D. G. Fábregues, «Federación Argentina de cardiología,» 5 Octubre 2006. [En línea]. Available: <http://www.fac.org.ar/publico/doc/noprof/hta.htm>.

- [ R. F. Martínez, J. O. Meré, F. J. de Pisón  
13] Ascacibar, A. G. Marcos y F. A. Elías, Redes Inalámbricas de sensores: teoría y aplicación práctica, Publicaciones Universidad de la Rioja, 2009.
- [ J. L. C. Valdéz, «Enciclopedia Virtual,» s.f.  
14] [En línea]. Available: <http://www.eumed.net/tesis-doctorales/2014/jlcv/software.htm>.
- [ PMO, «<http://www.spanishpmo.com/>,» Julio  
15] 2010. [En línea]. Available: <http://spanishpmo.com/index.php/ciclos-de-vida-modelo-en-v/>.
- [ UDT-IA, «Unidad de Desarrollo de  
16] Tecnología Artificial,» 28 09 2008. [En línea]. Available: <http://www.iiia.csic.es/udt/es/blog/jrodriguez/2008/metodologia-desarrollo-sotware-modelo-en-v-o-cuatro-niveles>.
- [ A. Ahmed, 1998. [En línea]. Available:  
17] <http://hypertextbook.com/facts/1998/ArsheAhmed.shtml>.
- [ adafruit, «adafruit,» 2017. [En línea].  
18] Available: [www.adafruit.com/product/](http://www.adafruit.com/product/).



Jaime R. MICHILENA CALDERON. Nació en Atuntaqui – Ecuador el 19 de febrero del año 1983. Ingeniero en Electrónica y Telecomunicaciones en la Escuela Politécnica Nacional en el año 2007. Actualmente es docente de la Carrera de Ingeniería en Electrónica y Redes de Comunicación de la Universidad Técnica del Norte, Obtiene su Maestría en Redes de Comunicación en la Pontificia Universidad Católica del Ecuador en el año 2016 Quito- Ecuador.

## Sobre los Autores.



Jhofre H. ALCOSER CACHIPUENDO. Nació en Cayambe el 12 de junio de 1993. Realizó sus estudios primarios en la Escuela “Mariana de Jesus” Los estudios secundarios los realizó en la Instituto Tecnológico Superior “Nelson Torres” donde finalizó en el año 2011, obteniendo el título de Bachiller en Ciencias Especialización Físico Matemático. Actualmente, está realizando su proceso de titulación en Ingeniería en Electrónica y Redes de Comunicación, Universidad Técnica del Norte – Ecuador.



# Development of a Wearable Monitoring and Anomaly Detection in Signal Heart by comparing an ECG signal and using Bluetooth and Platforms Hardware Software and Free Technology for Cardiovascular Health Care

*Authors - Jhofre Homero ALCOSER CACHIPUENDO, Mr. Jaime Roberto MICHILENA CALDERON, MSc.*

Faculty of Engineering of Applied Science, Technical University of North 17th Avenue from July 5 to 21, and José María Córdova, Ibarra, Imbabura

[Jhalcoser@utn.edu.ec](mailto:Jhalcoser@utn.edu.ec) , [jmichilena@utn.edu.ec](mailto:jmichilena@utn.edu.ec)

**Summary.** *This project wearable, which can be defined as a garment or accessory that has an integrated embedded system, which monitors the heart beat and has functionality to establish potential cardiac arrhythmias which may arise in the SA Node is presented heart, and are obtained through an analysis of variations in heart rate or HVR.*

*the LilyPad Simblee which has an RF antenna to create a Bluetooth Low Energy network has a mobile application that allows you to discover I interact with the hardware Simblee, and a pulse sensor which bases used for the construction of this project its reading light induced changes in skin tissues and your choice is based on the requirements that solve the needs of users.*

*Upon completion of the construction of wearable performance tests to prove the reliability and accuracy of measurement which has been established to achieve this several field tests were conducted in the building of university welfare of the Technical University of the North, with the help of nursing department staff. Once this process is continued culminates with the presentation users with whom a complete test of the operation of Wearable are made.*

## Keywords

Pulse sensors, HVR, Simblee, Simblee For Mobile, heart problems, detection Arrhythmias, cardiac arrhythmias, BLE, Bluetooth Low Energy.

**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 have a mobile application That Allows to discover I Interact with the hardware Simblee, in Addition to a press sensor That foundation ITS Reading in Caused the light of changes in the tissues of the skin and Its choice is based on the requirements meet the needs of That users.*

*Once the construction was completed of the wearable, functional tests That would provenance was established 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 Technical University of the North, with the help of Staff of the nursing department. Once esta process is completed, the presentation is continued to the users, with Whom They perform a complete test of the operation of the wearable.*

## Keywords

Press Sensors, HVR, Simblee, Simblee For Mobile, Cardiac Problems, Detection Arrhythmias, Cardiac Arrhythmias, BLE, Bluetooth Low Energy.

## 1. Introduction

In recent years heart-related diseases have been one of the leading causes of deaths in our country, based on data collected in 2010 by the INEC in Ecuador cardiovascular diseases are weighted according to the following

classification, hypertension (7%), Diabetes (6.5%), cerebrovascular disease (5.3%), ischemic disease (3.2%), heart failure (3.0%), showing thus a Total of 25%, representing one of the leading causes of death in Ecuador [1], According to the World Health Organization Cardiovascular disease is the leading cause of death worldwide, since in 2012 17.5 million people died from this cause, which represents 31% of all deaths in the world, of which 16 million deaths in people under 70 years are attributed. They established the main factors for the onset of cardiovascular disease are poor diet, lack of physical inactivity, consumption of snuff and alcohol consumption.[2]

People do not allow time for physical activity that would prevent largely the onset of cardiovascular disease, also perform control activities health would imply mobilized from their place of residence to a health center heart tests done, as well as represent both physical consumption, particularly economic and time resources. Today have been generated a variety of devices that help control and health care in several areas, as they are; control heart rate, breathing, blood glucose, frequently among others, which are designed for home use and provide a great help, but they still have a very high cost and complexity of managing or handling,

The development of a wearable, non-invasive monitoring of heart rate measured beats per minute the will transmit wirelessly a Smart device as smart phone or Table which visualize device that will be powered by lithium battery and connect with the device Mobile technology through BLE(Bluetooth low energy), which enables the development of the prototype implementation has lower cost and greater energy efficiency by providing greater performance than existing devices on the market today. it will optimize the time with which a person has to control his health of his heart made also would enable it to keep a regular record of your checks carried out, also enable a person to determine in an early way the presence of an abnormality in your heart rate such as a MAT (TAM), In which multiple points within the atrium trigger signals simultaneously. Issuing too many signals lead to the filing of a rapid heart rate, which can fluctuate between 100 and 130 beats per minute or more in adults. Thus establishing a preventive diagnosis of cardiovascular diseases. The implementation of this electronic device enable control people made from their own homes or workplaces, which have constant or preventive control in case of a person who has never conducted a review of this type.

## 2. Materials and methods.

### 2.1 Wearables.

The term refers to wearable electronics that can be used in the body, either as an accessory or as part of the material used in clothing[3]. One of the main features of portable

technology is its ability to connect to devices that display the data in real time.

The Wearable technology can influence fields of health, medicine, education, with the main objective of fail to incorporate electronics items daily use in our lives and allow a person to monitor their physiological functions, achieving a positive outcome in the area of health care. The new era of technology means that a lot of smart sensors make use of internet, where usually they use a Bluetooth communication to connect to a Smartphone.

The sensors are designed to connect or mate with people in a direct way, as are those measuring physiological parameters to be changed to a numeric value will influence to perform various actions. Most of this technology is used in accessories or clothing that are of a very small size. The wearable technology provides reading of physiological functions that we see daily as heart rate, body fat, calories lost, however, there is still much to investigate, all processes and actions that can be performed based on the analysis and interpretation of data collected.

The smart wearables industry by 2015 is one of the largest and most profitable in the market because of its high demand. Smart Wearable technology is certainly something that will be key to the optimal functioning of the society of the future, especially when it comes to health care [4]. Portable technologies detect parameters of various diseases and can transmit data to a remote center, which can direct the patient to take a specific action or automatically, action taken based on the reading sensors [5].

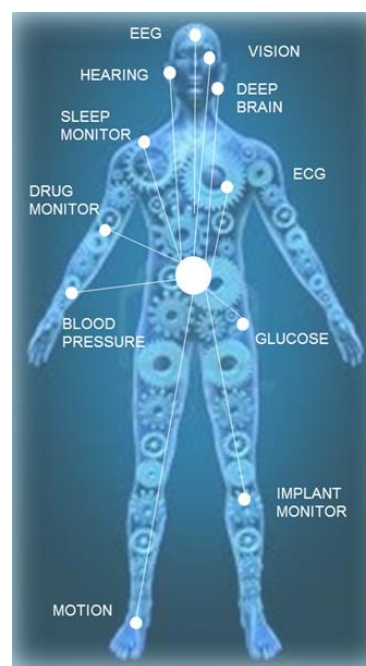


Figure 15. Areas of action Wearables

Source: <https://blog.nxp.com/innovation/the-wearable-revolution-has-already-begun>

## 2.2 Body Area Networks WBAN.

The personal area networks (WBANs) connected to separate nodes as sensors and actuators which are located in, clothes, body or skin of a person. The network typically expands especially the human body and the nodes are connected through a wireless communication channel. [6]. Depending on the application, these nodes are placed in a star or multihop topology.

A Area Network Body WBANs is understood as a network with a range that does not exceed 2 meters away, characterized by having a central node that collects information sensors located throughout the body, and where information collected and processed by the central node can be transmitted through multiple transmission protocols

### 2.2.1 WBANs protocols.

In establishing the connection with the components that make up a WBAN it can be varied and may have different transmission speeds. Where we can use two types of technologies such as; Bluetooth is known as IEEE 802.15.5 and 802.15.4 Zigbee like. We can establish that they are protocols used in a WBAN and have a wide range of powerful than a few meters and have a low energy consumption compared to other technologies, have different transmission rates depending on the application where for which this designed.

Bluetooth is a technology that aims to replace cable connections for portable or fixed electronic devices. Its main characteristics are: low complexity, low power consumption and low costs, as well as being a robust device [7]. This technology is implemented in many of the devices we use every day and are used for data transmission, multimedia content with a very efficient transmission through the band of 2.4 MHz, which is an unlicensed what disclaims any cost type to use.

**Table 1.** Bluetooth classes as power transmission.

Source: Obtained from [8]

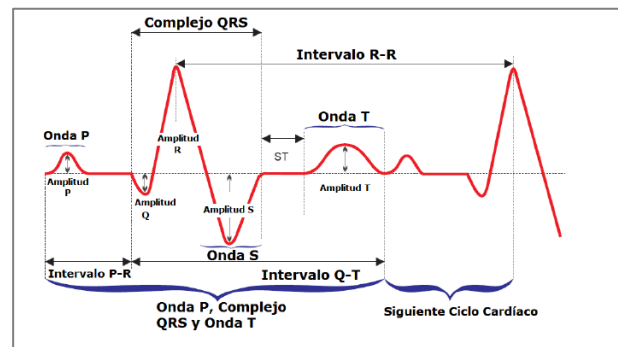
## 2.3 Electrocardiographic ECG signal.

Electrocardiographic electrophysiological signal is a variable that is a method of supporting the clinical diagnosis and allows reliable indicators of anatomical and functional status of the Cardiovascular System [9]. It is implemented by two or more electrodes placed on the skin at different points of the thorax, thereby obtaining the corresponding electrocardiographic leads. The heart's electrical activity can be measured by an electrocardiograph and reflected on an electrocardiogram (ECG) normally recorded by a series of waves in the different electric potentials which are formed in the heart during a heartbeat. Its advantage over other techniques is that it is non-invasive and is the easiest way to get information from that excitement. This

electrophysiological parameter is recorded and analyzed more frequently in health care processes, whether primary character or emergencies

### 2.3.1 Normal ECG signal

The time intervals and the amplitude in an ECG signal is used for reading through a graph paper in which the signal



obtained is plotted, which can be used both to establish a diagnosis of heart rate and also for detecting anomalies it could present a person. A normal ECG consists of a P wave, PR interval, QRS complex that consists of three waves, an ST interval and T wave

**Figure 2.** The ECG strip and more representative forms of waves.

Source: Designing a system acquisition and processing of the ECG signal based on Virtual Instrumentation

## 2.4 Cardiac arrhythmias.

Having studied an electrocardiogram and having known major waves composing an ECG signal, it is considered possible arrhythmias that can be found based on the analysis of heart rate, for which take electrical impulses that originate in the SA node (sinoatrial node), which is a bundle of nervous tissue of the heart, where the electrical impulse that causes the heartbeat is generated. First, an explanation will be made as the heart rate is calculated as the

s number	Clas m	Maximu output power (dBm)	Maximu output power (mW)	maximu m range
s 1	clas	20 dBm	100 mW	100 m
s 2	clas	4 dBm	2.5 mW	10 m
s 3	clas	0 dBm	1 mW	10 cm

irregularity can be used to detect cardiac arrhythmias.

### Heart Conduction System.

Cardiac conduction system is the structure which ensure the generation and transmission of electrical impulses in the heart. Said pulse is generated by Sinus Node in the upper region of the right atrium and passed through

preferential pathways to the AV node, located at the base of the right atrium. The AV node slows down the momentum before transmitting it to Make His running through the central fibrous body, allowing conduction to the ventricles.

**sinus arrhythmia**

All complexes are normal, but the heart rate is irregular. Increasing with inspiration and expiration decreases [10]. It is caused by nerve impulses from the lungs and reach the heart center of the brain; It is in turn, stimulates the sinus node frequency varies with respiration. Heart rate increases with inspiration and decreases with expiration. This arrhythmia only indicates a variation in heart rate due to inspiration and expiration, most often seen in children

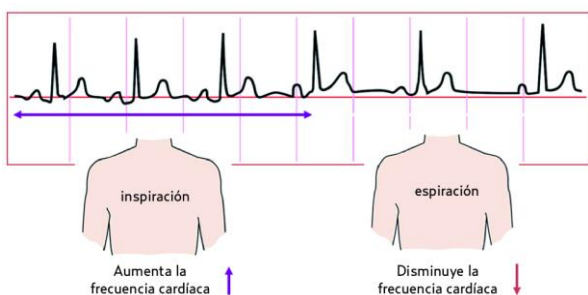


Figure 3. Sinus arrhythmia electrocardiogram  
Source: Update Family Medicine.

**sinus tachycardia.**

"Is defined as an increased frequency of 100. In other words, all complexes are normal, but the heart rate is greater than 100 per minute (rarely exceeds 140)"[10], This arrhythmia indicates that the waves composing the electrocardiogram have a normal shape, there is no deformity in the signal, but the time when new electrical signals which result in pulses is very short is generated, this can commonly occur when exercise is performed.

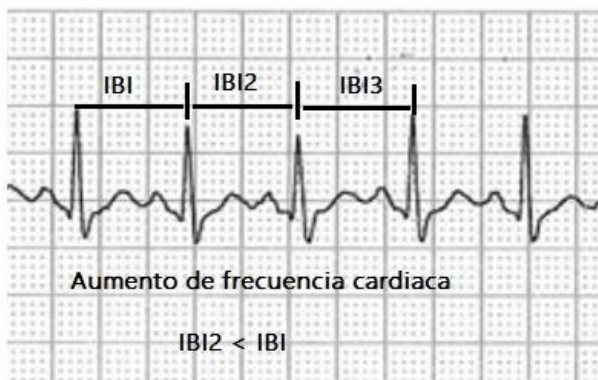


Figure 4. ECG sinus tachycardia.  
Source: Obtained from [10]

**sinus bradycardia.**

"This arrhythmia is diagnosed when the heart rate is less than 60 per minute, retaining all its normal configuration

complex. It can be commonly seen in well-trained athletes and in patients under the action of morphine digital "[10]. This indicates that the heart rate is normal but the electrical discharge which provides the SA node is slow or declining.

**Atrial Fibrillation.**

The QRS (ventricular wave) is complex configuration because the normal conduction tissue beyond the AV node has not been affected. As implied by the word "fibrillation," the normal P waves are replaced by other irregular fast, each of different configuration. These often called fibrillation waves represent different forms, because they come from different foci in the handset territory [10]. ECG Atrial fibrillation is a complex QRS presented at irregular intervals, atrial fibrillation when the ventricular rhythm is irregular.

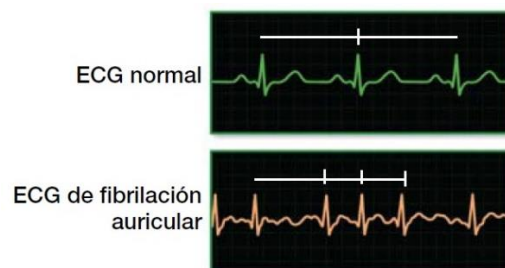


Figure 5. Electrocardiogram of atrial fibrillation  
Source: obtained from [eleven]

**mild hypertension.**

The heart acts as a pump which sends the body about 5 liters of blood per minute. When the heart contracts, pushes blood into the arteries. The highest pressure reached is called systolic or maximum. When you relax, the lowest pressure is called diastolic or minimum. Hypertension is a disease of the arterial wall, which is characterized by changes in structure and which, together with high cholesterol and smoking, the main risk factor for development of coronary heart disease (myocardial infarction or angina pectoris) [12].

**2.5 Sensors.**

The sensors are a type of hardware that by monitoring a specific area detect physical changes in variables, for example temperature or humidity, obtaining a generally electrical measurable response, which is sent to a controller to be processed and used according to the requirements of the implemented system. [13]

Considering the sensing parameters, you must make a selection of different sensors, free hardware support for each parameter. This selection is based on the availability of sensors in the Ecuadorian market.



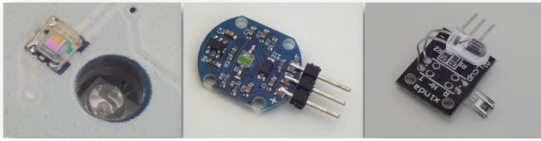


Figure 5. Types pulse sensor.

Source: Retrieved from <https://www.sparkfun.com/products/10275>

## 2.6 Software development process.

It should follow a methodology for the development of this electronic prototype for results that meet the needs of users. So be states that "for the design and development of software projects methodologies, models and techniques to solve problems apply"[14].

### V model or Four Levels

The V model is a variation of the cascade model showing how the test activities are related to the analysis and design coding forms the apex of the V, with the analysis and design to the left and testing and maintenance on the right[fifteen]. In the logic levels 1 to 4, for each phase of development, there is a corresponding parallel phase or verification or validation. This structure reflects the principle that for each phase of development must be a verifiable result[16].

This model V or four levels has two parallel processes which relate directly, which results that may be verifiable each stage and have a great advantage because we have a step parallel verification will help us to establish where the error may come.

## 3. Design.

The design of a monitoring system through the use of a WBAN, for which take into account the requirements through an analysis of the needs that people have, this will set the functions and boundaries of system operation, further detailing the hardware and software needed to build the prototype.

### 3.1 Hardware and Software choice.

The choice of components will be conducted based on the system requirements given above, and a choice is also made systematically

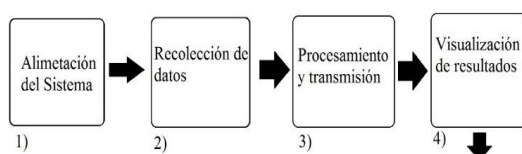


Figure 6. System logic.

Source: authorship

- 5) It will be system life, battery rechargeable lithium-ion one size too small
- 6) A pulse sensor that can collect data from the heartbeat of fingertips.
- 7) A plate that can handle sensors and to process, store data also need to allow the transmission ports to other devices
- 8) An application on a mobile device that allows the display of data received electronic prototype.

## 3.2 Choice of sensor heartbeat

In the above described blocks part of data collection before processing board, first placed, we select the pulse sensor because in the project proposal chose to use a glove, so it is required to find a sensor having the optimal size for installation in one of the fingers of the glove.

### 3.2.1 Amped pulse sensor or SEN 11574

In the development of the monitoring system, the pulse sensor Amped is a fundamental building block as obtained reading heartbeat through the optical variations that produce tissues that this case is the fingertips of hand, when the blood flowing through the optimal variations occurs. The signal that the sensor will obtain an analog value to be sent to the Arduino through a wired connection.

This sensor uses amplifiers and filters operations to avoid noise to amplify the signal from an optical sensor only connected to a power supply of 3V -5V places it on the fingertip and start measuring data

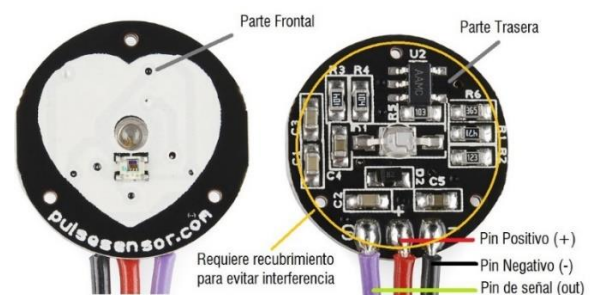


Figure 7. Amped pulse sensor.

Source: adaptation [17]

## 3.3 Choice of plate processing.

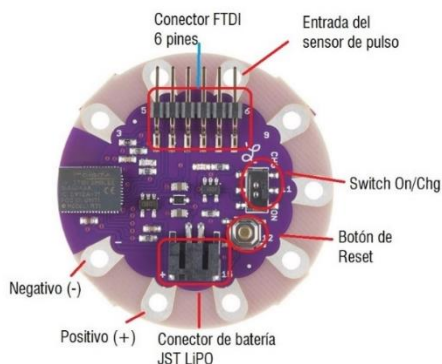
After the election pulse sensor, the plate or embedded system that will support the sensor and comply with the

proposed requirements will be elected, you must have ports and libraries that make the sensor reaches its maximum operating capacity.

### 3.3.1 Arduino LilyPad Simblee.

The plate LilyPad Simblee is the heart in the implementation of the monitoring system as it is responsible for gathering the data obtained by the pulse sensor, and also perform the processing and analysis of the different variables that may exist, to finally transmit data through a wireless connection to a mobile device.

Simblee LilyPad Arduino is a programmable board that has the functionality to run mobile applications via Bluetooth 4.0 on different projects focused on electronics in textiles.



**Figure 8.** Arduino LilyPad Simblee. **fuate:** adaptation [8]

#### 1.2.1.1 Choosing mobile device.

The mobile device is a member in which the application will serve as viewer that shows graphically the heart rate and all data processed by the plate Arduino, also serve as a method of data entry for the user will be installed. In the construction of this project, a Samsung Galaxy Tablet will use to 2016, which has an operating system 5.1.1, a wireless Bluetooth 4.0 and Wireless 802.11 ac connection, which makes it the optimum device will install the application to show users the data.



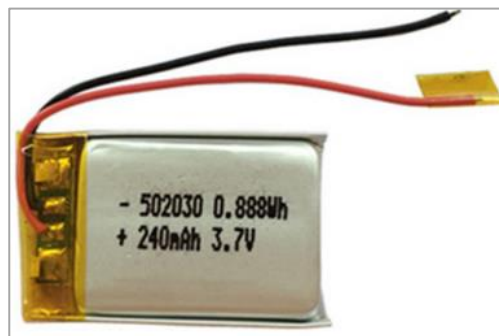
**Figure 9.** Samsung Galaxy Tab A6 **Source:** authorship

### 3.3.2 Lithium battery.

Lithium Ion batteries are of a very small size and extremely light because of its composition is based on

lithium-ion chemistry. Each cell emits a nominal 3.7V 240mAh. These batteries require special burden which should not be attempted with anything unless it is a specialized battery Charger

The storage capacity depends on the size of the battery. This battery must meet the main requirement is to exceed 2 hours of continuous operation, besides having a size that is less than 4cm. Based on the selection plate and LilyPad Simblee Amped pulse sensor, the battery with the ability to feed lies above 100mA.



**Figure 10.** Lithium-ion battery **Source:** Retrieved from www.sparkfun.com

#### 1.2.1.2 Thread.

The thread can carry current in the same way that the cables, which enables that can be used for creating a circuit. This allows the user to sew a circuit, creating flexible circuits that do not require welding.

This thread has 2 layers, a bit thicker than each polyester or cotton thread, but thin enough to be hand stitching needle eye medium or with a sewing machine. Because it is strong and soft, it is ideal for any project dress / e-textiles. It also has a low resistivity 16 ohms per foot so you can use it to drive LEDs and other electronic components used in ~ 50 mA.



**Figure 10.** Stainless steel thread **Source:** Obtained from [18]

## 3.4 Circuit diagram.

the Fritzing software for creating the electronic circuit, which consists of one Arduino, one pulse sensor amped 1 - litio Ion battery, this is subsequently implemented and a glove used.

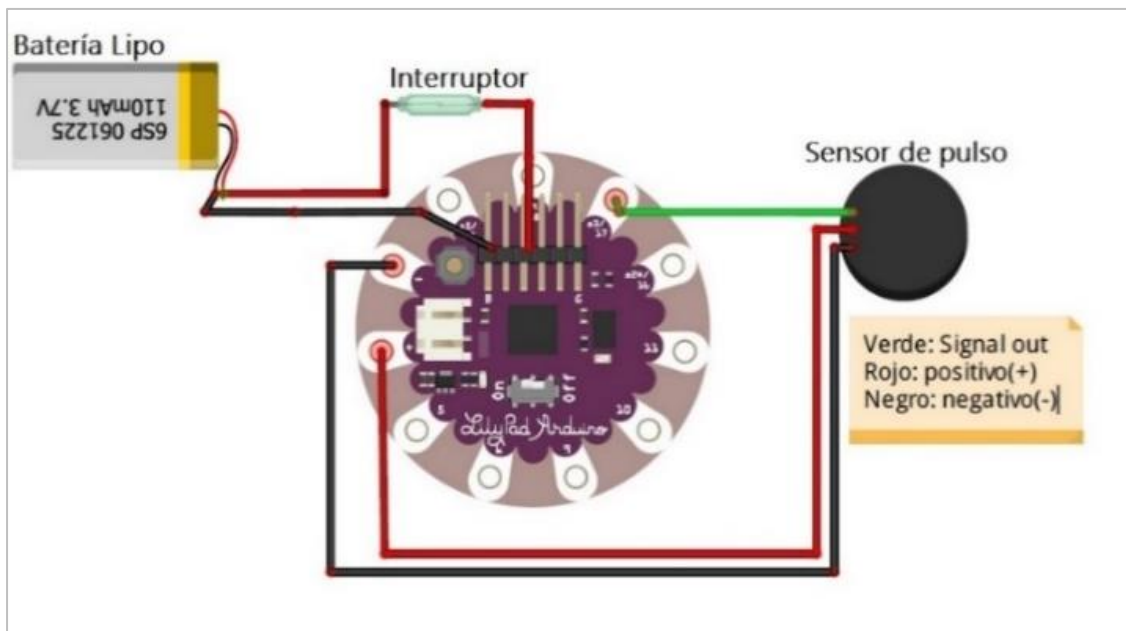


Figure 116. Connection diagram.  
Source: Authorship

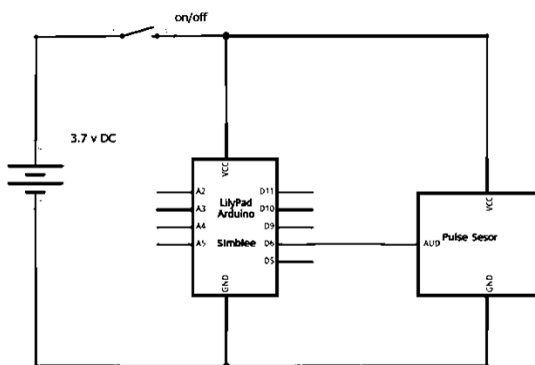


Figure 11. Connection diagram.  
Source: Authorship

## 4.2 Software development.

Involve software development programming Arduino LilyPad Simblee through the Arduino programming language which is based on C++ and will result in a file with the extension (Ejemplo.ino) to be loaded through the port FDTI toward the plate that will execute the instructions in an orderly and systematic manner. Initially the library that will allow the use of integrated RF antenna plate is declared. The SimbleeForMobile library allows creating a Bluetooth network and an SDK application for viewing on Android devices.

- Create a wireless network Bluetooth low energy
- Using processing based programming
- Creating mobile application.

Having defined the SimbleeForMobile bookstore on top of the main appendix of programming code that can be displayed in Annex 1, we continue with the parameter settings of wireless communication and are: name SSDI, power network, advertisement network and initialization of the library.

## 4. Implementation and performance tests.

software development and construction of prototype electronic document giving compliance to the design proposal. After the construction performance tests that includes a software test for determining heart rate and its relationship to heart abnormalities, then the hardware evaluation reference will be made to the structure and placement both the sensor and is set plate making up the monitoring system.

### 4.1 System Connection Diagram.

the Fritzing software for creating the electronic circuit, which consists of one Arduino, one sensor amped pulse, one battery -lito Ion, this is subsequently implemented and a glove, the one can appreciate the design will be used closed electronic circuit.

```
void setup()
{
  SimbleeForMobile.advertisementData = "utn";
  SimbleeForMobile.domain = "utn.edu.ec";
  SimbleeForMobile.baseline = "Ecuador 2017";
  SimbleeForMobile.deviceName = "S.M. Pulso";
  SimbleeForMobile.txPowerLevel = -4 ;
  Serial.begin(9600);
  SimbleeForMobile.begin();
}
```

**Figure 117.** Basic configurations bluetooth  
Source: Authorship.

After obtaining the values of the heartbeat and the time between them, we proceed to calculate the HRV or heart rate variation, which can be calculated in the time domain or frequency. Resulting value will allow us to make a link between the various arrhythmias that a person may file depending on the range that is your HRV. This is calculated on the analysis of the ECG RR section (Electrocardiographic) signal or interval between each pulse.

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

**Equation 2.** Calculation of HRV

Where:

HVR is the variation of heart rate

RR is the interval between beats per minute

The HRV or heart rate variations will be used in the project to determine potential cardiac arrhythmias. Set the value between pulses per minute or IBI, and you can start making the calculation of HRV which is based on performing an average of a finite number of intervals RR, so that the result of this operation allows us to establish the kind of arrhythmia which can present a person. Even so beats per minute rates may be related to arrhythmias involving the heart I became very fast.

**Under HVR**

If this value is below 750ms is more likely to present atrial fibrillation is an arrhythmia that relates a problem with the rate or rhythm of the heartbeat. This type of arrhythmia is commonly caused by a problem in the heart's electrical system, which the SA node of the heart is generated. The heart rate reading will be very irregular.

**HRV Medio**

An average HVR can be defined when it is between 750 and 950 ms and may be presenting a possible hypertension where the heart is conducting overexertion to pump blood the body needs, also your heart rate will be at a very high rank they may become related to an arrhythmia known as tachycardia. This also is closely related to stress or fatigue presented by the patient.

**Normal HVR**

This occurs when there is a greater value to 950 ms has a lower probability of arrhythmias in the heart and can set the heart condition is stable and does not have the presence of an anomaly in the system node SA. This also implies that the parasympathetic system is sending orders to regulate its beating heart and sent enough blood throughout the body, while the muscles will have a greater number of cells that are working to repair damaged tissues.

This analysis focuses clearly in the RR interval of an ECG signal in the time domain and the relationship between each of the ranges obtained, arrhythmias that can be detected by this parameter are based on the theoretical framework and scientific papers that use this parameter to relate to diseases.

**4.3 Android Application Visualization.**

The visualization application consists of two parts, first, it has the Simblee for Mobile application that owns the creator of the microprocessor of the same name and which is available for Android and IOS, this allows you to discover the hardware devices Simblee with Bluetooth low energy. Once discovered, the user has the ability to select the desired device Simblee and interact with the hardware. The mobile phone provides the user interface to interact with the hardware, this case will Arduino LilyPad Simblee.



**Figure 118.** Display interface data.  
Source: Authorship.

**Table 7.** Parameters displayed by the monitoring system.

Section number	Description
----------------	-------------



# 1	Value of heart rate in beats per minute, normal ranges of this measurement by age.
# 2	the interval time between each of the beats and normal and irregular ranges that can be expressed.
# 3	Value of the heart rate variability based on the parameters of section 1 and 2
# 4	It generates a number depending on the type of arrhythmia is established.
# 5	Information about arrhythmia that the patient may be suffering.
No. 6	Information about arrhythmias relate to the value of heart rate.

Source: Authorship.

#### 4.4 Hardware development (integration).

In this section the construction process of the electronic prototype, which was to design external elements used for coupling the plate to the glove document.

##### 4.4.1 Installing the electronic board.

Aiming the possibility to remove the electronic components if necessary updates or maintenance, a case where the embedded with thread system be coupled is designed, the same will be embedded directly into the glove through elements textile use. It is to be achieved having a removable circuit. This was made by making a case worsted fabric-based black, with the following dimensions 4cm x 6cm, thread, automatic and velcro. Then the **Error! No se encuentra el origen de la referencia.** making held with the help of a machine is shown.

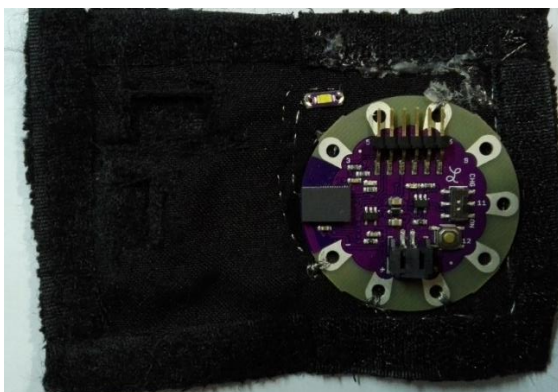


Figure 119. Complete kit electronic board  
Source: Authorship.

##### 4.4.2 Installation of pulse sensor.

The requirements set resulted in the pulse sensor should be installed at the tip of the index finger, for this right hand was chosen because there is no difference when reading data, and the choice was made based on the skill that has the vast majority of the population in managing his right hand, but left open the possibility to select the left hand for

installing the sensor. The installation was carried out with the use of hot glue. First, it was coated in a careful manner the back which would stuck to the glove, also the front was covered with transparent velcro to prevent outsiders from interfering in reading, as this is through LED light .

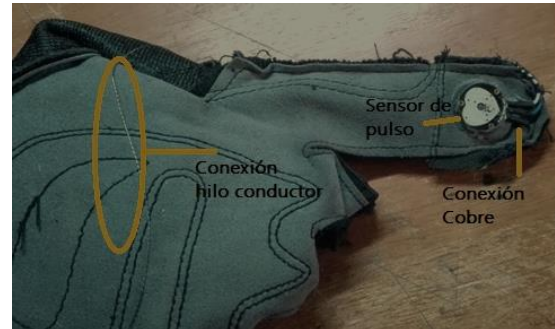


Figure 120. Installation of pulse sensor.  
Source: Authorship.

##### 1.1.2 Component connections.

The use of wire is vital to have a very pleasing visual impact to the user, and elements used in the manufacture of textiles. needles, automatic clasps that have high conductivity properties used where. The connection can see in the Figura17 wiring diagram. In the glove we note that section 8 performs the function switch on and off the system, and inside sections 6 and 7 are the pins where they are must be connected to the battery supply.



Figure 121. Connecting components  
Source: Authorship.

Between the glove and the case clasps called automatic metal had to be used, since it is required that there should be electrical continuity between the sensor installed inside the glove and the plate. Then the Tabla 2 each exposed sections.

**Table 8.** Connection sections glove.

Section	Specification	Used material
1	the negative connection provident external power supply	Lead wire metallic brooch
2	the positive connection provident external power supply	Lead wire metallic brooch
3	positive connection to power the sensor	Lead wire metallic brooch
4	Connection data output from the sensor	Lead wire metallic brooch
5	negative connection to power the sensor	Lead wire metallic brooch
6	positive connection of the external source	Lead wire metallic brooch
7	positive connection of the external source	Lead wire metallic brooch

Source: Authorship.

### 1.1.2 Prototype coupled completely.

Once all the changes in the glove, as the connections of electronic components is obtained as result the first prototype, where we can appreciate the LilyPad Simblee at the top of the glove and while its battery is located on the inside wrist hand, it should be added that the sensor can not be displayed because it is located inside the glove with the connections that occur through wire.



**Figure 122.** Prototype electronic.

Source: authorship

### 1.3 Functionality test.

Performance tests will be established in two stages, the first is based on establishing the reliability of measurement available to the glove compared to other methods of reading heartbeat and the second step will proceed to perform tests correct operation with so check if it complies with the

requirements, which were established through the programming source code.

### 4.4.3 Reading test pulse and time between intervals.

The test consisted basically in applying for a volunteer placed the glove and through the serial console our computer monitor only the heart rate and IBI. This was done with a population of 10 people, college facilities, wellness building university students and teachers. In the Tabla 3 the results obtained are shown.

- **Results.**

**Table 9.** Results of operation tests.

Kind	HEARTBEAT		
Rank	Normal (70-90 lmp)	Low (<60 lmp)	High (> 90 LMP)
# People	7	0	3

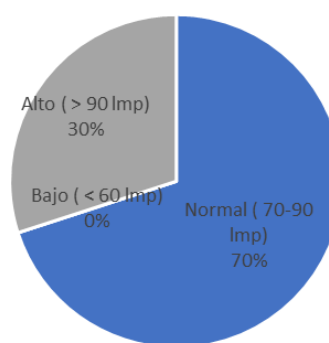
Kind	IBI (Pulse Interval)		
Rank	Low (ms)	Norma 1 (950-750 ms)	Optimal (> 950 ms)
# People	5	3	2

Source: Authorship. (Lmp = beats per minute ms = milliseconds)

- heart rate.

70% of the volunteers who used the monitoring system had a normal mean heart rate, while 30% was high, which gives an indicator of possible arrhythmias.

Frecuencia Cardiaca



■ Normal ( 70-90 lmp) ■ Bajo ( < 60 lmp) ■ Alto ( > 90 lmp)

**Figure 123.** Average heart rate measuring

Source: Authorship.

- Interval between pulses.

50% of the volunteers were obtained that IBI is optimal, 30% is normal and miestras than 20% is low, which is an indicator to establish the occurrence of an arrhythmia in the SA node.

IBI (Intervalo entre pulso)

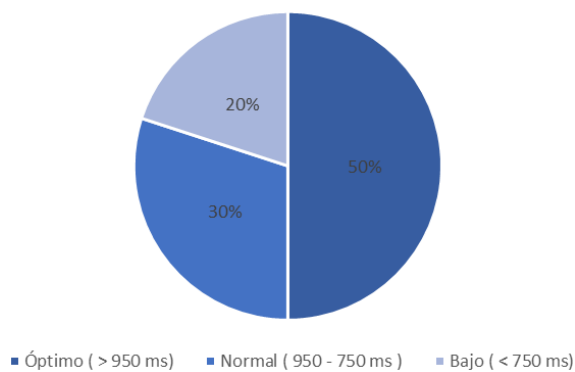


Figure 24. Measurement results of IBI.  
Source: Authorship.

#### 4.5 Tests establishment of arrhythmia.

Following the methodology it is carried out checking software, which created based on your requirements and approach the author. Reading heartbeat and together with the time interval between pulse will be used to determine the HVR, which is related to a possible atrial fibrillation, hypertension simple and low in a state of the cardiac conduction system. The test device was applied to 25 people including 4 cardiac arrhythmias recorded in his personal file, which is in the integrated system of the university and who is in charge of university welfare department. So also it is shown in Figura 11 with the support of Licensed Lila Cazar welfare university department was able to perform the relevant evidence in the case.



Figure 25. Testing operation of the electronic prototype in the welfare department Technical University North, Lic. Lila Cazar.  
Source: Authorship.

#### Result

A higher percentage of a simple detection hypertension besides fatigue and exhaustion factors present in some individuals was obtained, could have influenced to obtain this result. Atrial fibrillation is associated with 4 found confirmed cases of potential cardiac arrhythmias and finally a low-conduction occurs by a heart rate below normal. Besides having a case where the patient was in a recovery process postpartum.

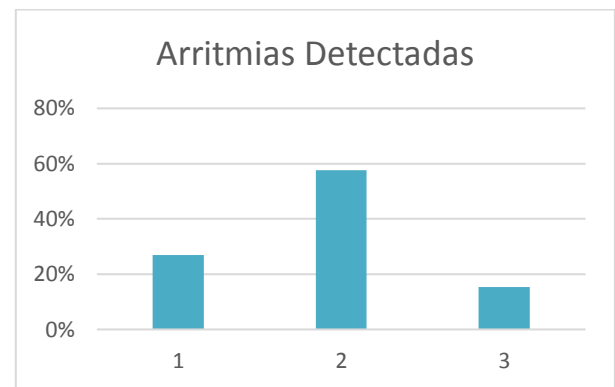


Figure 26. Arrhythmia results found.  
Source: Authorship.

It presents the Tabla 4 where you can see the number of cases detected were achieved through the use of the monitoring system. Of which 4 people had a confirmed diagnosis of a cardiac arrhythmia, which the system detected as a fibrillation because of this problem results in abnormal operation of the node SA, responsible for sending electrical pulses to the heart.

Table 10. Arrhythmia reading results.

#	Type Arrhythmia	Percentage	# People
1	atrial fibrillation	27%	7
2	Simple hypertension	58%	fifteen
3	Cardiac conduction system under	fifteen%	4
Total			26

Source: Authorship.

In the university department being admitted people from all departments and faculties of the university, of all kinds of age. Then the Figura 13 It is shown that percentage of the population aged 20 - 35 years the test, which is established in the guidelines of the project was implemented.

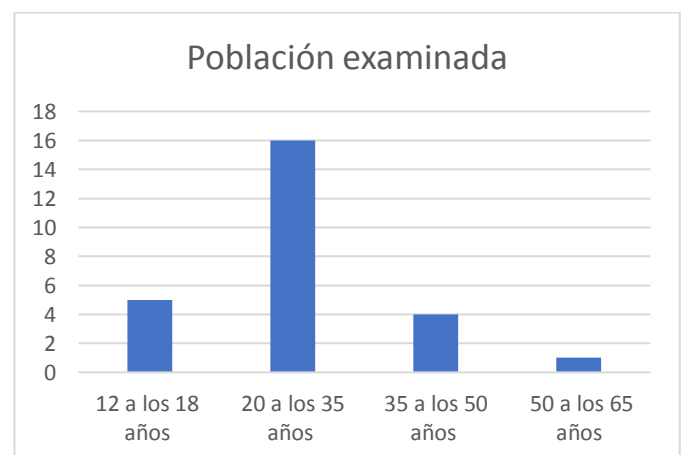


Figure 27. Population who function tests was performed.

Source: Authorship.

**Table 11.** Population conducting the examination.

Age range	# People	Percentage
12 to 18	5	19%
20 to 35 years	16	62%
35 to 50 years	4	25%
50 to 65	1	4%

Source: Authorship.

**Result of heart rate.**

a new rhythm analysis obtained during the testing process where is performed is expressed by a low frequency percentages <70 lmp, standard 70-90 lmp and high > 90 bpm. None of the people who took the tests, had never done this kind of evidence.

**Table 12.** Results of heart rate reading

heart rate	Percentage	# People
Low	27%	7
Normal	46%	12
high	27%	7
Total		27

Source: Authorship.

This led us to establish that a higher percentage of people have a normal heart rate, while the other half have problems in your heart rate.

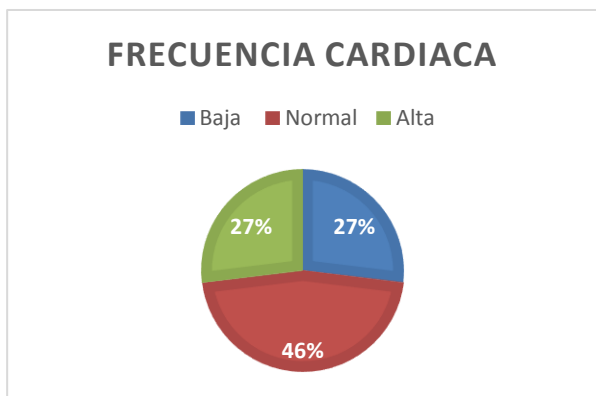


Figure 28. Percentage of heart rates.  
Source: Authorship.

**4.6 Construction results.**

Once the construction of this device we can appreciate the functional advantages it has over other existing devices on the market, collecting the same types of data.

The great difference between wearables devices capable of measuring heart rate lies that only measure beats per minute, while the developed prototype determines the time between each pulse, an analysis of these periods for the variability between them . A marked difference between a traditional oximeter and the prototype is in the form that displays data to the user, one makes through a display and the other through a mobile application. Another key point is how the data obtained in a measurement can be used for the determination of arrhythmias while traditional devices do not perform this action. Optimizing the choice of components gives a great advantage over energy saving counts,

**5. 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.

In the proposed project I focus a population of 20 to 40 years, but once conducted the study of the stages of humados beings where the heart reaches complete development and enables the detection of arrhythmias, you have as result that the stage between 20 to 35 years is ideal, since it is where all organs of the body, especially the heart, comes to complete its development and because this population is chosen.

With the completion of bibliographic study it was determined that the SA node, is the place where the electrical pulses are generated for the heart beat, and is the site can cause arrhythmias types sinusual that relational value of heart rate (FC) with arrhythmias, so that if the FC is below 60 beats per minute (lmp) relates to bradycardia and is above 120 lmp relates to principles of tachycardia.

Obtaining the heart rate, interval time between each pulse or RR interval are used to calculate the heart rate variability or HVR, and which three arrhythmias is determined, wherein it obtained if the result of the HVR is less than 750 ms is related to atrial fibrillation, if between



750 and 950 ms is a simple reference for hypertension and if it exceeds 950ms relates to a driving system irregular.

By following the methodology of the model V and ISO / IEEE 29148 standard established that the requirements for the development of electronic prototype should focus mainly on performance parameters such as: type read method, RAM, Crystal Precision and version Bluetooth technology to use. These requirements ensure optimum performance and we CLICO long life.

Performance tests allowed us to establish the reliability with respect to a pulse oximeter was 97% taking into account the accuracy of the oximeter is on, so get that availability will be 99.99% of times when their use is obtained that 27% of the population are atrial fibrillation, 58% simple and 15% hypertension system irregular conduction of a population where 62% were between 20 to 35 years.  $\pm 3 bpm$

## Thanks.

Special thanks to both the club atari Technical University of North as his mentor It extends as well as teachers researchers Race Electronics and Networks comunicación.

## Bibliographic references.

- [1] JR Hampton, ECG in practice, Madrid : Elsevier, 2014, p. twenty.
- [2] World Health Organization, "World Health Organization," in January 2015. [Online]. Available: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/es/>.
- [3] Wearable Technologies, "Wearable Technologies," 11 January 2017. [Online]. Available: <https://www.wearable-technologies.com/>.
- [4] Wearable Technologies, "Wearable Technologies," 15 April 2015. [Online]. Available: <https://www.wearable-technologies.com/2015/04/wearables-in-healthcare/>.
- [5] Biomedical Engineering Community, "EBM," 2016. [Online]. Available: <http://www.embs.org/about-biomedical-engineering/our-areas-of-research/wearable-implantable-technologies/>.
- [6] Devsaran, "Waves," 2016. [Online]. Available: <http://www.wica.intec.ugent.be/research/wireless-body-area-networks>.
- [7] Ieee.org, "IEEE 802.15," 2002. [Online]. Available: [catarina.udlap.mx/u\\_dl\\_a/tales/documentos/lem/archundia\\_p\\_fm/capitulo3](http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lem/archundia_p_fm/capitulo3).
- [8] Sparkfun, 'Sparkfun, "2017. [Online]. Available: <https://learn.sparkfun.com/>.
- [9] IRAB Esquivel and IAF Márquez, "Design of a System Acquisition and Signal Processing ECG based on Virtual Instrumentation," RIELAC, pp. 17-30 2015.
- [10] RJ Huszar, Arrhythmias: Principles, Interpretation and Treatment, Elsevier Spain, 2005.
- [e1 even] Spanish Association of Nursing in Cardiology, 2017. [Online]. Available: [www.enfermeriaencardiologia.com](http://www.enfermeriaencardiologia.com).
- [12] DG Fábregues, "Argentina Federation of Cardiology," October 5, 2006. [Online]. Available: <http://www.fac.org.ar/publico/doc/noprof/hta.htm>.
- [13] RF Martinez, JO Meré, FJ Rammer Ascacíbar, AG and FA Marcos Elias, wireless sensor networks: theory and practical application, Universidad de la Rioja Publications, 2009.
- [14] JLC Valdéz, "Virtual Encyclopedia," Sf. [Online]. Available: <http://www.eumed.net/tesis-doctorales/2014/jlcv/software.htm>.
- [fif teen] PMO, "http://www.spanishpmo.com/,» July 2010. [Online]. Available: <http://spanishpmo.com/index.php/ciclos-de-vida-modelo-en-v/>.
- [16] UDT-IA, "Artificial Development Unit Technology," 28 September 2008. [Online]. Available: <http://www.iiia.csic.es/udt/es/blog/jrodriguez/2008/metodologia-desarrollo-sotware-modelo-en-vo-cuatro-niveles>.
- [17] A. Ahmed, 1998. [Online]. Available: <http://hypertextbook.com/facts/1998/ArsheAhmed.shtml>.

[18 adafruit, "adafruit," 2017. [Online].  
] Available: [www.adafruit.com/product/](http://www.adafruit.com/product/).

## About the Authors.



Jhofre H. ALCOSER CACHIPUENDO. Born in Cayambe on 12 June 1993. He completed his primary education at the "Mariana de Jesus" School Secondary studies at the Higher Technological Institute "Nelson Torres" which ended in 2011, earning a Bachelor of Science Mathematician Physicist specialization. Currently, he is

conducting its process engineering degree in Electronics and Communication Networks, Northern Technical University - Ecuador.



Jaime R. CALDERON MICHILENA. Born in Atuntaqui - Ecuador on February 19, 1983. Engineer in Electronics and Telecommunications at the National Polytechnic School in 2007. He currently teaches at the School of Engineering in Electronics and Communication Networks Technical University Northern Gets his Master

of Communication Networks at the Pontifical Catholic University of Ecuador in Quito Ecuador 2016.

