



UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO

**FACULTAD DE INGENIERÍA EN SISTEMAS ELECTRÓNICA E
INDUSTRIAL**

**CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y
COMUNICACIONES**

TEMA:

**“INDUMENTARIA ELECTRÓNICA PARA EL MONITOREO CONTINUO DE
SEÑALES VITALES”**

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

LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN: Física y Electrónica .

AUTOR: Franklin German Placencia Camacho

TUTOR: Ing. Víctor Santiago Manzano Villafuerte, Mg.

Ambato - Ecuador

Mayo, 2016

APROBACIÓN DEL TUTOR

En mi calidad de Tutor del Trabajo de Investigación sobre el Tema:

“INDUMENTARIA ELECTRÓNICA PARA EL MONITOREO CONTINUO DE SEÑALES VITALES”, del señor, Franklin German Placencia Camacho estudiante de la Carrera de Ingeniería en Electrónica y Comunicaciones, de la Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial de la Universidad Técnica de Ambato, considero que el informe investigativo reúne los requisitos suficientes para que continúe con los trámites y consiguiente aprobación de conformidad con el numeral 7.2 de los Lineamientos Generales para la aplicación de Instructivos de las Modalidades de Titulación de las Facultades de la Universidad Técnica de Ambato.

Ambato, Mayo de 2016

EL TUTOR

Ing. Víctor Santiago Manzano Villafuerte, Mg.

AUTORÍA

El presente Proyecto de Investigación titulado: INDUMENTARIA ELECTRÓNICA PARA EL MONITOREO CONTINUO DE SEÑALES VITALES. Es absolutamente original, auténtico y personal, en tal virtud, el contenido, efectos legales y académicos que se desprenden del mismo son de exclusiva responsabilidad del autor.

Ambato, Mayo de 2016

Franklin German Placencia Camacho

CC: 1804612362

DERECHOS DE AUTOR

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

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

Ambato, Mayo de 2016

Franklin German Placencia Camacho

CC: 1804612362

APROBACIÓN COMISIÓN CALIFICADORES

La Comisión Calificadora del presente trabajo conformada por los señores docentes Ingenieros: Patricio Córdova y Patricio Encalada, revisó y aprobó el Informe Final del trabajo de graduación titulado INDUMENTARIA ELECTRÓNICA PARA EL MONITOREO CONTINUO DE SEÑALES VITALES, presentado por el señor Franklin German Placencia Camacho de acuerdo al numeral 9.1 de los Lineamientos Generales para la aplicación de Instructivos de las Modalidades de Titulación de las Facultades de la Universidad Técnica de Ambato.

Ing. José Vicente Morales Lozada, Mg.

PRESIDENTE DEL TRIBUNAL

Ing. Patricio Córdova, Mg.
DOCENTE CALIFICADOR

Ing. Patricio Encalada, Mg.
DOCENTE CALIFICADOR

DEDICATORIA

A mi mamita, por ser el pilar principal y fundamental de mi vida, por jamás rendirse en su ardua y laboriosa tarea de ser madre y padre a la vez. Y sobre todo por inculcarme los principios y valores que han hecho de mi una mejor persona.

A mi familia y amigos que me han brindado su apoyo incondicional a lo largo de mi vida y que en todos mis triunfos y derrotas han sabido extenderme ese estímulo necesario para alcanzar mis metas.

Franklin Placencia

AGRADECIMIENTO

A Dios por ser mi escudo, mi fortaleza y guiar mis pasos a lo largo de mi vida.

Al Ing. Víctor Hugo Sánchez por convertirse en un hermano, apoyarme a lo largo de mi carrera estudiantil y alentarme en todo lo que me he propuesto personal y académicamente.

A mis hermanas Mary, Marcia y Sara por ser la mejor compañía que pude haber tenido desde la niñez.

A mi hermano Pablo Fernando por asumir responsabilidades que no le competían y aún así dar todo de sí para ayudarme a triunfar.

A mis amigos incondicionales de toda mi vida.

A Eli Moya, aquella persona que me ha brindado su amor incondicional.

Al Ing. Santiago Manzano por su tiempo, apoyo y paciencia brindado a lo largo del presente proyecto.

Franklin Placencia

ÍNDICE

APROBACIÓN DEL TUTOR	ii
AUTORÍA	iii
DERECHOS DE AUTOR	iv
APROBACIÓN COMISIÓN CALIFICADORA	v
DEDICATORIA	vi
AGRADECIMIENTO	vii
INDICE	viii
Introducción	xviii
CAPÍTULO I El problema	1
1.1 Tema de Investigación	1
1.2 Planteamiento del problema	1
1.3 Delimitación	2
1.4 Justificación	2
1.5 Objetivos	3
1.5.1 General	3
1.5.2 Específicos	4
CAPÍTULO II Marco Teórico	5
2.1 Antecedentes Investigativos	5
2.2 Fundamentación Teórica	10
2.2.1 Indumentaria	10
2.2.2 Señales Vitales	10
2.2.3 Frecuencia cardíaca	11
2.2.4 Frecuencia Respiratoria	11
2.2.5 Presión Arterial	12

2.2.6	Hipertensión Arterial	13
2.2.7	Temperatura Corporal	13
2.2.8	Métodos de adquisición de señales vitales	14
2.2.9	Sistema De Adquisición De Señales Vitales	18
2.2.10	Tecnología Usable	20
2.2.11	Dispositivos de Fuente Abierta	21
2.2.12	Redes De Área Corporal	21
2.2.13	Tecnologías De Transmisión De WBAN	22
2.2.14	Hilo Conductor	23
2.2.15	APP Inventor	24
2.3	Propuesta de Solución	26
CAPÍTULO III Metodología		27
3.1	Modalidad de Investigación	27
3.2	Población y muestra	27
3.3	Recolección de información	27
3.4	Procesamiento y Análisis de Datos	28
3.5	Desarrollo del Proyecto	28
CAPÍTULO IV Desarrollo de la Propuesta		29
4.1	Análisis para la adecuada ubicación de los sensores.	30
4.2	Requerimientos técnicos	32
4.2.1	Análisis técnico del hardware requerido	34
4.3	Adquisición y acondicionamiento de señales.	45
4.4	Procesamiento y envío de señales.	60
4.5	Presentación de señales.	62
4.6	Diseño electrónico del prototipo	64
4.7	Pruebas de funcionamiento de la indumentaria	66
4.8	Análisis de resultados	69
CAPÍTULO V Conclusiones y Recomendaciones		74
5.1	Conclusiones	74
5.2	Recomendaciones	75
Bibliografía		76
ANEXOS		84

ÍNDICE DE TABLAS

2.1	Valores normales de frecuencia cardíaca [1].	11
2.2	Alteraciones de la frecuencia cardíaca [1].	11
2.3	Valores normales de la frecuencia cardíaca [1]	12
2.4	Alteraciones de la frecuencia respiratoria [1]	12
2.5	Valores normales de presión sanguínea [1]	13
2.6	Alteraciones de la presión arterial [1]	13
2.7	Clasificación de la presión arterial [1]	13
2.8	Valores normales de Temperatura Corporal[1]	14
2.9	Hallazgos anormales en la Temperatura Corporal[1]	14
2.10	Características técnicas de tecnologías de transmisión de datos WBAN.	23
4.1	Análisis técnico comparativo entre placas electrónicas	35
4.2	Análisis técnico entre sensores de temperatura.	36
4.3	Comparación técnica dispositivos de medida de pulso cardíaco.	37
4.4	Análisis técnico de monitores oscilométricos de presión cardíaca.	38
4.5	Comparación técnica de dispositivos de comunicación Bluetooth.	40
4.6	Descripción de pines de entrada y salida de modulo HC06 [2].	42
4.7	Conductores flexibles destinados a la electrónica textil	44
4.8	Comparación técnica entre baterías recargables	44
4.9	Descripción de hardware interno monintor WHO.	51
4.10	Valores de presión sanguínea registrados por monitor WHO convertidos en valores digitales mediante el uso del controlador ARDUINO NANO V3.0.	56
4.11	Valores recalculados a partir de ecuación 3.	57
4.12	Análisis de temperatura corporal.	70
4.13	Análisis de Frecuencia Cardíaca.	70
4.14	Análisis de presión sistólica.	71
4.15	Análisis de presión diastólica.	71

ÍNDICE DE FIGURAS

2.1	Sistemas de adquisición de señales [3]	19
2.2	Red de sensores de área corporal WBAN [4].	22
2.3	Tipos de hilo conductor Stainless [5]	24
2.4	Entorno de diseño App Inventor 2 [6].	25
2.5	Entorno de programación App Inventor 2 [6].	26
4.1	Esquema General del sistema electrónico.	29
4.2	Localización óptima del sensor de temperatura	30
4.3	Localización óptima del sensor de frecuencia cardíaca	31
4.4	Localización óptima del dispositivo de presión sanguínea.	32
4.5	Esquema de indumentaria electrónica para el monitoreo continuo de señales vitales.	33
4.6	Diagrama de bloque Modulo Bluetooth HC06 [2].	41
4.7	Diseño PCB para Modulo Wearable Bluetooth HC06.	43
4.8	Circuito esquemático sensor de temperatura [7].	46
4.9	Circuito esquemático sensor de temperatura MCP9700 [8].	46
4.10	Iluminación vs Salida de voltaje.	47
4.11	Etapa de adquisición de Pulse Sensor (Anexo T) [7].	48
4.12	Etapa de acondicionamiento de Pulse Sensor (Anexo T) [7].	48
4.13	Monitor de presión sanguínea marca WHO [9].	49
4.14	Vista interna de dispositivo de presión arterial WHO.	49
4.15	Placa central de dispositivo de presión arterial.	50
4.16	Salidas de voltaje variable relacionados con la puesta en funcionamiento y adquisicion de señales del monitor de presión sanguínea.	52
4.17	Salida de voltaje pin W-PB0 (Figura 4.16) vs Tiempo.	53
4.18	Salida de voltaje pin W-PB1 (Figura 4.16) vs Tiempo.	53
4.19	Salida de Voltaje W-PB0 + W-PB1 (Figura 4.16) vs Tiempo.	54
4.20	Método oscilométrico utilizado por dispositivos electrónicos de medición de presión sanguínea [10].	55
4.21	Valores linealizados de presión arterial a partir de ecuación obtenida por mínimos cuadrados.	57

4.22 Salida de Voltaje de pin PB0 vs Tiempo.	58
4.23 Salida de pin B0 vs Tiempo.	58
4.24 Monitor de presión sanguínea WHO modificado.	59
4.25 Distribución de pines de bus de datos de salida de monitor de presión WHO modificado.. . . .	59
4.26 Diagrama de flujo procesamiento y envío de datos	61
4.27 Diagrama de flujo de la Interfaz Gráfica	63
4.28 Diseño de aplicación para presentación de datos.	64
4.29 Conexiones físicas entre hardware utilizado.	65
4.30 Prototipo de la indumentaria vista revés.	65
4.31 Prototipo de la indumentaria vista derecho.	66
4.32 Menú de selección presentado en móviles de diferente resolución de pantalla.	67
4.33 Medidas de temperatura corporal	67
4.34 Comparación entre medida de temperatura corporal	68
4.35 Comparación entre medidas de presión sanguínea	68
4.36 Comprobación de almacenamiento y adquisición de datos en la base. .	69
4.37 Consumo energético en modo Pulso y Temperatura.	72

Resumen

En el presente proyecto de titulación se describe un innovador sistema de monitoreo de señales vitales para personas hipertensas. Posibilitando el envío de señales de emergencias, previniendo posibles afecciones graves e incluso muertes prematuras. El sistema de monitoreo utiliza dispositivos wearables con el objetivo de sensar señales vitales, a través del uso de prendas de vestir y transferirlas de manera inalámbrica hacia una interfaz móvil Android.

Para el cual se ha optado por el uso de dispositivos de fuente abierta que permitan la modificación y manipulación del hardware necesario para la adquisición de los datos de interés con ánimo de construir una prenda de vestir, potenciada con sensores electrónicos y a su vez permitan establecer redes de área corporal entre el usuario y el dispositivo móvil personal deseado.

Los dispositivos electrónicos de la indumentaria implementada tienen características usables, adaptables y/o modificables que han sido interconectados mediante hilos fabricados a base de material conductor, lo cual ha permitido la adquisición en tiempo real de las señales vitales a modo de señales eléctricas y procesarlas individualmente utilizando un controlador central; a su vez posibilita la gestión y almacenamiento de las señales vitales en una base de datos alojada dentro del dispositivo móvil que proporcione al usuario un historial organizado de sus signos vitales adquiridos mediante el uso continuo de la indumentaria.

Abstract

In this project an innovative monitoring system vital signs for hypertensive people is described. Enabling the send of emergency messages, preventing possible serious conditions, even premature deaths. The monitoring system uses wearable devices in order to sense vital signs through using clothes and transfer them wirelessly to an android mobile interface.

For which it has opted for the use of open-source devices that allow the modification and manipulation of the necessary hardware for the acquisition of data with the intention of building a costume, powered with electronic sensors and in turn allow establish a body area network between the user and the personal device.

The electronic devices of are usable, adaptablees and modifiables that have been interconnected with wires manufactured from conductive material, which has allowed the real-time acquisition of vital signs in the form of electrical signals and process them using a central controller; in turn allows the management and storage of vital signs in a hosted database within the mobile device that provides to user an organized history about vital signs acquired through continuous use of costume.

Glosario de Términos y Acrónimos

- ADC: Analog to Digital Converter
- Android: Sistema operativo destinado para teléfonos móviles basado en un núcleo Linux.
- Arduino: Plataforma de hardware libre, constituida por una placa con un microcontrolador AVR con pines de entrada y salida y un entorno de desarrollo de libre acceso de baja complejidad de uso.
- BLE: Bluetooth Low Energy
- ECG: Electrocardiograma
- EDR: Enhanced Data Rate
- EEPROM: Electrical: Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory
- FTDI: Future Technology Devices International
- GPRS: General Packet Radio Service
- GSM: Global System for Mobile Communications
- GUI: Graphical User Interface
- Hardware: Conjunto de elementos o materiales físicos que constituyen un sistema electrónico informático
- Hilo Conductor: Filamento constituido por material metálico, utilizado en el desarrollo de textiles electrónicos.
- IDE: Integrated Development Environment
- INEC: Instituto Nacional de Estadísticas y Censos

- Interfaz: Medio que permite comunicar dos o más dispositivos o maquinas. Extensión para la comunicación entre un sistema o subsistemas.
- IOS: iPhone Operative System
- IoT: Internet of Things, hace referencia a la interconexión de objetos comunes y cotidianos con internet.
- IrDA: Infrared Data Association
- LCD: Liquid Crystal Display
- Microcontrolador: Circuito integrado programable, capaz de almacenar y ejecutar ordenes pre grabadas en su memoria.
- MIT: Massachusetts Institute of Technology
- mmHg: unidad de medida utilizada para ponderar la presión arterial o sanguínea.
- MSP: Ministerio de Salud Pública del Ecuador
- Ocluir: errar un conducto corporal con objetos
- OMS: Organización Mundial de la Salud
- ONU: Organización de las Naciones Unidas
- OPAM: Operational Amplifiers
- OSHWA: Open Source Hardware Association
- PCB: Printed Circuit Board
- ply: hace referencia al grosor de material textil
- PWM: Pulse Width Modulation
- Real Time: término utilizado para describir la presentación o reacción ante un evento generado en el momento de aparición del mismo.
- Sensor: dispositivo capaz de detectar magnitudes físicas o químicas y convertirlas en variables de naturaleza eléctrica.
- SMART: Self Monitoring Analysis and Reporting Technology
- SRAM: Static Random Access Memory

- Stainless: hace referencia a materiales que no presentan propiedades de oxidación.
- TTL: Transistor-Transistor Logic
- UART: Universal Asynchronous Receiver-Transmitter
- UBW: Ultra Wide Band
- WBAN: Wireless Body Area Network
- Wearable Computing: prendas electrónicas usables que permiten al individuo usarlas por arriba o debajo de la vestimenta
- WPAN: Wireless Personal Area Network
- Zig Bee: Estándar de radiofrecuencia establecido por ZigBee alliance que permite la comunicación entre dispositivos electrónicos con velocidades de entre 20 kB/s y 250 kB/s.

INTRODUCCIÓN

La creciente tecnología usable y su papel en la sociedad del siglo en curso, representa una catapulta hacia nuevas y mejoradas metodologías de control y monitoreo del individuo moderno. Desde la aparición de los dispositivos *wearables* utilizados en la salud se ha visto un creciente desarrollo tecnológico que implica una reinención de la indumentaria electrónica y sus sensores, hoy en día son capaces de registrar la movilidad, generar indicadores de salud (síntomatología) y brindar la libertad al paciente fuera del centro médico, generando un ambiente de bienestar en su hogar o trabajo.

El proyecto se encuentra estructurado de tal manera que, en el Capítulo I se describa la problemática generada por la alteración de las señales vitales y la falta de monitoreo de las mismas, lo cual ha causado un incremento significativo en las tasas de mortalidad a nivel mundial, así como la justificación que sustente el desarrollo del presente proyecto y los objetivos a satisfacer.

En el apartado del Capítulo II ha de detallarse un análisis previo acerca de trabajos investigativos relacionados con el monitoreo de señales vitales a través de herramientas o dispositivos electrónicos, tanto en el ámbito educativo como en el campo comercial. Además de la fundamentación que sustentará teóricamente dicho proyecto de titulación; culminando en la propuesta que daría solución a la problemática presentada en el Capítulo I.

El Capítulo III esta compuesto por la información de la metodología utilizada para desarrollar la totalidad del proyecto presentado.

En el Capítulo IV se describe de forma detallada el desarrollo de la Indumentaria Electrónica para el monitoreo continuo de señales vitales y cada uno de sus componentes que cumplan con objetivos planteados en un principio.

Finalmente en el Capítulo V se presentan las conclusiones obtenidas en el desarrollo del trabajo de titulación en capítulos previos y las respectivas recomendaciones que eviten complicaciones en posteriores trabajos investigativos que puedan ramificarse del presente.

Capítulo I

El problema

1.1. Tema de Investigación

“Indumentaria Electrónica para el monitoreo continuo de señales vitales”.

1.2. Planteamiento del problema

En el siglo XXI con el acelerado ritmo de vida que lleva el ser humano, los problemas relacionados con el corazón e hipertensión se han vuelto las principales causas de muerte en el mundo, debido a la ausencia de síntomas en sus primeras etapas, y en dichos casos no diagnosticados a tiempo [11].

Mundialmente las enfermedades no transmisibles como la hipertensión terminan con la vida de al menos 38 millones de personas al año; según cifras de la Organización Mundial de la Salud (OMS) en el año 2014, el 46 % de estas muertes son causadas por enfermedades cardiovasculares y un 10 % están relacionadas a enfermedades respiratorias; cifras conformadas en su mayoría por datos recabados de países de bajos y medianos ingresos económicos[12]. Por otra parte la Organización Panamericana de la Salud (OPS) cita en sus informes del mismo año, que en las américas al menos el 30 % de la población sufre de hipertensión y una tercera parte de aquella no lo sabe[13].

A nivel de Ecuador la hipertensión ha sido definida como la segunda causa de muerte en el género femenino y tercera en el caso del género masculino, según la información publicada por el Instituto Nacional de Estadísticas y Censos (INEC) en su último informe entregado en el año 2013 [14].

El Ministerio de Salud Pública del Ecuador (MSP), dedicado al estudio de las

enfermedades relacionadas con la hipertensión en los últimos años, ha detectado que una de cada dos personas hipertensas, desconoce la situación en la que se encuentra, debido a la falta de control y concientización de la misma [15].

En el ámbito del monitoreo de las señales vitales se han desarrollado varias herramientas de bajo costo tales como: tablas o registros diarios de las señales sensadas para lo cual se hace necesaria la presencia de personal capacitado para su interpretación; además en el campo de los dispositivos electrónicos de uso masivo se han lanzado varias soluciones ante dicha problemática siendo la principal falencia el costo de adquisición de dichas herramientas y la tecnología propietaria que utilizan limitan el campo de estudio académico de las mismas [16].

1.3. Delimitación

DELIMITACIÓN DE CONTENIDOS

Área Académica: Física y Electrónica

Línea de Investigación: Nanotecnología

Sublínea de Investigación: Nanomateriales aplicados a la medicina.

DELIMITACIÓN ESPACIAL

El presente trabajo investigativo se llevó a cabo en la Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial de la Universidad Técnica de Ambato.

DELIMITACIÓN TEMPORAL

El proyecto de investigación descrito, se ha desarrollado en el período Septiembre 2015 - Marzo 2016 de acuerdo a lo establecido en el Reglamento de graduación para obtener el título terminal de tercer nivel de la Universidad Técnica de Ambato.

1.4. Justificación

Ecuador se encuentra entre uno de los países con alto índice de personas hipertensas y pre-hipertensas, según cifra presentadas por la Encuesta Nacional de Salud y Nutrición (ENSANUT-ECU), en el periodo comprendido entre el año 2011 y 2013; los habitantes con edades comprendidas entre los 10 y 17 años presentan cuadros de pre-hipertensión o a su vez cuentan con un porcentaje considerable para el

padecimiento de este tipo de afecciones no transmisibles en su edad adulta. Además se ha registrado que al menos un 70 % de personas que sufren de presión alta o hipertensión, desconocen de su situación y el 50 % de las personas que conocen su condición no toman las medidas necesarias para el control continuo de su posición frente a este tipo de problemas de salud; lo que ha colocado la hipertensión y/o enfermedades relacionadas con el corazón en la segunda causa de muerte a nivel nacional[17].

“El examen médico general efectuado periódicamente en personas aparentemente sanas, ha sido considerado como una de las principales prácticas de la Medicina Preventiva” [18]. Por tal motivo se sugiere que a partir de los 18 años de edad, una persona acuda al médico para un examen de rutina [19].

El proyecto investigativo esta compuesto de dos etapas primordiales para la adquisición de las señales vitales, siendo la parte de mayor relevancia la etapa de adquisición, procesamiento y envío de las mismas implementado a base de dispositivos open-source que permita la reproducción a bajo costo en localidades donde sea necesaria una herramienta de monitoreo continuo para controlar dicho tipo de afecciones. La segunda etapa se encuentra formada por la interfaz de visualización y almacenamiento de los datos de libre acceso, modificable y adaptable a requerimientos creados por las necesidades crecientes en los tiempos actuales, haciendo posible de esta manera que el sistema sea altamente replicable por razones de bajo costo y facilidad de adquisición de los dispositivos necesarios para su implementación.

En consecuencia, la presente investigación se enfoca en el monitoreo continuo de las señales vitales, con el fin de generar un panorama más amplio sobre el estado de salud del ser humano tanto para las personas que presenten cuadros de presión arterial alta como para las personas interesadas en el chequeo rutinario sus signos vitales. Con el objetivo de reducir la mortalidad a causas de la hipertensión.

1.5. Objetivos

1.5.1. General

Implementar la indumentaria electrónica para el monitoreo continuo de señales vitales

1.5.2. Específicos

- Analizar métodos para la adquisición de señales vitales.
- Diseñar la indumentaria con componentes electrónicos para la recolección, acondicionamiento y procesamiento de las señales vitales.
- Desarrollar la Interfaz Gráfica de Usuario sobre un dispositivo inteligente con software libre.

Capítulo II

Marco Teórico

2.1. Antecedentes Investigativos

Citando varios trabajos de investigación a nivel comercial y académico, relacionados con tecnologías destinadas al monitoreo médico electrónico (e-Health), se describen varias experiencias de mayor relevancia en los últimos tiempos:

En el 2015 y bajo el abrigo de la revista de IEEE para la *International Conference on Pervasive Computing (ICPC)* se ha desarrollado un review sobre los “Wearable sensors and patient monitoring system”, describiendo el modelo de una red WBAN muy semejante al propuesto en el 2014 en “Wearable Sensors and Cloud Platform for Monitoring Environmental Parameters in E-Health Applications”. En el cual se describe un modelo de red implantable en el entorno del paciente internado en un centro médico, que permita sensar temperatura, glucosa, pulso cardíaco y realizar un Electrocardiograma, procesando la información necesaria en un microcontrolador y enviándola hacia un dispositivo móvil Android con el fin de que el médico sea capaz de recibir alertas en posibles casos de emergencia y gestionando la información a través de una base de datos localizada en un servidor interno del entorno hospitalario [20].

“Sistema de Telemedicina para monitorear los niveles de glucosa en pacientes con diabetes” ubicado en los repositorios de la “Universidad Técnica de Ambato” y desarrollado por Andrea Patricia Sánchez Zumba [21], el cual presenta una solución open source a la automedicación y la oportuna intervención de médicos tratantes a pacientes diabéticos, mediante el uso del hardware de fuente abierta, tomando a un Arduino UNO de manera específica; situando dos de dichos controladores en el domicilio del paciente y en el consultorio del galeno respectivamente, a través de la adaptación electrónica de un Glucómetro y mediante el uso de módulos

GSM/GPRS SIM900, se establece el enlace necesario que permite el intercambio de información de manera inalámbrica desde el entorno del paciente hacia el médico, para su monitoreo permanente y almacenamiento sistematizado en un ordenador.

Haciendo referencia a la mención realizada con anterioridad y publicado en la revista IEEE para el año 2014 se encuentra el tema “Wearable Sensors and Cloud Platform for Monitoring Environmental Parameters in E-Health Applications” con ánimo de describir un modelo experimental de un sistema de monitoreo wearable cuya información es alojada en la nube, el cual permita determinar la relación que presentan las condiciones ambientales sobre el estado de salud del ser humano. Utilizando un Arduino Pro Mini para la adquisición y acceso a la puerta de enlace con el uso sensores de temperatura y humedad, desarrollan un estudio sobre la influencia de dichas magnitudes del ambiente sobre la temperatura del individuo bajo análisis siendo el puntal principal de tema el procesamiento y almacenamiento de datos en la nube (*Computing or Storage as a service*) a través del sistema SlapOs [22].

Se ha registrado en los repositorios de la “Universidad Politécnica Salesiana” el tema de investigación titulado: “Diseño y construcción de un dispositivo electrónico para la adquisición de señales biométricas de electrocardiografía y presión arterial” [23], tema que involucra el desarrollo de una tarjeta electrónica destinada a la adquisición de presión arterial y presión sanguínea, posibilitando la obtención de electrocardiogramas, utilizando un microcontrolador PIC16F876A como cerebro de operaciones y procesando las señales bio-eléctricas captadas por electrodos médicos y un transductor de presión MPX4115, conectados a arreglos de amplificadores operacionales para el filtrado y acondicionamiento de las mismas. Se presenta la información obtenida en una pequeña pantalla de cristal líquido y a su vez se envían datos a un ordenador de manera inalámbrica utilizando tecnología bluetooth (BlueSMIRF GOLD de Sparkfun) para su oportuno análisis. De esta manera es posible transportar el equipo sin problema alguno, debido a su tamaño relativamente pequeño y presenta una alternativa de bajo coste ante la falta de especialistas y herramientas de dicha naturaleza médica en regiones rurales descentralizados.

La monitorización específica de señales vitales desarrollados con hardware libre de mucho interés a nivel mundial se encuentra en las manos “e-Health Sensor Platform” [24] un shield biomédico diseñado por James Dyson en los laboratorios de la empresa Libelium/Cooking Hacks en el año 2013, con soporte para las dos plataformas de hardware libre de mayor renombre (Arduino y Raspberry) permite a los usuarios el

acople de al menos 10 sensores médicos comercializables sin prescripción médica, que pueden ir desde: sensores destinados al monitoreo de la respiración del ser humano hasta sensores capaces de obtener información suficiente para la realización de un electrocardiograma, sin dejar de lado el soporte para redes de datos inalámbricas [25]. Aunque el dispositivo en cuestión no obtiene las señales de manera directa, descomplica el tedioso trabajo de acondicionar las señales obtenidas por los sensores, debido a que la placa electrónica que se sitúa sobre el controlador de preferencia, cuenta con la etapas de filtrado y amplificación necesarias y conectores específicos para cada uno de los sensores requeridos.

Adentrándose al tema de la industria textil potenciada con dispositivos electrónicos Christoph Zysset, Thomas Kinkeldei, Kunigunde Cherenack y Gerhard Tröster plantean una iniciativa de alto nivel, integrando sensores desarrollados son sustratos plásticos y electrónicos flexibles en forma de malla situados en prendas textiles, con ánimo de proveer y/o facilitar la creación de indumentaria que permita determinar la temperatura entre la piel y la prenda y de manera objetiva, generar nuevas alternativas para apoyar al sensado de una de las principales señales vitales como es la Temperatura Corporal en varios ámbitos campos como: deportes, cuidado médico y profesiones de alto riesgo, que se ven muy afectadas por el estrés térmico y golpe de calor (Heat Stroke) enfermedades producidas por el sobrecalentamiento del cuerpo. Aunque se ha dejado de lado otro tipo de señales vitales como la Presión y Frecuencia cardíaca o respiratoria generan la posibilidad de creación de sensores de naturaleza biomédica de manera simplificada y de manera integrada en la prendas de uso diario [26].

En el ámbito del deporte se ha desarrollado gran cantidad de investigaciones involucradas con la indumentaria electrónica, entre las cuales se puede citar a Che-Chang Yang y Yeh-Liang Hsu y su detector de movimiento que utiliza la medición acelerométrica de tres ejes portátil, desarrollado en un microprocesador y algoritmos que permiten registrar las posturas, transiciones posturales y movimientos dinámicos para de esta manera monitorear la actividad física diaria de una persona; aunque presenta algunas limitaciones en el procesamiento en tiempo real, permite la implementación del sistema de monitoreo no solo deportivamente sino podría replicarse en el hogar [27].

Uno de los artículos situados en la revista “ARCHIVES OF PUBLIC HEALTH” titulado “Smart wearable body sensors for patient self-assessment and monitoring”,

relata que después de un exhaustivo análisis de la creciente tecnología usable y su papel en la sociedad del siglo en curso; desde la aparición de los dispositivos usables utilizados en la salud, se ha visto un creciente desarrollo tecnológico que implica una reinención de la indumentaria electrónica y sus sensores, que ahora son capaces de registrar la movilidad, generar indicadores de salud (sintomatología) y brindar la libertad al paciente fuera del centro médico, generando un ambiente de bienestar en su hogar o trabajo. Además permite al galeno reaccionar de manera rápida ante cualquier evento relacionado con el paciente o proporcionar una atención mucho más personalizada hacia los mismos a partir de la recolección de dichos datos[28].

Mediante el uso de sistemas de Nanotecnología y Nanomateriales se ha desarrollado indumentaria electrónica para el monitoreo de señales vitales, uno de aquellos temas lleva por nombre “Wearable Wireless Cardiovascular Monitoring Using Textile-Based Nanosensor and Nanomaterial Systems”, documento que describe el desarrollo de un chaleco textil con componentes electrónicos impresos con sustratos y/o tintas conductoras que cumplan el rol de electrodos y a su vez se los combina con diodos LED y fotodiodos, filtros y amplificadores que se encargan de adaptar los datos vitales de origen cardiovascular a datos entendibles por el microcontrolador y una posterior presentación en un ordenador utilizando tecnología ZIGBEE como tecnología de transmisión de datos. Aunque esta última por la naturaleza de los dispositivos (hardware) hace imposible que la prenda lleve consigo varios dispositivos de manera permanente han forzado el uso de un módulo externo de procesamiento y comunicaciones removible cuando se necesite lavarlo. Para la etapa de visualización se hace necesario el uso de un ordenador que permita procesar los datos de manera gráfica con la ayuda del software matemático MATLAB y a su vez presentarlo en un dispositivo móvil siendo el mismo ordenador el intermediario de una conexión bluetooth [29]

El trabajo investigativo titulado “Telemonitoring of Vital Parameters with Newly Designed Biomedical Clothing” desarrollado por J.L. Weber y D. Blanc, se presenta el desarrollo de los que ellos llaman ropa biomédica; indumentaria implementada a base de tela común repotenciada con cable conductor desarrollados por ITECH Enterprise, electrodos secos para electrocardiograma conectados a amplificadores dotados por MEDIAG, sensores de respiración de RBI, detector de shocks TIMC-IMAG y sensores de temperatura; todos y cada uno de los dispositivos antes mencionados se alojan en una remera y se conectan mediante un bus de cuatro hilos centrales con protocolo de comunicaciones I2C para la concentración de los

datos. Provista de tecnología inalámbrica GSM/GPRS para el envío de información bajo protocolos médicos (dotados por TAM-Télésanté) hasta un ordenador para procesar la información de manera remota permiten al paciente estar alejado del sitio de análisis. Siendo una excelente herramienta para el monitoreo de señales vitales impide la replicación de la misma debido al uso de hardware privativo [30].

En el ámbito comercial la compañía taiwanesa AiQ SMART CLOTHING ha creado textiles diseñados y orientados a campos específicos que faciliten la vida cotidiana y protejan a la persona que las utilice; desde un punto de vista técnico cada uno de los productos desempeñan un papel importante en el ámbito para el que está diseñado; la indumentaria NeonMan integra cable con leds y botones suministrados eléctricamente por una pequeña batería removible en el momento del lavado, brindando seguridad hacia el usuario mediante un indicador luminoso que posibilite su distinción en tareas diarias de escasa luz. ThermoMan que cuenta con almohadillas electrónicas térmicas permiten mantener el calor del individuo mientras realiza deportes o actividades dentro y fuera del agua. BioMan es uno de los productos de mayor relevancia ofertado la empresa ya que incorpora dentro de la vestimenta electrodos textiles que permiten el monitoreo de signos vitales de una manera cómoda y el procesamiento de los mismos es realizado de manera inalámbrica en un teléfono móvil inteligente o computador mediante un enlace Bluetooth. Finalmente ShieldMan cumple con la tarea de proteger al individuo de campos de radiación electromagnética utilizando tecnología de fibra metálica proporcionada por EZ-Safer fabrics [31].

BodyTel, empresa de telemedicina de origen alemana, ha conseguido vincular las telecomunicaciones, internet y la medicina, para el desarrollo dispositivos que no se adentran en el campo de los wearables pero si en el ámbito de la biomedicina; entre sus artículos se pueden encontrar dispositivos de medición de niveles de glucosa, presión arterial o peso, con las mismas características de dispositivos de libre venta con un factor añadido que los diferencia de aquellos, estos dispositivos permiten el envío de información de manera inalámbrica mediante el uso de tecnología Bluetooth 4.0 que reduce la cantidad de energía que consumen los módulos de comunicaciones tradicionales. Ligados a aplicaciones propietarias para plataformas como IOS o Android con características específicas que limitan el uso de los móviles ha una determinada lista; siendo su principal ventaja la posibilidad de enlaces a larga distancia entre el paciente y el médico tratante para un monitoreo continuo y el almacenamiento en una base de datos segura y envío de señales de emergencia según

sea necesario a través de SMS, correos o FAX [32].

“Nuubo aspira a que la medicina inalámbrica y la monitorización remota de parámetros fisiológicos sea una experiencia simple, transparente y no intrusiva para todos” [33], dicha empresa se orienta netamente al monitoreo del órgano principal del ser humano (corazón), utilizando electrodos textiles BlendFix® basados en software y hardware propietario permiten realizar Electrocardiogramas presentados en dispositivos inalámbricos a través de comunicación Bluetooth en lugares con poca o nula intervención médica en tiempo real. Y una de sus principales ventajas y lo que hace que este dispositivo sea más relevante es que cuenta con la certificación CE0120 que solo se lo otorga a herramientas e uso médico.

La empresa HEXOSKIN y sus prendas SMART capaces de sensar el estado físico y vital del individuo que la utilice, forman parte del selecto grupo de los wearables comerciales, permitiendo al usuario tener a mano la información proveniente de su cuerpo, siendo capaz de sensar el ritmo cardíaco y su variabilidad frente a la actividad física y estrés, frecuencia respiratoria y volumen de aire aspirado, cuando el individuo se encuentre despierto o dormido. Así como calorías y cantidad de trabajo físico realizado. A través de prendas inteligentes con hardware propietario y comunicación Bluetooth permiten un análisis completo de lo antes mencionado a través de aplicaciones de acceso gratuito orientados a dispositivos de gama alta con sistemas como IOS o Android permitiendo el monitoreo en tiempo real, sus prendas son presentadas en tallas adaptables para hombres mujeres o niños [34].

2.2. Fundamentación Teórica

2.2.1. Indumentaria

Según la Real Academia de la Lengua Española (RAE) se describe a la indumentaria como vestimenta de una persona para adorno o abrigo de su cuerpo y a su vez vestimenta involucra a una prenda o conjunto de prendas con que se cubre el cuerpo o que se sobrepone a cualquier otra [35, 36].

2.2.2. Señales Vitales

Estas señales son indicadores que manifiestan el estado de los órganos vitales tales como el cerebro, pulmones y corazón. Sus cambios presentan de manera inmediata la variación en la funcionalidad del organismo y no podrían medirse cualitativa ni cuantitativamente, sin la herramienta específica destinada para la misma [37]. Las

señales tomadas en cuenta por los profesionales de la salud son:

- Frecuencia cardíaca o Pulso Arterial
- Frecuencia Respiratoria
- Tensión o Presión Arterial
- Temperatura Corporal

2.2.3. Frecuencia cardíaca

También conocida como pulso arterial, se obtiene de la onda pulsátil de sangre, producida por la contracción del ventrículo izquierdo del corazón y resulta de la expansión y contracción de manera continua en el grosor de las arterias producidos durante un minuto. Determina el rendimiento del latido del corazón, así como información sobre la válvula aórtica. La cantidad de pulsos por minuto varía dependiendo de la edad, sexo, actividad física, estado emocional, fiebre, medicamentos u hemorragias; generalmente los valores nominales de dicha medida se encuentran clasificadas por rangos de edad como se describe en la Tabla 2.1 y las alteraciones en la misma son descritas por la Tabla 2.2 [37].

Tabla 2.1: Valores normales de frecuencia cardíaca [1].

Edad	Pulsos por minuto
Recién nacido	120 – 170
Lactante menor	120 – 160
Lactante mayor	110 – 130
Niños de 2 a 4 años	100 – 120
Niños de 6 a 8 años	100 – 115
Adulto	60 – 80

Tabla 2.2: Alteraciones de la frecuencia cardíaca [1].

Alteración	Pulsos por minuto
Taquicardia sinusal	Menor a 160
Taquicardia paroxística	Mayor a 160
Bradicardia sinusal	Oscilan entre 40 y 60
Bradicardia por bloqueo aurículo-ventricular completo	Oscilan entre 30 y 35

2.2.4. Frecuencia Respiratoria

Es el proceso mediante el cual, se absorbe aire del entorno en que se encuentra el individuo y se expulsa anhídrido carbónico del organismo. El ciclo respiratorio se

comprende de Inspiración y Espiración. La frecuencia respiratoria es la apreciación externa del intercambio gaseoso pulmonar en el lapso de un minuto. Sus condiciones normales presentadas en la Tabla 2.3 pueden ser alteradas por la presencia de fiebre, enfermedades u otras circunstancias médicas. Así como el estrés, cambio de temperatura en el ambiente, posición del individuo con relación al nivel del mar, medicamentos, edad y ejercicio lo cual puede generar los padecimientos descritos en la Tabla 2.4 [37, 38].

Tabla 2.3: Valores normales de la frecuencia cardíaca [1]

Edad	Respiraciones por Minuto
Recién nacido	30 – 80
Lactante menor	20 – 40
Lactante mayor	20 – 30
Niños de 2 a 4 años	20 – 30
Niños de 6 a 8 años	20 – 25
Adulto	15 – 20

Tabla 2.4: Alteraciones de la frecuencia respiratoria [1]

Alteración	Respiraciones por minuto
Bradipnea	Menor a 12
Taquipnea Persistente	Mayor a 20
Hiperpnea o hiperventilación	Mayor a 20
Apnea	Ausencia
Disnea	Dificultad o esfuerzo para respirar

2.2.5. Presión Arterial

La presión arterial es la medida obtenida de los valores de presión que ejerce la sangre sobre las paredes de las arterias en su recorrido por el cuerpo humano. Debido a que el flujo sanguíneo se mueve en forma de ondas, es posible obtener dos tipos de medidas de presión, tales como: la presión sistólica y la presión diastólica; presión máxima y mínima según corresponde, medidas que vienen dadas en unidades de milímetros de mercurio (mmHg) siendo el rango normal de las misma presentados en la Tabla 2.5 [39]. Las alteraciones en dichos rangos nominales pueden representar severas afecciones como se describen en la Tabla 2.6.

Tabla 2.5: Valores normales de presión sanguínea [1]

Edad	SISTÓLICA mmHg	DIASTOLICA mmHg
Lactante	60 – 90	30 – 62
2 años	78 – 112	48 – 78
8 años	85 – 114	52 – 85
12 años	95 – 135	58 – 88
Adulto	100 – 120	60 – 80

Tabla 2.6: Alteraciones de la presión arterial [1]

Alteración	
Hipertensión Arterial	Presión alta
Hipotensión arterial:	Cifras tensiónales sistólicas oscilan entre 90 y 110mmHg
Hipotensión postural:	Presión sistólica se reduce a valores menores a 20mmHg

2.2.6. Hipertensión Arterial

Alzas fugaces de presión arterial, como resultado del ejercicio físico, estados de dolor y ansiedad. Se define principalmente en base de la presión diastólica aunque el caso de la presión diastólica también se ve ligada indirectamente, que responde a gran variedad de estímulos. Un paciente presenta hipertensión, cuando en repetidas ocasiones las cifras tensiónales diastólicas sobrepasan los 80mmHg tal como se describe en la Tabla 2.7 [37].

Tabla 2.7: Clasificación de la presión arterial [1]

Alteración	SISTÓLICA mmHg	DIASTÓLICA mmHg
Pre-hipertensión arterial	121 – 139	81 – 89
Hipertensión arterial Estado I	140 – 159	90 – 99
Hipertensión arterial Estado II	Mayor o igual a 160	Mayor o igual a 100

2.2.7. Temperatura Corporal

La medida de la temperatura corporal proviene del equilibrio entre la producción de calor del ser humano y la pérdida del mismo, se mantiene dentro de un rango muy específico con valores constantes dependiendo del sexo, actividad realizada y alimentos o líquidos consumidos, rangos descritos a través de la Tabla 2.8. Las medidas de dicha magnitud suelen ser tomadas en puntos muy específicos en los que la temperatura se mantiene constante y llevan su nombre respecto al sitio de medición tal como la temperatura oral, anal, auricular, axilar, etc. Cuando la temperatura desciende, el organismo activa mecanismos que producen

la hiperventilación, para retornar sus valores a las consideradas normales. Y para el caso del aumento excesivo de la misma de igual manera, generando un aumento en el metabolismo y escalofríos [37, 38]; dichas afecciones y los rangos de temperatura a la que estan realacionados pueden ser observadas en la Tabla 2.9.

Tabla 2.8: Valores normales de Temperatura Corporal[1]

Edad	Temperatura corporal(°C)
Recién nacido	36,1 – 37,7
Lactante	37,2
Niños de 2 a 8 años	37,0
Adulto	36,0 – 37,0

Tabla 2.9: Hallazgos anormales en la Temperatura Corporal[1]

Alteración	Temperatura corporal
Pirexia o hipertermia	Mayor a 37°C en la zona oral o axilar
Hipotermia	Menor a 35°C

2.2.8. Métodos de adquisición de señales vitales

• Frecuencia cardíaca

Existen dos tipos de frecuencia cardíaca obtenidas mediante herramientas o métodos de adquisición; la llamada frecuencia cardíaca periférica se determina después de tomar lecturas en localidades del cuerpo humano alejadas del corazón y aquella que lleva por nombre frecuencia cardíaca central se la realiza tomando medidas del pulso en el tórax a la altura del corazón. Entre los métodos de adquisición que se derivan de estos tipos se encuentran:

Método manual empírico: consiste en acercar el dedo índice y anular a la muñeca, cuello o codo y contabilizar la cantidad de latidos que se producen durante un minuto.

Electrocardiograma(ECG): es el método más fiable de obtener la frecuencia cardíaca e información derivada del corazón de mayor uso en el ámbito médico, conocida como ECG se realizada mediante la adquisición de pulsos eléctricos generados por el corazón mediante electrodos de plata con gel conductor situados directamente en las zonas de interés, conectados a un electrocardiógrafo; herramienta diseñada para procesar dichas señales eléctricas y presentarlas

de manera gráfica sea en papel o pantalla para un análisis posterior [40].

Cardiofrecuencímetro o Pulsímetro: es un dispositivo electrónico diseñado específicamente para registrar la frecuencia cardíaca a través de un cinturón elástico cubierto de electrodos, se sitúa a la altura del corazón, adquiere, procesa los datos del pulso y envía de manera inalámbrica mediante radiofrecuencia la información hacia un dispositivo de visualización que generalmente es un reloj de muñeca [41].

Pulsoximetría: este método ha sido exclusivamente aplicada hacia la obtención de la saturación de oxígeno en la sangre (SpO_2), el cual utiliza análisis fotométrico de la intensidad lumínica que absorbe el flujo sanguíneo al ser expuesta a una fuente de luz sobre puntos específicos en los que la variación del color de la sangre puede ser captado con facilidad mediante un sensor óptico (generalmente se ubica el sensor y el emisor en los dedos de las manos o pies o en el lóbulo de la oreja), el color de dicho flujo varía dependiendo de la cantidad de oxígeno saturado en la hemoglobina del sistema circulatorio; como efecto secundario de la aplicación este método se genera una onda pulsátil proveniente de la fluctuación de la sangre a medida que aquella es bombeada por el corazón permitiendo obtener de manera efectiva la frecuencia cardíaca o pulso [42, 43, 44].

- **Frecuencia Respiratoria**

Cuando de medir la frecuencia respiratoria se trata, se utilizan técnicas complejas que se basan en medir la cantidad volumétrica del oxígeno expulsado e inspirado por determinado individuo en determinado intervalo de tiempo y entre las cuales se ubica:

Método de mascarillas o boquillas: son el principal método de adquisición de este tipo de señal en el ámbito médico, mediante el cual se adquiere la totalidad del flujo proveniente de la respiración, las mascarillas o boquillas son conectados mediante mangueras o cánulas a aparatos electrónicos específicos para la obtención de los datos referentes a la frecuencia respiratoria tales como:

- Pneumotacómetros contienen internamente transductores de presión para la determinación del flujo y la frecuencia de respiración dependiendo de la presión generada por la respiración en el transductor.
- Medidores por turbina que cumplen con el mismo objetivo, pero basan su funcionamiento en la rotación de una turbina en relación al flujo respiratorio y obtienen la información en forma eléctrica de sensores ópticos y un haz de

luz que se interrumpe a causa del movimiento de las aspas del dispositivo en cuestión.

- Medidores térmicos que generan la información necesaria a partir de sensores como termocuplas o termistores cuyos coeficientes eléctricos varían dependiendo de la temperatura del aire proveniente de las mascarillas.
- Medidores ultrasónicos generan una señal eléctrica que varía conforme se presentan turbulencias a medida que el individuo respira.
- Medidores de flujo respiratorio utilizan pistones para realizar su función y se determina el valor necesario a partir del desplazamiento de un brazo deslizante, aunque generalmente solo es utilizado para medir el flujo y en muy pocos casos la frecuencia respiratoria.

Este método de adquisición a resultado uno de los más confiables y fiables en el ámbito médico y por tanto son los más utilizados, aunque resultan sumamente incómodos para los pacientes debido a que debe permanecer conectado a la máquina que realiza el trabajo [45].

Método de Impedancia Torácica: se basa en la medición de la variación de la impedancia del tórax cambiante durante la respiración, sabiendo que de una u otra manera el pulmón y la caja torácica se ven interrelacionados mecánicamente, forzando al tórax a expandirse y contraerse según la función de inspiración o espiración lo que implica una variación continua de su impedancia [46]. La cantidad de respiraciones por minuto se obtiene después de aplicar pequeñas corrientes alternas de baja amplitud en un pequeño circuito realizado a partir de electrodos superficiales y las impedancias producidas por la zona torácica variante; después de una etapa de filtrado y procesamiento se hace posible la obtención de dichos valores. Pero su mayor falencia que se puede mencionar es el gran tamaño de la circuitería necesaria para su funcionamiento[47].

Método Empírico: consiste en la evaluación realizada por una segunda persona, la cual se encarga de observar el ascenso y descenso del pecho del paciente y su contabilización durante un minuto, sin que la persona estudiada sea consiente del análisis en el que se encuentra debido a que esto alertaría a dicha persona haciendo que los valores se vean alterados de manera inconsciente [48].

Método Acústico: se obtiene la frecuencia respiratoria de manera continua a través de la utilización de un transductor acústico situado en la zona de

interés del paciente, generalmente en la parte delantera del cuello (tráquea), para posteriormente realizar un procesamiento de las señales acústicas en un equipo especializado para la misma y así obtener los valores requeridos [49].

Métodos electrónicos: este tipo de métodos se utilizan para la determinación de la frecuencia respiratoria mediante la utilización de sensores o dispositivos electrónicos de propósito general pero de una u otra forma resultan muy funcionales, suelen utilizarse termistores o sensores de temperatura a la altura de los orificios nasales o bucales conectados a una circuitería de acoplamiento o a su vez se utilizan sensores resistivos a la altura del tórax para la obtención de los datos dependiendo de la deformación de dichos sensores y la resistencia variable que resulta de aquello [45, 50].

- **Presión Arterial**

La presión arterial puede ser medida directa (invasiva) o indirectamente (no invasiva), siendo los métodos invasivos los más exactos, pero debido a la complejidad en su aplicación se utilizan más a menudo las técnicas no invasivas [51].

Métodos invasivos: para la aplicación de este método de adquisición que genera cierto nivel de riesgo, es necesario que el paciente este en inmóvil y por tanto se recurre a la anestesia para que un médico especializado con la herramientas necesarias introduzca una sonda directamente a una arteria principal, mediante la cual se obtiene la presión que genera la sangre producida por el trabajo de contracción y expansión del corazón del individuo bajo análisis; por razones de costo y complejidad este tipo de metodología se orienta más a la parte quirúrgica [52].

Métodos no invasivos: son el tipo de método más utilizado por razones de seguridad y costo entre las cuales se ubican:

- Método Auscultatorio es la táctica más segura para la obtención de la presión arterial y la de mayor uso, utilizando una correa inflable con un medidor de presión en unidades de milímetros de mercurio, que se ubica por arriba del codo del brazo izquierdo, tiende a inflarse conforme una bomba manual la comande, hasta obtener la obstrucción de las arterias (220mmHg), posteriormente se libera la presión de aire a razón de 2 o 3 mmHg por segundo y con la ayuda de un estetoscopio determinar la presión sistólica y diastólica que se obtiene cuando el flujo de sangre puede ser registrado acústicamente con referencia al valor de presión que ejerce el aire sobre las arterias, los primeros registros acústicos del pulso a determinada presión de aire se le conoce como presión

sistólica y el último registro acústico de pulso es conocido a determinada presión de aire como presión diastólica.

- Método Oscilométrico es el método utilizado por los dispositivos electrónicos automáticos que utilizan transductores de presión y bombas de aire para la obstrucción de las arterias y basándose en las variaciones de amplitud que genera la liberación del aire a razón de 3 mmHg versus la presión sanguínea permiten registrar mediciones de la presión sistólica y diastólica [52].
- Método Palpatorio utiliza el mismo principio del método auscultatorio para obstruir el flujo sanguíneo a diferencia que en este caso se registra la presión mediante la palpación (aparición y desaparición) del pulso por parte de una segunda persona dependiendo de la obstrucción de las arterias generadas por la correa inflable [53].

- **Temperatura corporal**

En la medición de la temperatura corporal se utilizan necesariamente instrumentos que determinen de manera precisa los valores de temperatura, entre los métodos más comunes se encuentran:

Dilatación de materiales: el termómetro de vidrio de mercurio, el termómetro digital y el termómetro de tira plástica, funcionan en base a la variación o dilatación de materiales sensibles al calor, necesitan estar situados directamente en la zona de interés y presentan los valores en los sistemas de visualización establecidos previamente por el fabricante.

Dispositivos electrónicos: se utilizan sensores o transductores para dicha función, tales como termopares o termocuplas, termo-resistores con coeficientes de temperatura positivos o negativos y circuitos integrados termo-sensibles con salidas analógicas en voltaje, corrientes o frecuencia conectados a dispositivos o circuitería diseñada para su acondicionamiento, procesamiento y visualización [54].

2.2.9. Sistema De Adquisición De Señales Vitales

Tomando como referencia la adquisición de señales ECG, y debido a que su adquisición y tratamiento conllevan un proceso más complejo que cualquier otro tipo de señal biológica. Se establece el siguiente sistema de adquisición de señales vitales. El cual inicia con la adquisición de la señal fisiológica mediante un sensor, encargado de la transformación de la señal vital en señal eléctrica, para su posterior acondicionamiento; fase en la cual se realiza un proceso de amplificación y filtrado

analógico, consecuentemente la señal es muestreada y convertida a señales digitales para su procesamiento mediante herramientas electrónicas.



Figura 2.1: Sistemas de adquisición de señales [3]

Bajo determinados supuestos una señal discreta generada del muestreo de una señal continua no pierde información en el proceso de muestreo, cuando aquello ocurre la señal continua puede ser reconstruida a partir de valores obtenidos de la señal discreta, científicamente conocido como teorema de muestreo o de Shannon. La cual menciona que una señal continua puede ser reconstruida por completo a partir de sus muestras, en el caso muy específico de que la frecuencia a la que han sido tomadas las muestras sea dos veces el ancho de banda de la señal.

En el proceso de la conversión de la señal intervienen parámetros esenciales tales como la frecuencia de muestreo, precisión del conversor en número de bits, y el rango del conversor, en su mayoría las señales que habitualmente son manejadas son de índole eléctrico debido a que el movimiento de iones en el cuerpo produce una conductividad eléctrica de muy baja amplitud (mili voltios), la cual puede ser manejada mediante instrumentos electrónicos.

No todas las señales biológicas son de carácter bio-eléctrico, aunque las de mayor interés lo son, y a continuación se detallan la clasificación del tipo de señales en cuestión:

- Señales bio-eléctricas
- Señales de bio-impedancia
- Señales bio-acústicas
- Señales bio-magnéticas
- Señales bio-mecánicas
- Señales bio-químicas
- Señales bio-ópticas

A partir de las principales señales que son de carácter eléctrico, si se asumiese la componente más baja de frecuencia producida por una señal ECG es decir 30 latidos/min, implicaría una frecuencia mínima de 0.5mHz y una máxima de 100Hz ambas tomadas de la American Heart Association. Aplicando el teorema de Shannon ($f_m > 2f_{max}$) se establecería que la frecuencia de adquisición aceptable debe ser mayor a los 200Hz [55].

2.2.10. Tecnología Usable

Desde la aparición de las conocidas GOOGLE GLASS la revolución de la tecnología también conocida como llevable o vestible, ha abarcado un gran porcentaje del mercado mundial, llegando a formar parte de la familia de los dispositivos del internet de las cosas y tecnológicamente a estos dispositivos se los hace referencia como computadores corporales o dispositivos de Wearable Computing [56].

Wearable Computing hace mención a todos los objetos o prendas, que incorporan sensores para extender las funcionalidades del individuo. Entre los dispositivos que son incorporados se encuentran cámaras, micrófonos y/o sensores capaces de captar y transmitir información que depende del fabricante o del uso que se lo vaya a dar [57].

Estudios revelados por la multinacional Samsung ha descrito al 2014 como el año de los wearables debido a su elevado impacto mundial, con la inserción de nuevos dispositivos de última tecnología con suficiente conectividad y amplia gama de sensores que hacen aún más fácil la vida de la humanidad [58].

■ Dispositivos Usables Aplicados A La Salud

En el ámbito de la salud personal los dispositivos wearables han dado un paso significativo, al tratar de facilitar la vida del ser humano. Hoy en día es posible medir y hacer reportes continuamente sobre actividad física, distancias recorridas e incluso calorías quemadas por un individuo en el diario vivir.

Los sensores wearables están emergiendo de manera rápida conjuntamente con los nuevos dispositivos destinados al monitoreo de la salud del ser humano, se encargan de conectar el mundo biológico con el mundo electrónico y basan su funcionamiento en la generación de una interfaz/interconexión por electrodos o varios sensores y transductores, amplificación y acondicionamiento de las señales con el objetivo

recolectar datos vitales del individuo que los utilice [59].

Además, hacen más simple la tarea de hacer reportes cuantitativos sobre el peso corporal, pulso e indicadores vitales; para de esta forma revisar cambios en el tiempo y aún más, analizar información vital para la presentación de datos relacionados con la calidad y los efectos de la actividad física, así como problemas predefinidos en presencia de síntomas de enfermedades potenciales, hasta cierto punto [57].

2.2.11. Dispositivos de Fuente Abierta

Según la Asociación de Hardware de Fuentes Abiertas (OSHOWA) el hardware open source es aquel cuyo diseño está disponible de manera pública y accesible para que cualquier individuo pueda estudiarlo, modificarlo, distribuirlo, materializarlo o venderlo tanto el original como sus respectivas modificaciones de diseño. “El hardware de fuentes abiertas da libertad de controlar la tecnología y al mismo tiempo compartir conocimientos y estimular la comercialización por medio del intercambio abierto de diseños” [60].

En el ámbito médico o biotecnológico en los días actuales es más sencillo monitorear niveles de estrés, frecuencia cardíaca, distancias recorridas, entre otros; debido a la incorporación de sensores en dispositivos de media y alta gama, con algoritmos de libre acceso y modificación. Repotenciados con sistemas operativos completamente modificables [61].

2.2.12. Redes De Área Corporal

Tomando la definición planteada por el Instituto de Ingeniería Eléctrica y Electrónica (IEEE) dentro del estándar de comunicaciones de los 802, “Una red es un sistema de comunicaciones que permite que un número de dispositivos independientes se comuniquen entre sí.” Cada uno de dichos dispositivos no necesariamente serán ordenadores, sino elementos que cumplan con una tarea específica de vital importancia para que el sistema se desenvuelva de manera óptima. Las redes han sido organizadas y clasificadas dependiendo del alcance que brinda cada una de aquellas, las cuales pueden ir desde redes que cubren áreas lo suficientemente extensas en el rango de los kilómetros e interconectan subsistemas o redes de menor magnitud, hasta redes que cubren pequeñas áreas de varios metros de alcance que conectan varios dispositivos finales como ordenadores, dispositivos móviles o dispositivos con propósito específico en el ámbito que se los utilice [62].

Dentro del comité de estándares 802 LAN/MAN, grupo encargado del desarrollo de estándares en lo que a redes de área personal, local y metropolitana respecta, se encuentra los estándares 802.15, en la cual se describen a las redes de área de corto alcance por así mencionarlo, debido a la distancia cubierta por cada una de aquellas (menor a 10 metros) y técnicamente conocidas como Redes de área personal PAN. Dichas tecnologías utilizan a BLUETOOTH como el pilar del estándar en mención (802.15.1) y a partir de aquella se derivan varias tecnologías como ZIGBEE o UWB cuyo objetivo primordial es brindar la comunicación deseada a los dispositivos pertenecientes a la red, pero con consumo energético y ancho de banda mejorados. Dentro del estándar PAN han venido desarrollándose estudios para redes mucho más pequeñas como las redes de área corporal BAN y tecnologías para su implementación mucho más eficiente cuyo objetivo es contribuir al desarrollo médico o facilitar la vida de las personas mediante la interconexión de sensores localizados en el cuerpo a una terminal inalámbrica gestora del sistema; aunque no cuenta con un estándar ya especificado las redes BAN se encuentran desde el año 2007 bajo análisis en el sexto grupo de estudio del estándar 802.15[63].

Una WBAN está compuesta de dos tipos de dispositivos terminales también llamados nodos descritos de manera detallada en la Figura 2.2, aquellos que cumplen con la tarea de sensores y actuadores que no son más que dispositivos destinados a cumplir con una tarea en determinado tiempo y los nodos principales o coordinadores que se encuentran conectados o equipados con tecnologías de transmisión [64].

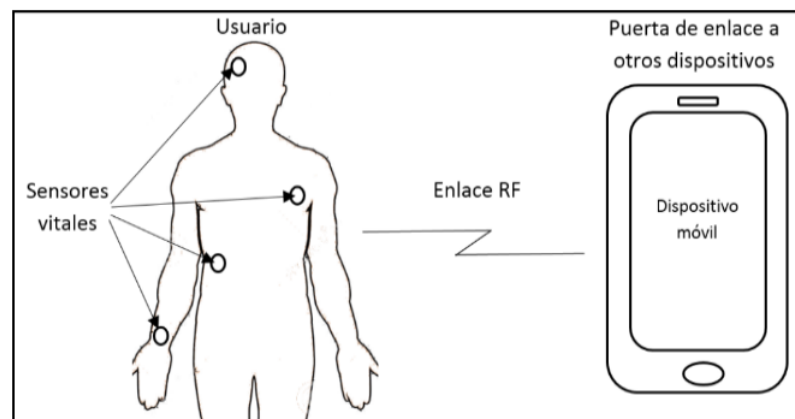


Figura 2.2: Red de sensores de área corporal WBAN [4].

2.2.13. Tecnologías De Transmisión De WBAN

Tomando en cuenta que las redes de área personal en su totalidad utilizan tecnologías de transmisión de datos inalámbricas sin olvidar que dichas redes se

encuentran contenidas dentro de lo que son redes PAN, las tecnologías de transmisión de datos utilizadas se ven descritas en la Tabla 2.10.

Tabla 2.10: Características técnicas de tecnologías de transmisión de datos WBAN.

	Tecnología			
Parámetro	Bluetooth	ZIGBEE	Irda	UWB
Estándar	IEEE 802.15.1	IEEE 802.15.4	-	IEEE 802.15.3
Capacidad Máxima	720 kbps	250 kbps / 40 kbps / 20 kbps	4Mbps	Entre 110 y 480 Mbps
Alcance Máximo	10 metros	75 metros	Menor a 10 metros	50 metros
Frecuencia	2.4 Ghz	2.4 Ghz / 915 Mhz / 868 Mhz	850 nm	7.5Ghz
Modulación	GFSK	BPSK - QPSK	RZI - PPM	BPSK - QPSK
Numero de Nodos	8	65000	1	8
Penetración en el mercado	Alta	Media	En desuso	Baja
Consumo energético Tx	57 mA	24.7 mA	-	227.3 mA aprox
Consumo energético Rx	46 mA	27 mA	-	227.3 mA aprox

2.2.14. Hilo Conductor

El hilo conductor surge de la necesidad de implementar medios de conexión que puedan ser utilizados en el ámbito textil; generada por la creciente integración entre la tecnología y el entorno en el que se desenvuelve el ser humano y en consecuencia de la gran cantidad de información generada por el entorno corporal, con el afán de beneficiar el control y cuidado del individuo o su hábitat. Otro factor importante es la problemática de obtener medidas de voltaje en el interior de prendas de uso diario como se describe en primeros trabajos investigativos sobre electrónica textil *Wearable sensor badge and sensor jacket for context awareness*. Además, los conductores convencionales guiados conocidos(cables) no permiten una flexibilidad y durabilidad al momento de ser introducidos en el campo textil debido a su composición (comúnmente Cobre), grosor, maleabilidad y corrosión al estar

expuestos al agua [65, 66].

Los hilos conductores conocidos como *conductive thread* presentados en la Figura 2.3 están fabricados mediante el entrelazado de aproximadamente 90 filamentos con cobertura plata o en su reemplazo acero inoxidable que pueden llegar a tener resistencias a la rotura de hasta 4.2 Kg y alcanzar atenuaciones de hasta 40 ohm por cada metro utilizado. Soportan corrientes aproximadas de hasta 50 mA dependiendo de las capas de filamentos (ply) con los que están contruidos [67].

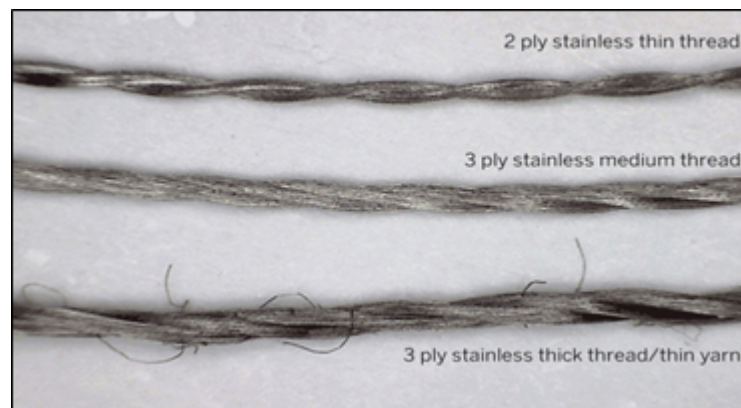


Figura 2.3: Tipos de hilo conductor Stainless [5]

2.2.15. APP Inventor

MIT App Inventor es una plataforma de desarrollo de aplicaciones de Google administrado por la división de desarrollo móvil del Instituto Tecnológico de Massachusetts MIT. Esta aplicación presenta una nueva y mejorada alternativa innovadora para introducir a personajes del siglo XXI al campo de la tecnología y el desarrollo de software, cuyo fin es la democratización del desarrollo del software repotenciado por los usuarios.

App inventor descomplica la tarea de programación mediante el lenguaje gráfico de bloques y el diseño de la aplicación a través del uso un navegador como medio de enlace y el uso de un dispositivo móvil como teléfono, tableta o un emulador pretende brindar la mayor comodidad y facilidad a individuos con muy poco conocimiento en el área del desarrollo de aplicaciones, sean estas orientadas a la educación, gobiernos, empleados públicos o privados, voluntariados, diseñadores y managers de productos, investigadores, emprendedores o aficionados. Además, permite el desarrollo de aplicaciones con muy bajos requerimientos hasta avanzados y elaborados exhaustivamente dependiendo del uso que se lo fuese a dar al mismo [68].

Debido a que el acceso a la plataforma de desarrollo se lo hace mediante un navegador de internet, App Inventor que se encuentra en su segunda versión (<http://ai2.appinventor.mit.edu>), podría ser considerado como multiplataforma de libre acceso con un único requisito, el cual es contar con una cuenta de correo electrónico de los dominios de GOOGLE de acceso libre de igual manera.

La plataforma de programación cuenta con dos herramientas o interfaces para el desarrollo de la aplicación; como se muestra en la Figura 2.4, en el entorno de diseño y como su nombre lo indica es posible desarrollar la parte visible de la aplicación mediante el uso de una gran variedad de herramientas como simples botones o cuadros de texto hasta el uso de bases de datos y la manipulación de los sensores con los que cuente el dispositivo a usarse, simplemente arrastrando la herramienta deseada hacia el lugar de interés [6].

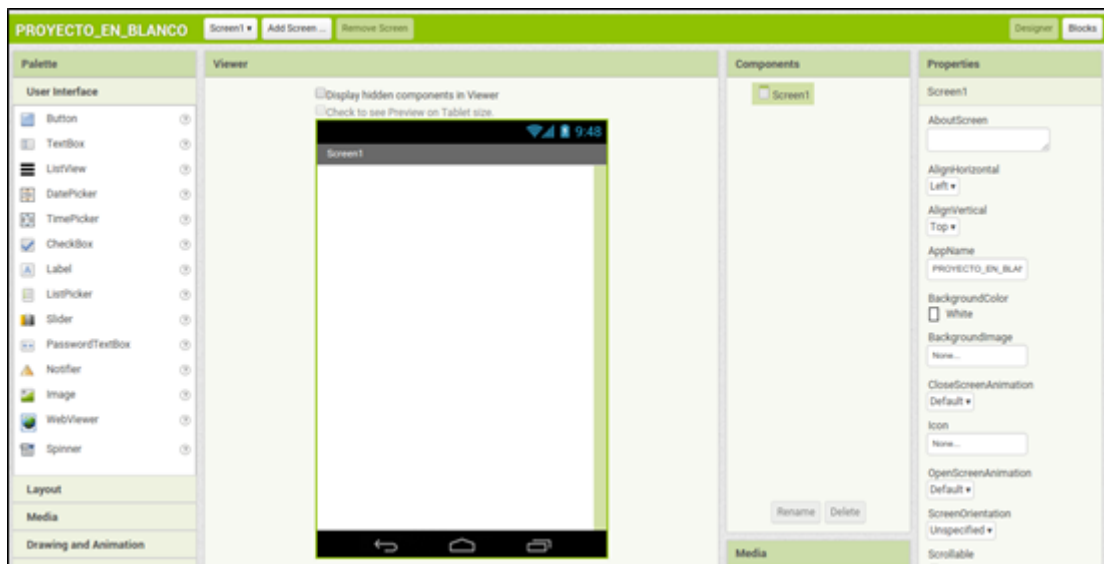


Figura 2.4: Entorno de diseño App Inventor 2 [6].

Para la etapa de programación y mediante la cual se dará sentido a la aplicación como tal, la plataforma cuenta con una segunda interfaz que lleva el nombre de BLOCKS o bloques como se presenta en la Figura 2.5, utilizando los atributos brindados por cada uno de los componentes usados al momento de diseñar la aplicación, es posible programar sentencias de pseudocódigo a forma de ensamblaje de un rompecabezas que brinden a la aplicación el comportamiento deseado [6].

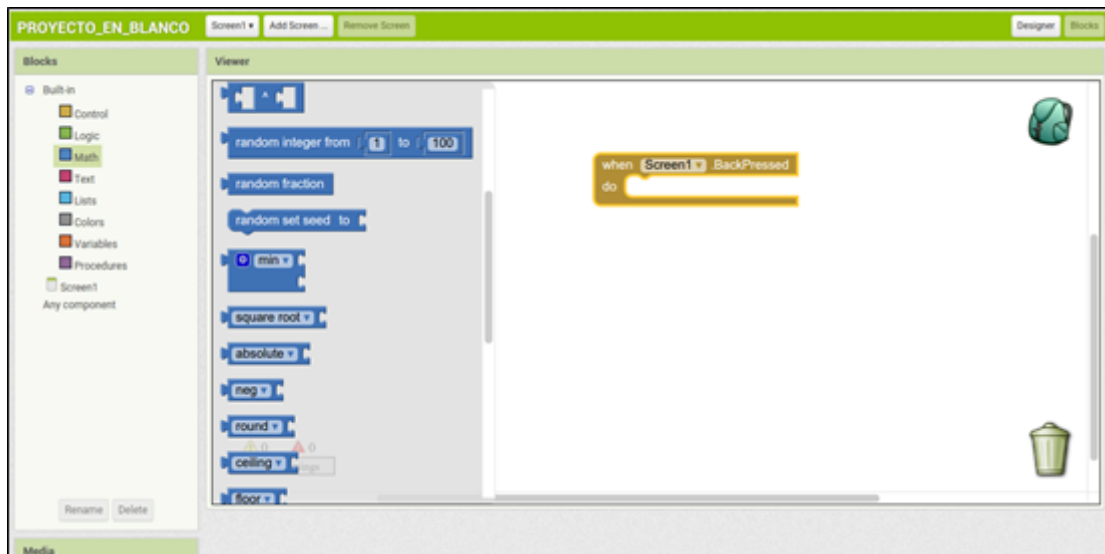


Figura 2.5: Entorno de programación App Inventor 2 [6].

2.3. Propuesta de Solución

Mediante la implementación del prototipo de indumentaria destinada al monitoreo continuo de señales vitales, se pretende reducir el índice de accidentes de salud ocasionados por problemas en el sistema cardiovasculares de personas sintomáticas y asintomáticas, a través de indumentaria electrónica que no reemplazará al médico de cabecera en un examen rutinario pero facilitará la adquisición, acondicionamiento y procesamiento de señales vitales, de una manera entendible para el usuario posibilitando el uso y por tanto el monitoreo continuo del estado vital de su organismo.

Capítulo III

Metodología

3.1. Modalidad de Investigación

El presente trabajo investigativo se describe en modalidad aplicativa, y se desarrolló mediante:

- Investigación Bibliográfica, debido a la recopilación de información sobre el tema central, referenciada y recolectada de repositorios públicos y privados, publicaciones y artículos científicos disponibles en Internet.
- Investigación de Campo, por la naturaleza del proyecto permitió la generación de información fiable y confiable para el desarrollo óptimo y sostenible del sistema con un horizonte ético profesional.
- Investigación Experimental, permitió la generación de datos manipulables bajo pruebas controladas y técnicas metódicas, necesarias para el tema y una solución efectiva al problema central.

3.2. Población y muestra

Por las características y naturaleza de la investigación no se requirió población y muestra.

3.3. Recolección de información

La información procesada, fue recabada de fuentes o referencias bibliográficas obtenidas de ejemplares de investigaciones previas, tanto como publicaciones, libros, informes y artículos provenientes de revistas de investigación científica halladas en internet.

3.4. Procesamiento y Análisis de Datos

La información obtenida se organizó metódicamente, de tal forma que contribuyó con el óptimo desarrollo de la investigación planteada y a la vez permitió la comprensión de conceptos abstractos a través del análisis completo de la totalidad de la información recabada.

3.5. Desarrollo del Proyecto

Para la investigación fue necesario efectuar los siguientes pasos descritos a continuación:

- Estudio de métodos de adquisición de señales vitales.
- Testeo de dispositivos electrónicos de libre acceso, orientados a la adquisición de señales vitales.
- Acondicionamiento de señales eléctricas producidas por sensores de señales vitales.
- Diseño de dispositivo para la adquisición, procesamiento y envío de señales vitales.
- Análisis para localización óptima de sensores de señales vitales, dentro de indumentaria cotidiana.
- Implementación de envío de datos sobre una prenda de vestir cotidiana.
- Desarrollo de Interfaz entre sensores y sistema de adquisición de datos basado en hardware libre.
- Calibración de sistema de adquisición de señales.
- Desarrollo de aplicación para dispositivos móviles de media y alta gama para la presentación continua de datos obtenidos.
- Enlace mediante radiofrecuencia (Bluetooth), entre el sistema de adquisición de datos y dispositivo de monitoreo.
- Pruebas de confiabilidad de sistema de monitoreo personal.
- Análisis de resultados obtenidos de pruebas del prototipo.

Capítulo IV

Desarrollo de la Propuesta

Una vez analizado el estado del arte, se ha determinado que para la implementación de la indumentaria electrónica destinada al monitoreo continuo de las señales vitales, es necesario un conjunto de dispositivos que interactúen entre sí y que brinden la mayor comodidad al usuario en su vivir cotidiano. Para dicho propósito se ha desarrollado un esquema general del prototipo basándose en la topología de una red de área corporal inalámbrica que permita la adquisición de las señales vitales y se encuentra descrito por la Figura 4.1.

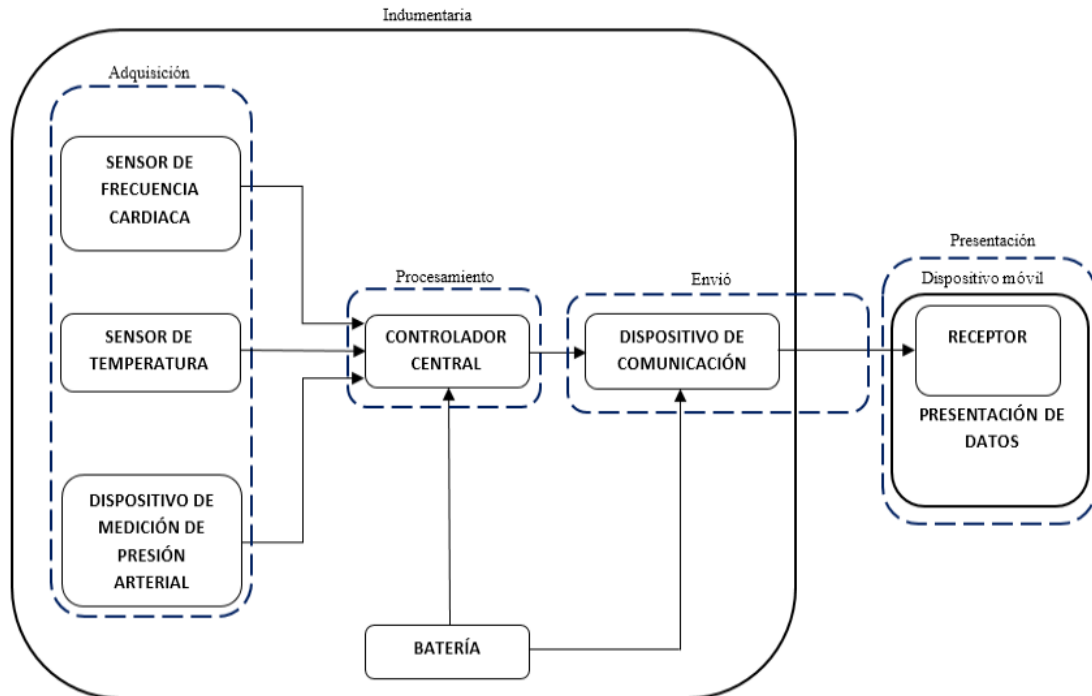


Figura 4.1: Esquema General del sistema electrónico.

El esquema brinda un concepto más específico de la etapa o sistema de adquisición, procesamiento, envío y presentación de señales vitales ubicados en la indumentaria. Con el afán de reducir la complejidad de comprensión de cada uno de los requerimientos a detallarse y el rol importante que recae sobre los mismos. Tomando como punto de partida la etapa de adquisición de las señales, ha de desarrollarse un análisis preliminar sobre la ubicación de sensores de señales de naturaleza biológica en puntos estratégicos y de fácil acceso tal como se describe en el siguiente apartado.

4.1. Análisis para la adecuada ubicación de los sensores.

Otro de los aspectos importantes a considerar en el transcurso del presente proyecto, es la ubicación de los sensores dentro de la indumentaria. Debido a que la elección del dispositivo está completamente ligado a su ubicación dentro del vestuario y basándose en la teoría analizada en capítulos anteriores sobre las distintas metodologías de adquisición de las señales vitales, se ha optado por las diferentes áreas de interés propuestos a continuación:

■ Sensor de temperatura

La temperatura corporal puede ser medida en el área: bucal, axilar, auditiva y rectal debido a que en dichas zonas la temperatura permanece constante o en caso de cambios en la misma, la variación respecto a la temperatura regular es mínima (entre 7 décimas y 1 grado por arriba o debajo de los 36°C) [37]. Las localidades de adquisición de temperatura como: bucal, auditiva y rectal se han descartado debido a su naturaleza invasiva de los sensores; lo que reduce el campo de análisis a una zona presentada en la Figura 4.2. Por tanto, se utilizará un sensor de temperatura en el área axilar para brindar comodidad al usuario y generar al mismo tiempo la posibilidad de sensar en dicha zona de manera permanente.

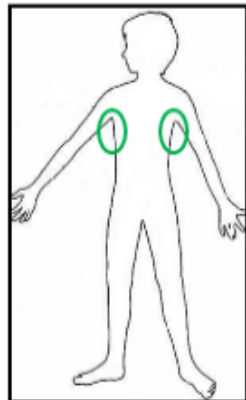


Figura 4.2: Localización óptima del sensor de temperatura

■ Sensor de Frecuencia cardíaca

El uso de un Electrocardiograma se hace casi imposible para el caso de estudio, debido a la complejidad de las herramientas necesarias y la cantidad de recursos requeridos para su desarrollo; además la mayoría de los dispositivos electrónicos que permiten este tipo de análisis en el campo electrónico no hospitalario, no permiten la reutilización de sus electrodos y los dispositivos de adquisición representan una inversión muy elevada y un gasto continuo.

El pulsímetro puede ser un método de adquisición mucho menos complejo y de mediano costo, pero en su totalidad los pulsímetros utilizan tecnología de uso propietario impidiendo su acoplamiento con hardware libre a bajo costo.

La oximetría del pulso o pulsoximetría es uno de los métodos más utilizados para obtener de manera simplificada el pulso cardíaco en el campo de la medicina tanto especializada como empírica; debido a su bajo costo y la tecnología que utiliza, estos dispositivos se encuentran al alcance de cualquier nivel económico, sin dejar de mencionar que la cantidad de dispositivos es mínima y hace posible desarrollar herramientas de uso masivo localizables directamente en las extremidades del paciente o en cualquier punto del cuerpo en que la onda pulsátil puede ser detectada como se presenta en la Figura 4.3.

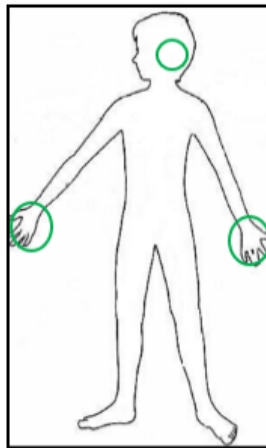


Figura 4.3: Localización óptima del sensor de frecuencia cardíaca

■ Monitor de Presión Sanguínea

El Método Oscilométrico representa electrónicamente el más fiable frente a los métodos: auscultatorio o el palpatorio que requieren una segunda persona en el ambiente del paciente al momento de obtener la información oportuna. Por tanto,

la utilización de dispositivos que utilicen este método soluciona dicha problemática, permitiendo la obtención de la presión sanguínea a lo largo de las extremidades superiores como se describe en la Figura 4.4. Sin importar que los esquemas del hardware a utilizarse no sean de acceso público, permiten la modificación u obtención de información directamente desde el dispositivo a un costo más bajo que la implementación de un sistema de adquisición para la señal deseada.

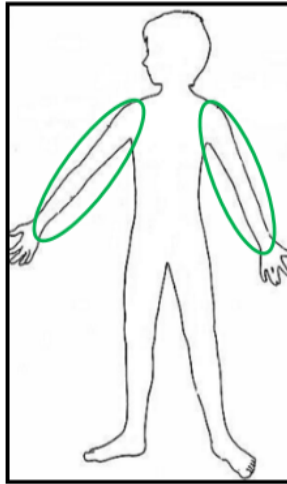


Figura 4.4: Localización óptima del dispositivo de presión sanguínea.

Analíticamente, cada uno de los puntos en los que se centrara la obtención de las señales vitales se encuentra en el tronco y extremidades superiores del cuerpo humano. En consecuencia, la prenda de vestir deberá cubrir dichas zonas corporales y la etapa electrónica satisfacer los requerimientos energéticos, térmicos y de dimensiones para que el sistema final converja.

4.2. Requerimientos técnicos

A partir del esquema general de la indumentaria descrito con anterioridad y el rol importante que recae sobre cada uno de los componentes que la forman, tanto individual como en conjunto. La indumentaria electrónica para el monitoreo continuo de señales vitales se describe mediante la Figura 4.5:

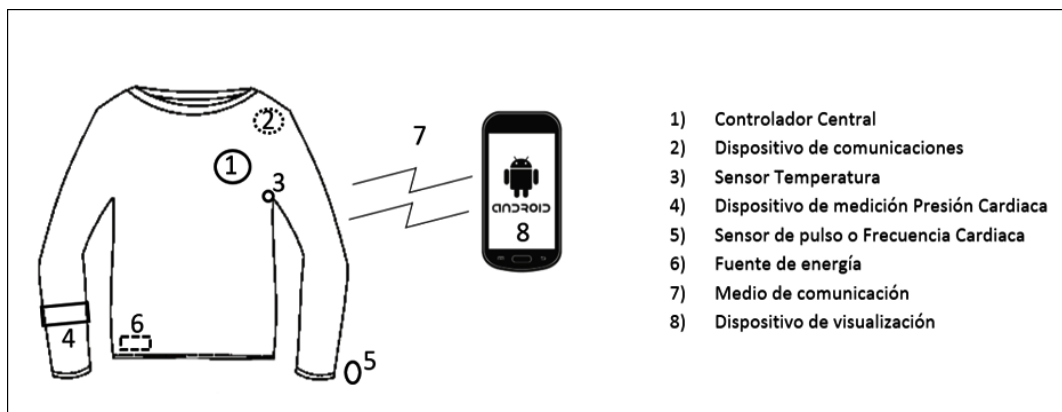


Figura 4.5: Esquema de indumentaria electrónica para el monitoreo continuo de señales vitales.

- **Controlador central:** este dispositivo es el motor principal y el cerebro de la indumentaria, sobre el cual recae la responsabilidad de recibir las variables analógicas provenientes de los sensores, su procesamiento y envío hacia el dispositivo de comunicaciones el análisis técnico pertinente puede observarse en el posterior apartado a través de la Tabla 4.1. El dispositivo permanecerá situado de manera permanente en la indumentaria personal de uso diario y debe ser lo suficientemente pequeño para evitar incomodar al usuario.
- **Sensores de señales vitales:** tal como el sensor de frecuencia cardíaca, temperatura y dispositivo de medición de presión sanguínea, deberán ser capaces de tomar las lecturas provenientes del cuerpo humano con el mínimo margen de error, ser livianos, de tamaño reducido y de ser posible capaces ser reutilizados de manera indeterminada sin perder sus características, aun después de ser sumergidos en agua o a su vez ser desmontables; la selección de cada uno de los sensores puede observarse en las Tablas 4.2, 4.3 y 4.4 respectivamente.
- **Dispositivo de comunicación inalámbrica:** dispositivo necesario para la comunicación entre el hardware localizado en la indumentaria y el dispositivo móvil personal, deberá consumir la menor cantidad de recurso energético posible, de fácil manejo y compatible con el hardware y software a emplearse; parámetros considerados en la Tabla 4.5.
- **Dispositivo móvil personal:** dispositivo personal con soporte a comunicaciones inalámbricas compatibles con el dispositivo de comunicación intermediario, además de contar con acceso a redes celulares GSM/GPRS que permita el envío de señales de emergencia en caso de ser necesario. Para el desarrollo del

presente proyecto y por razones de disponibilidad se ha utilizado un teléfono móvil de la marca Samsung modelo I9291.

- Conductores: representan las arterias del sistema electrónico, debido a que sobre estos recae la responsabilidad de interconectar los sensores y el dispositivo de comunicación con el controlador central de manera confiable y fiable; entre sus características principales presentadas en la Tabla 4.7 se encontraran: la atenuación, flexibilidad y capacidad de manipulación para evitar rupturas al encontrarse situados de manera permanente en la indumentaria.
- Fuente de energía o batería: desempeña el papel más importante debido a que es la encargada de proveer la energía necesaria a los dispositivos electrónicos alojados en la indumentaria durante un lapso de tiempo considerable, para lo cual se ha desarrollado una comparativa en la Tabla 4.8.

En conformidad a lo antes mencionado, el análisis técnico para la determinación de los dispositivos que cubran los requerimientos, basándose en los parámetros necesarios presentados en este apartado se describen mediante cada una de las Tablas del apartado 4.2.1.

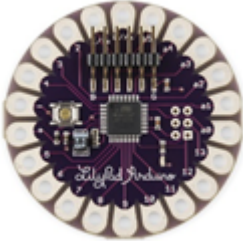
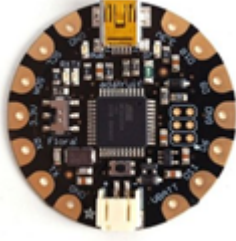
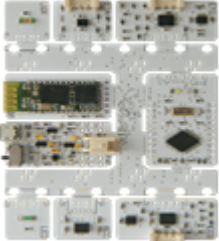
4.2.1. Análisis técnico del hardware requerido

Controlador Central

En el campo de las placas destinadas al desarrollo textil de prendas electrónicas o para el sensado de señales vitales se presenta una comparativa a través de la Tabla 4.1 tomando en cuenta la accesibilidad, parámetros técnicos y de soporte que brinden a la indumentaria las mejores prestaciones.

Tomando en cuenta cada una de las características técnicas y las implicaciones de cada una de las placas en el desarrollo e implementación de la indumentaria se ha tomado al Lilypad Arduino como el controlador central, debido a su voltaje y corriente de operación principalmente, la cantidad de pines de entrada y salida necesarias para los sensores a utilizarse también representa un papel importante; además cuenta con gran cantidad de documentación necesaria, bajo costo y accesibilidad para cualquier zona geográfica.

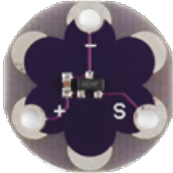
Tabla 4.1: Análisis técnico comparativo entre placas electrónicas

Placa controladora central			
Parámetros Técnicos	Arduino Lilypad	Flora Adafruit	Bitalino
			
Costo	18.07 USD	19.95 USD	164.45 USD
Accesibilidad	Cualquier parte del mundo	Determinadas Zonas geográficas	Determinadas Zonas geográficas
Controlador	ATmega328/P	ATmega32u4	ATmega328P
Voltaje de operación	2.7 - 5.5 V	3.5 - 16V	3.3V
Voltaje de entrada	2.7 - 5.5 V	3.5 - 6V	3.3v
Pines de entrada o salida digital	14	8	4 in / 4 out
Canales PWM	6	4	-
Canales de entrada analógica	6	4	6
Corriente de pines de entrada y salida	40 mA	40 mA	Uso específico
Memoria Flash	16 KB	32 KB (Atmega32u4)	-
SRAM	1 KB	2.5 KB (Atmega32u4)	-
EEPROM	512 bytes	1 Kbyte (Atmega32u4)	-
Velocidad de reloj	8 Mhz	8 Mhz	1Khz
Comunicaciones	SPI /I2C/UART	SPI /I2C/UART	I2C/UART/Bluetooth
Peso	5g	4.4g	30g
Dimensiones	4.9 x 0.3 cm	4.5 x 0.7 cm	10 x 6 cm
Interfaz de programación	FTDI	Micro USB	Micro USB
Socket para batería	No	Si	Si
Lavable	Si	Si	No

Sensor de Temperatura

En lo que a temperatura respecta se requiere un sensor capaz de soportar temperaturas estimadas en un rango de entre 10 y 50 grados centígrados, medirlas de manera eficiente y proporcionar valores en unidades eléctricas capaces de ser interpretadas por el controlador central seleccionado. Sin olvidar la naturaleza textil del proyecto. Para lo cual se ha desarrollado la Tabla 4.2.

Tabla 4.2: Análisis técnico entre sensores de temperatura.

Sensor de temperatura			
Parámetros Técnicos	Sensor de Temperatura Lilypad	Sensor de Temperatura E-Health	Sensor de Temperatura SEE-TEM
			
Costo	4.95 USD	22.75 USD	4.62 USD
Accesibilidad	Cualquier parte del mundo	Determinadas Zonas geográficas	Cualquier parte del mundo
Dispositivo interno	MCP9700	-	NTC TTC03
Rango	-40°C a 125°C	Temperatura corporal	-40 a +125°C
Señal de salida	Voltaje	Resistivo	Resistivo
Conversión Analógico Digital	10mv/°C	Depende del acoplamiento	Acoplamiento específico
Salida lineal	Si	No	Si
Acoplamiento	No	Si	No
Tamaño	Pequeño	Mediano	Pequeño
Fuente Abierta	Si	No	No
Wearable	Si	No	No
Lavable	Si	Si	No

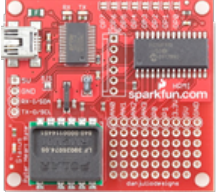
Analizando las características de los sensores expuestos en la tabla anterior se ha electo al sensor de temperatura lilypad como el delegado en la tarea a

realizarse, debido a que por las necesidades del proyecto de investigación posibilita la interacción con el controlador central, reduce espacio y costo de utilización, además de brindar una señal eléctrica voltaica lineal y garantiza la convergencia entre dispositivos.

Sensor de Frecuencia Cardíaca

Para la medición de frecuencia cardíaca se requiere un dispositivo que permita el monitoreo en tiempo real, compatible con el controlador central y encontrarse dentro del rango de trabajo energético de todo el sistema, el cual bordea los 5 voltios como valor máximo y un mínimo de 3.3 voltios tal como se encuentra descrito en la Tabla 4.3.

Tabla 4.3: Comparación técnica dispositivos de medida de pulso cardíaco.

Sensor de frecuencia cardíaca			
Parámetros Técnicos	Pulse Sensor Amped	Monitor RM SparkFun	Polar Heart Rate Monitor Interface
			
Costo	24.95 USD	19.95 USD	59.95 USD
Accesibilidad	Cualquier parte del mundo	Cualquier parte del mundo	Determinadas Zonas geográficas
Método de adquisición	Oximetría de pulso	Electrodos ECG	Pulsímetro
Dispositivo interno	TX - AM2520ZGC09 RX - APDS-9008	OPAMP AD8232	Receptor RMCM01
Dimensiones	16 x 16 mm	37 x 31 mm	45 x 51 mm
Voltaje de operación	3.0 V a 5.0 V	2.0 V a 3.6 V	3.6 V a 5.5 V
Consumo energético	~4mA a 5V	170 uA (AD8232)	45 mA
Temperatura de operación	-40°C a +85°C	-40°C a +85°C	-30°C a 70°C
Aditamentos necesarios	No	- Conector Electrodos ECG - Electrodo ECG	Pulsímetro POLAR
Wearable	Adaptable	No	No
Lavable	Adaptable	No	No

Se ha optado por el uso del sensor de pulso amplificado de Sparkfun, siendo el puntal fundamental su voltaje y temperatura de funcionamiento además del modo de adquisición de la señal en cuestión. Sin causar molestias de ninguna índole al usuario además, representa una alternativa rentable debido a que no necesita electrodos, ni circuitos de acoplamiento a pequeño, mediano o largo plazo.

Monitor de Presión Sanguínea

Uno de los principales problemas que se ha registrado en investigación previas, en los cuales se ha requerido un dispositivo electrónico capaz de adquirir las variaciones de la presión sanguínea del ser humano; es el alto costo y tamaño al implementar un dispositivo que cumpla con dicha tarea, por tal motivo se ha optado por la modificación del hardware de un dispositivo electrónico propietario o a su vez utilizar un dispositivo que cuente con la conectividad necesaria para el envío de información de manera inalámbrica hacia el dispositivo de monitoreo. Por tal motivo se presenta el siguiente análisis comparativo de varios dispositivos que permitan dicha tarea en la Tabla 4.4.

Tabla 4.4: Análisis técnico de monitores oscilométricos de presión cardíaca.

Monitor de presión sanguínea				
Parámetros Técnicos	Monitor de presión Withings	Monitor de presión sanguínea v2.0 e-Health Platform	Monitor de presión iHealth	Monitor de presión WHO
				
Costo	129.95 USD	130.54 USD	99.95 USD	25.00 USD
Accesibilidad	Determinadas Zonas geográficas	Determinadas Zonas geográficas	Determinadas Zonas geográficas	Cualquier parte del mundo
Dimensiones	-	-	145x58x30 mm	70x72.6x32.5mm
Peso	-	-	84 gramos	135 gramos
Voltaje de operación	-	-	3.7 V	3V

Precisión	± 3 mm Hg	± 3 mm Hg	± 3 mm Hg	± 3 mm Hg
Temperatura de operación	-	-	5°C~35°C	10°C ~40°C
Conectividad Inalámbrica	Bluetooth	Ninguna	Bluetooth	Ninguna
Wearable	NO	NO	NO	NO
Modificable	NO	No existen registros en investigaciones previas	NO	No existen registros en investigaciones previas

Por razones de accesibilidad a los dispositivos previos y obviando la parte económica implícita en la determinación del dispositivo seleccionado, se ha optado por el Monitor de presión WHO, el cual se lo puede adquirir en cualquier parte del mundo a un costo relativamente bajo. Además, basándose en investigaciones previas en las cuales su herramienta principal ha sido un Monitor de presión de fuente propietaria, se pretende utilizar ingeniería inversa para la obtención de las señales eléctricas que contienen la información de la presión sanguínea.

Dispositivo de comunicación

Debido al tipo de red a establecerse y la compatibilidad entre el controlador central y teléfonos personales, es obligatorio un dispositivo capaz de brindar una interfaz inalámbrica que no interrumpa las comunicaciones habituales como WIFI o GSM/GPRS, el consumo energético deberá ser mínimo tomando en cuenta que será utilizado para comunicaciones en tiempo real, dichos parámetros se presentan en la Tabla 4.5.

Analizando las implicaciones de utilizar los módulos mencionados con anterioridad, es necesario citar que, por cuestiones de accesibilidad y costo se ha descartado la utilización del módulo Bluefruit LE de Adafruit Industries por cuestiones de incompatibilidad con el hardware y software a utilizarse, aunque energéticamente represente la herramienta ideal para las comunicaciones en la indumentaria. En consecuencia, se ha optado por el desarrollo de un módulo de comunicación Bluetooth a partir del dispositivo HC06, por cuestiones de dimensión y naturaleza del escudo adaptador.

Tabla 4.5: Comparación técnica de dispositivos de comunicación Bluetooth.

Dispositivos de comunicación Bluetooth			
Parámetros Técnicos	Módulo Flora Bluefruit LE 	Modulo Bluetooth HC06 	Bluetooth BEE 
Costo	17.50 USD	10.00 USD	22.95 USD
Accesibilidad	Determinadas Zonas geográficas	Cualquier parte del mundo	Determinadas Zonas geográficas
Dispositivo interno	Módulo MDBT40	Módulo CSR BC417143	Módulo CSR BC417143
Protocolo	Bluetooth V4 BLE	Bluetooth v2.0 + EDR	Bluetooth v2.0 + EDR
Compatibilidad con software de dispositivos móviles	Android 4.3 o superior	Todas las distribuciones Android	Todas las distribuciones Android
Tasa de Baudios por defecto	9600 baud	9600 baud	9600 baud
Protocolo de comunicaciones	-Beacon -UART simulado	UART	UART
Comunicaciones seriales	9600 bps	1200 ~ 1382400 bps	1200 ~ 1382400 bps
Voltaje de operación	2.7V ~ 3.6V	3.1V ~ 4.2V	3.3V
Consumo	13.4mA(MDBT40)	30~40mA	50mA
Frecuencia de trabajo	2.4 ~ 2.483GHz	2.4 ~ 2.48GHz	2.4 ~ 2.48GHz
Temperatura de operación	-25 °C ~ +75 °C	-25 °C - +75°C	-20 °C ~ +55 °C
Antena	Interna	Interna	Interna

Necesidad de circuito de acoplamiento	No	Si	Si
Tamaño	15.2 x 15.2 mm	27 x 13 mm	32 x 24 mm
Wearable	Si	No	No
Lavable	Si	No	No

A partir de este modulo, el cual suele utilizarse con un escudo de acoplamiento que permita la conexión con dispositivos UART a niveles lógicos TTL; se ha optado por el desarrollo de un nuevo escudo de acoplamiento para su uso y convergencia con el hardware a utilizarse y la naturaleza del proyecto. El mismo que se describe a continuación:

Tomando como pauta inicial el diagrama de bloque del módulo bluetooth proporcionado por el fabricante, descrito en la siguiente Figura 4.6:

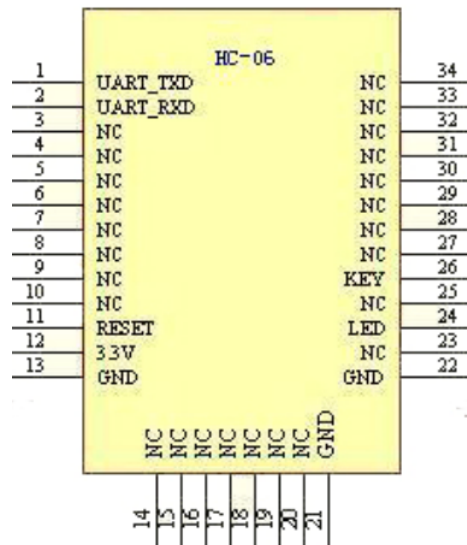


Figura 4.6: Diagrama de bloque Modulo Bluetooth HC06 [2].

Analizando la distribución de pines del módulo en cuestión, mediante el cual es posible conocer el comportamiento mismo descrito en la Tabla 4.6:

Tabla 4.6: Descripción de pines de entrada y salida de modulo HC06 [2].

Nombre de Pin	Número de Pin	Tipo de terminal	Descripción
GND	13 21 22	VSS	Tierra
1V8	14	VDD	Entrada de voltaje entre 1.7-1.9V
VCC	12	3.3V	-
AIO0	9	Bi-Direccional	Línea de I/O Programable
AIO1	10	Bi-Direccional	Línea de I/O Programable
PIO0	23	Bi-Direccional	-
Pin RX	entrada/salida Programable	-	-
PIO1	24	Bi-Direccional	-
Pin TX	entrada/salida Programable	-	-
PIO2	25	Bi-Direccional	Línea de I/O Programable
PIO3	26	Bi-Direccional	Línea de I/O Programable
PIO4	27	Bi-Direccional	Línea de I/O Programable
PIO5	28	Bi-Direccional	Línea de I/O Programable
PIO6	29	Bi-Direccional	Línea de I/O Programable
PIO7	30	Bi-Direccional	Línea de I/O Programable
PIO8	31	Bi-Direccional	Línea de I/O Programable
PIO9	32	Bi-Direccional	Línea de I/O Programable
PIO10	33	Bi-Direccional	Línea de I/O Programable
PIO11	34	Bi-Direccional	Línea de I/O Programable
RESETB	11	Entrada CMOS	-
UART_RTS	4	Salida CMOS	UART Solicitud para enviar, /A
UART_CTS	3	Entrada CMOS	UART Libre para enviar, /A
UART_RX	2	Entrada CMOS	UART Entrada de datos
UART_TX	1	Salida CMOS	UART Salida de datos
SPI_MOSI	17	Entrada CMOS	SPI Entrada de datos
SPI_CSB	16	Entrada CMOS	SPI Selector de chip, /A
SPI_CLK	19	Entrada CMOS	SPI Clock
SPI_MISO	18	Entrada CMOS	SPI Salida de datos
USB -	15	Bi-Direccional	-
USB +	20	Bi-Direccional	-
1.8V	14	-	Entrada de Fuente externa 1.8V

PCM_CLK	5	Bi-Direccional	-
PCM_OUT	6	Salida CMOS	-
PCM_IN	7	Entrada CMOS	-
PCM_SYNC	8	Bi-Direccional	-

Se ha diseñado una nueva placa electrónica para la adaptación del módulo. Con características *wearable* y la menor cantidad de recursos de hardware necesarios que cumpla con la tarea específica para la que ha sido diseñado y presentado en el Anexo S.

Una vez diseñada la etapa esquemática del hardware se hace posible el desarrollo de la placa electrónica de tamaño reducido; mediante el uso del software de diseño electrónico de fuente abierta Eagle Cadsoft se ha generado finalmente el diagrama PCB del escudo a implementarse descrito Figura 4.7

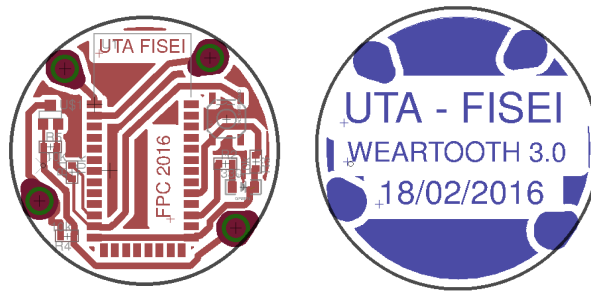


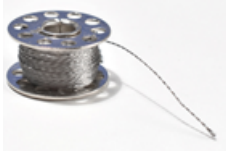
Figura 4.7: Diseño PCB para Modulo Wearable Bluetooth HC06.

Finalmente, y después de la implementación del diagrama PCB partir de una placa de baquelita y situados los componentes electrónicos sobre la misma. Se ha obtenido el módulo wearable para comunicación bluetooth requerido, basándose en las características de los módulos bluetooth desarrollados industrialmente. El nombre dado al módulo desarrollado es Weaetooth el cual ha sido sometido a un baño químico con una solución impermeable y anticorrosiva fotosensible que permita localizar al módulo de manera permanente en prendas textiles.

Conductores

Entre los parámetros técnicos que deben cumplir los conductores analizados en la Tabla 4.7, se evalúan parámetros principalmente de naturaleza textil, los niveles de atenuación que se presenten en relación al grosor del mismo y deberá ser capaz de soportar elongaciones a niveles máximos.

Tabla 4.7: Conductores flexibles destinados a la electrónica textil

Conductores			
Parámetros Técnicos	Hilo conductor Stainless - fino	Hilo conductor Stainless - medio	Hilo conductor Stainless – grueso
			
Costo por metro	0.26 USD	0.39 USD	0.42 USD
Atenuación por metro	51.18 Ohm por metro / 1.3 Ohm por pulgada	32.68 Ohm por metro / 0.83 Ohm por pulgada	39.37 Ohm por metro / 1.0 Ohm por pulgada
Grosor	0.2mm	0.25mm	0.4 mm
Capas	2	3	3

Basándose en el grosor del hilo y su relación con la atenuación presentada, se ha optado por la utilización de hilos conductores de 0.25mm y 0.4 mm debido a que de ello también dependerá su durabilidad al momento de la limpieza de la indumentaria.

Batería

La energía suficiente para abastecer a los dispositivos alojados dentro de la indumentaria provendrá de una fuente de energía portátil de entre 3 y 5 voltios, recargable, tamaño reducido y mayor durabilidad, que brinde seguridad y el mayor tiempo de conexión entre la indumentaria y el dispositivo de monitoreo; análisis presentado en la Tabla 4.8.

Tabla 4.8: Comparación técnica entre baterías recargables

Tipos de Batería			
Parámetros Técnicos	LI-PO	LI-ION	NI-MH
			
Costo	20.00 USD	15.00 USD	56.81 USD
Accesibilidad	Cualquier parte del mundo	Cualquier parte del mundo	Determinadas Zonas geográficas
Composición de célula	Polímero de litio	Iones de litio	Metal Hidróxido de níquel

Voltaje	3.7 voltios	3.7 voltios	3.7 voltios
Carga eléctrica	1200mAh	1900mAh	3700mAh
Tamaño	9mm x 30mm x 54mm	66mm x 46mm x 3mm	9.5mm x 3.8mm x 7.6mm
Peso	27.5g	41g	567g
Riesgo de ignición	Voltaje de carga limite superior/inferior	Casi Nula	Casi Nula
Pin de monitoreo de carga	No	Si	No
Pin de monitoreo de temperatura	No	Si	No

Se ha optado por la utilización de baterías de Iones de litio LI-ION debido a su capacidad de almacenamiento energético, accesibilidad y posibilidad de monitoreo frente a las baterías de polímero de litio que tienden a volverse inestables con el paso del tiempo y corren el riesgo de explotar cuando sus valores de carga y descarga sobrepasan los valores nominales debido a la química que las componen [69]. Por otro lado las baterías de metal hidróxido de níquel presentan una mayor ventaja sobre las elegidas para trabajo en cuestión siendo su mayor debilidad el tamaño y el costo de uso. Además que las baterías de LI-ION son muy utilizadas en el ámbito de la telefonía celular debido a la estabilidad, durabilidad y resistencia ante la descarga sin olvidar el bajo costo que representa su uso y/o reemplazo al concluir su vida útil.

Una vez seleccionados cada uno de los componentes que darán vida a la indumentaria electrónica, se precisa el desarrollo de la etapa de software que se encargara de la gestión de los datos desde el punto de recolección de la señal eléctrica generada por los sensores, su acondicionamiento, procesamiento y posterior envío hacia la interfaz de usuario. Cumpliendo con el esquema principal de la indumentaria en la Figura 4.1.

4.3. Adquisición y acondicionamiento de señales.

El apartado de adquisición y procesamiento representa el sistema principal de la indumentaria, debido a que de esto dependerá la confiabilidad del sistema. Las

señales deben ser tratadas de la manera más cuidadosa y responsable posible para que la indumentaria se convierta en una herramienta de prevención o control de enfermedades relacionadas con las señales de estudio.

Para lo cual se presenta a continuación el acondicionamiento tanto de hardware como de software a la que se han sometido dichas señales de naturaleza analógica.

■ Señales de Temperatura Corporal

En la Figura 4.8 se describe el diagrama esquemático del sensor de temperatura Lilypad seleccionado, el cual cuenta con un sensor MCP9700 interno, mediante el cual la temperatura es convertida a señales eléctricas a una razón de 10mV por cada grado sensado, como se describe en la curva característica presentada en la Figura 4.9. Dicho sensor no necesita de una etapa de acondicionamiento electrónico puesto que la curva característica y nivel de señal voltaica generada por el sensor se encuentra dentro de los rangos de trabajo del controlador en uso, a su vez se utiliza un capacitor entre los pines de alimentación del sensor para evitar que la variaciones de voltaje interfieran mientras se realiza la conversión análoga a digital.

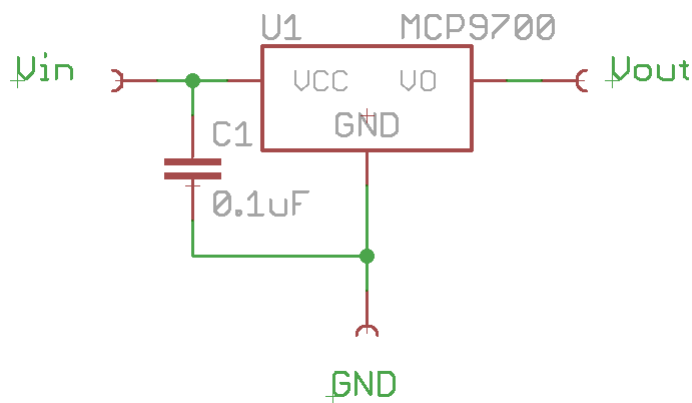


Figura 4.8: Circuito esquemático sensor de temperatura [7].

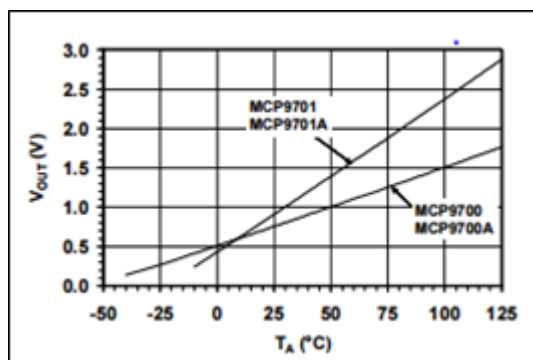


Figura 4.9: Circuito esquemático sensor de temperatura MCP9700 [8].

■ Señales de Frecuencia cardíaca

La etapa de acondicionamiento del sensor de pulso *Pulse Sensor* puede observarse en el Anexo T, este tipo de sensor y de acuerdo al método de adquisición de las señales, utiliza una etapa de acondicionamiento más elaborada a diferencia del sensor anteriormente descrito. Debido a que la señal se obtiene a través de haces de luz, la salida de voltaje del sensor de esta naturaleza necesita ser acondicionada de manera que sea posible su tratamiento en el microcontrolador.

La onda pulsátil generada por la sangre en su travesía por las arterias es captada mediante un sensor óptico APDS-9008, el mismo sensor utilizado por los teléfonos inteligentes para determinar la iluminación del ambiente en el que se localiza. La iluminación del flujo sanguíneo se produce localizando un diodo emisor de luz sobre el punto de interés, proporcionando de esta manera una variación voltaica a la salida del sensor sobre una resistencia de carga y cuyo valor no sobrepasa los 1.8V tal como se describe en la siguiente Figura 4.10.

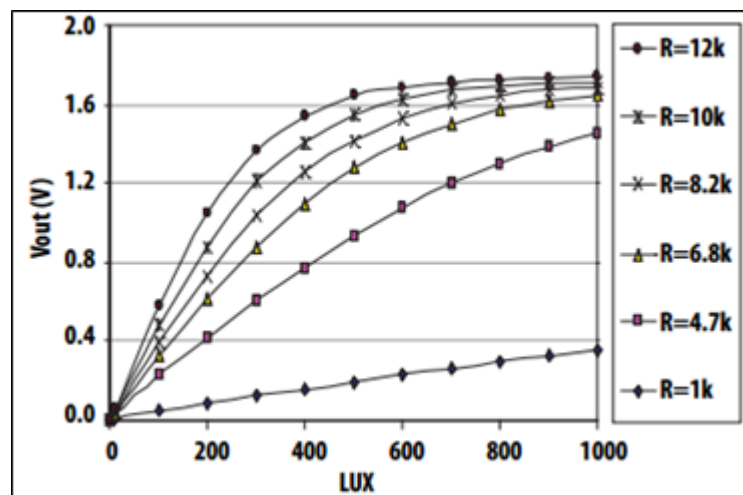


Figura 4.10: Iluminación vs Salida de voltaje.

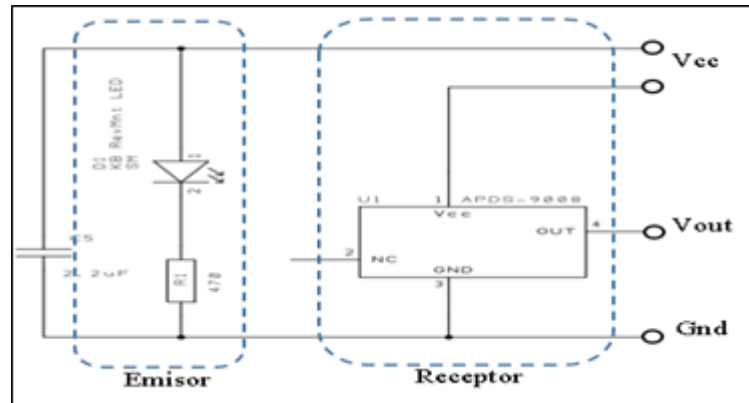


Figura 4.11: Etapa de adquisición de Pulse Sensor (Anexo T) [7].

Analizando la Figura 4.10 y revisando que la resistencia de carga en la que se medirá la salida de voltaje, cuyo valor es de 12kohms. El desarrollador ha utilizado un amplificador diferencial para el acondicionamiento de la señal eléctrica mediante Amplificadores Operacionales y un divisor de tensión que aporte un voltaje medio de referencia para obviar que los voltajes demasiado pequeños no sean depreciados en la conversión análoga digital representado esquemáticamente en la Figura 4.12.

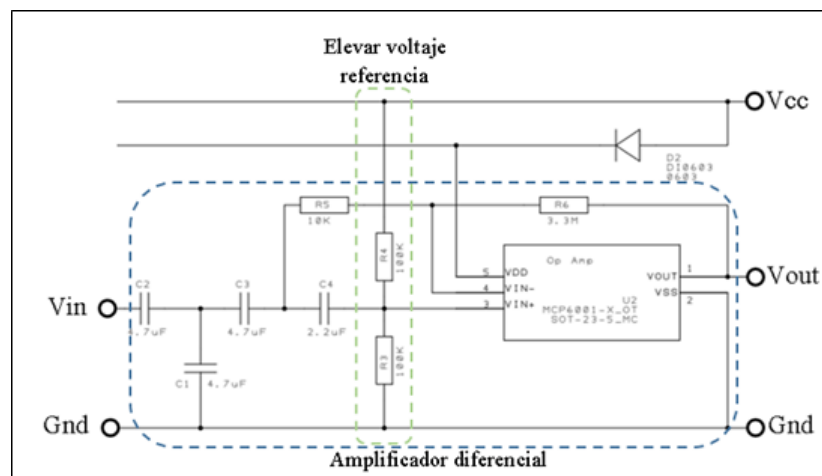


Figura 4.12: Etapa de acondicionamiento de Pulse Sensor (Anexo T) [7].

Cabe recalcar que dicha circuitería ha sido diseñada por el desarrollador del dispositivo, por lo tanto forma parte del sensor seleccionado y por tal motivo no es necesaria una etapa de acondicionamiento adicional.

■ Señales de monitor de presión sanguínea

Utilizando el monitor automático de presión sanguínea para muñeca de la marca WHO presentado en la Figura 4.13:



Figura 4.13: Monitor de presión sanguínea marca WHO [9].

Y aplicando la ingeniería a la inversa para el estudio y análisis completo del dispositivo se pretende acceder hacia la placa electrónica principal, con el animo de obtener las señales eléctricas que se presenten cuando el dispositivo sea activado y se haga factible el envío de las hacia el controlador central ajeno al dispositivo que comandará la indumentaria. De tal forma y como se describe en las imágenes de las Figuras 4.14 y 4.15.



Figura 4.14: Vista interna de dispositivo de presión arterial WHO.



Figura 4.15: Placa central de dispositivo de presión arterial.

Realizando un análisis previo del hardware encontrado en el interior del mismo, se han descubierto varios elementos desde los cuales podría ser factible la adquisición de datos necesarios para el proceso de desarrollo de la indumentaria; elementos principales que se describen de manera detalla por la tabla 4.9 en la cual se han relacionado cada uno de ellos con el soporte de sus respectivas hojas de datos.

Analizando cada uno de los componentes descritos, en los cuales se ha pretendido acceder a la información generada pos el monitor cuando este entra en funcionamiento; se ha descartado al sensor de presión (1) como punto de adquisicion de datos debido a que el tipo de señal eléctrica necesita de un circuito de acoplamiento externo redundando sobre el diseño para el se ha desarrollado el monitor.

Para el caso de la Memoria EEPROM y mediante el uso de un Arduino UNO se ha pretendido el acceder a la información que intercambia el controlador (3) con la memoria (2) mediante el bus de comunicaciones I2C, viéndose dificultada dicha tarea debido a que el control del almacenamiento está dado por el controlador central (3) del cual se desconoce el funcionamiento. A su vez se ha descartado el bus de datos de la pantalla LCD (4) por las mismas causas.

Tabla 4.9: Descripción de hardware interno monintor WHO.

Descripción de hardware de placa de monitor WHO	
(1) Sensor de presión US9111: montaje superficial, estructura de puente de Wheatstone. Destinado al uso médico con un rango de sensado entre 1psi y 60psi	
(2) Memoria EEPROM K24C16: montaje superficial internamente organizada en 8 pilas de 2048 bits (16K bits), interfaz de comunicación I2C controlado por hardware.	
(3) Controlador central: Montaje no permite el acceso al tipo de controlador central.	
(4) Bus de datos de conexión a LCD: Salida de datos hacia la pantalla LCD desarrollada exclusivamente para el monitor en cuestión.	
(5) Botones de control del monitor: Botones de activación, memoria y seteo del monitor.	
(6) Bus de energía del monitor: suministro energético de la placa electrónica.	

Por consiguiente y mediante el uso de un multímetro se ha procedido al análisis de los puntos de conexión expuestos y de color dorado de la placa electrónica del monitor, con el fin de analizar cada una de las señales generadas al momento de adquirir los valores de presión. Registrado variaciones eléctricas considerables en los pines que detalla la Figura 4.23:

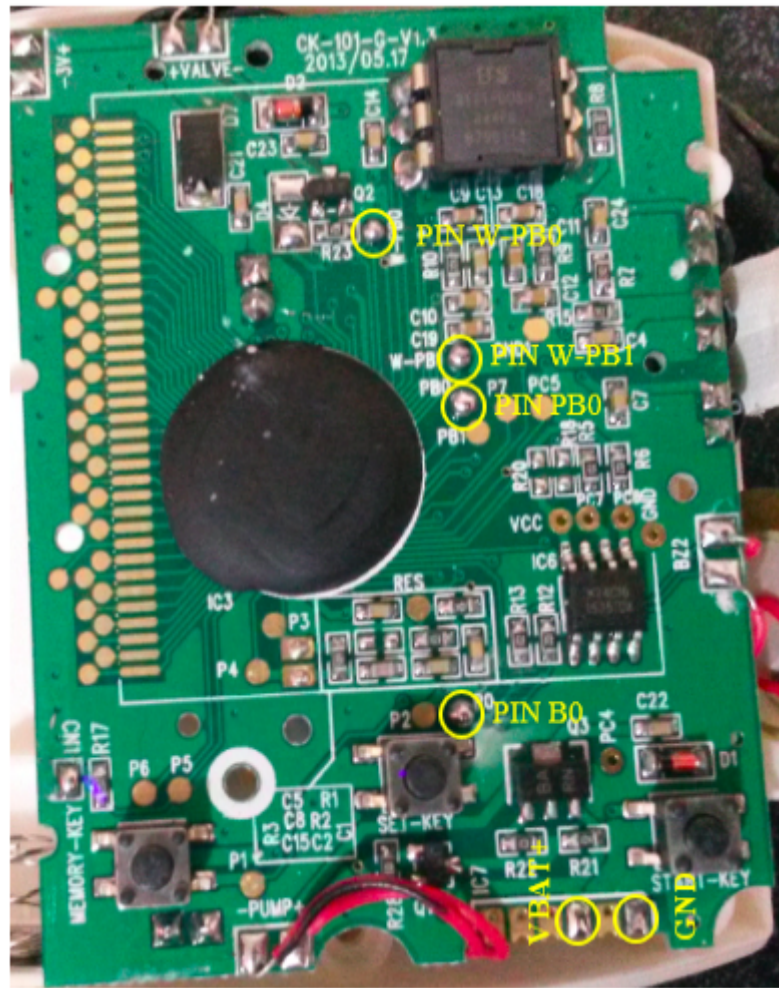


Figura 4.16: Salidas de voltaje variable relacionados con la puesta en funcionamiento y adquisicion de señales del monitor de presión sanguínea.

Utilizando un controlador Arduino Nano V3.0 y la última versión presentada hasta la actualidad del software de control del mismo ARDUINO IDE 1.6.6, el cual provee una nueva herramienta de software de visualización de señales analógicas de la Figura 4.24, ha sido posible registrar y determinar de mejor manera la naturaleza de cada una de las señales eléctricas encontradas el dichos pines.

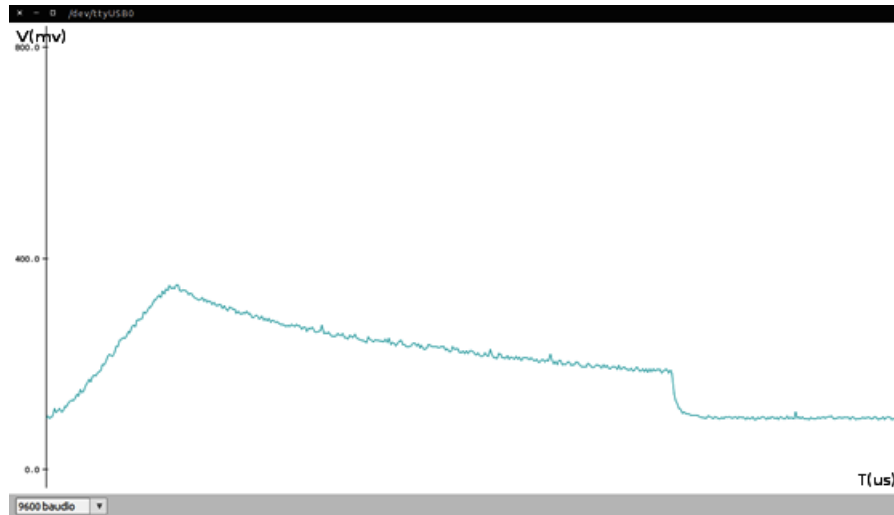


Figura 4.17: Salida de voltaje pin W-PB0 (Figura 4.16) vs Tiempo.

Relacionando las señales obtenidas con las variables que el monitor adquiere, las señales eléctricas obtenidas desde el pin W-PB0 de la Figura 4.25, representa una salida eléctrica en función a la variación de la presión de aire que ejerce sobre el punto de medida de la presión sanguínea lo cual es necesario para que las arterias sean ocluidas.

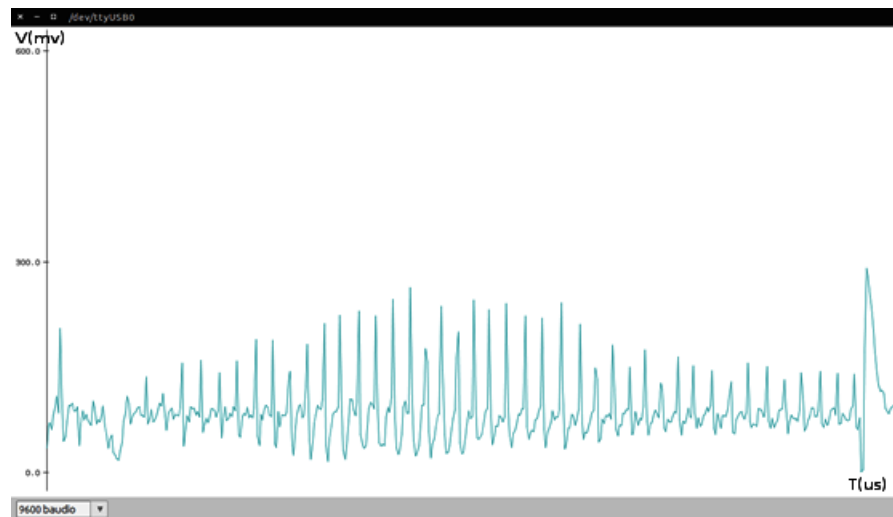


Figura 4.18: Salida de voltaje pin W-PB1 (Figura 4.16) vs Tiempo.

La variable proveniente del pin W-PB1 de la Figura 4.16, es generada mediante el controlador después del procesamiento de las señales eléctricas captadas por el sensor de presión y convertidas en señales de pulso cardíaco.

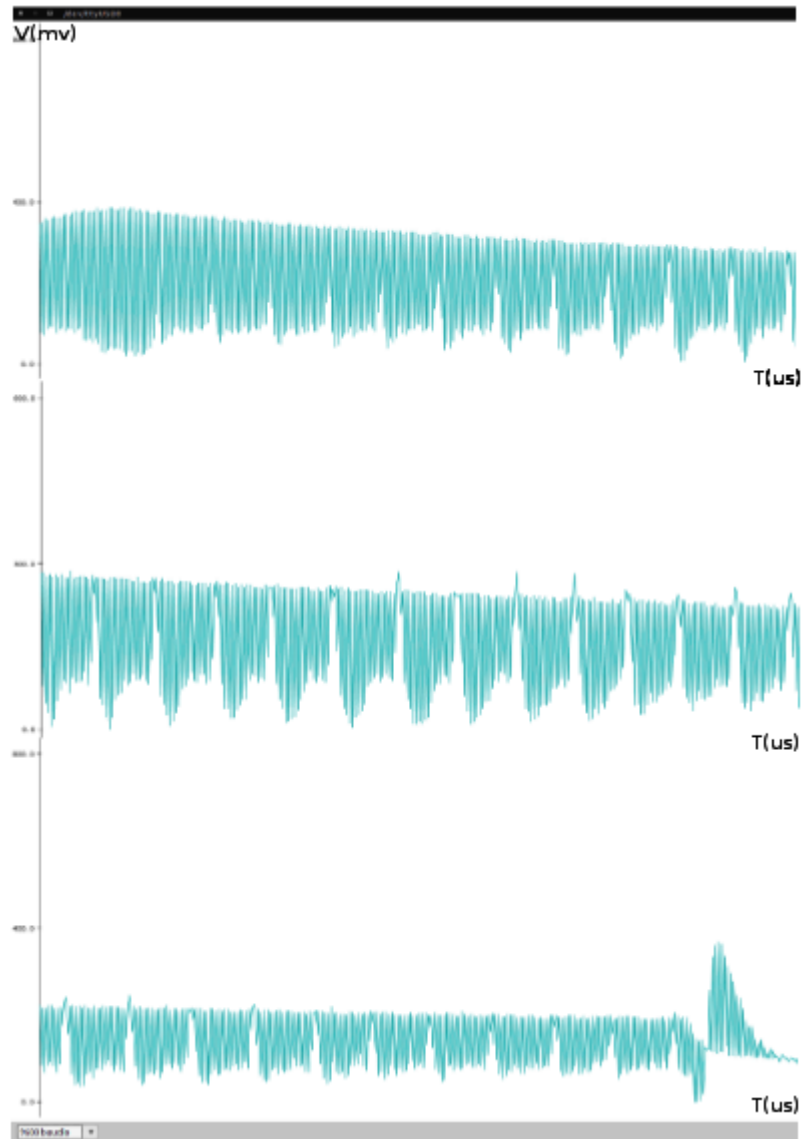


Figura 4.19: Salida de Voltaje W-PB0 + W-PB1 (Figura 4.16) vs Tiempo.

Al presentar las dos señales, tal como se describe gráficamente en la Figura 4.19 anteriormente presentada, posibilita obtener las señales de la presión sanguínea basándose en la teoría estudiada sobre el método oscilométrico; la cual relaciona la presión que ejerce el aire sobre las arterias y las señales de pulso registradas después de liberar el aire que las ocluye. Lo cual se puede observar de mejor manera mediante la Figura 4.20 que describe gráficamente el principio del método oscilométrico para obtener la señal de la presión sanguínea.

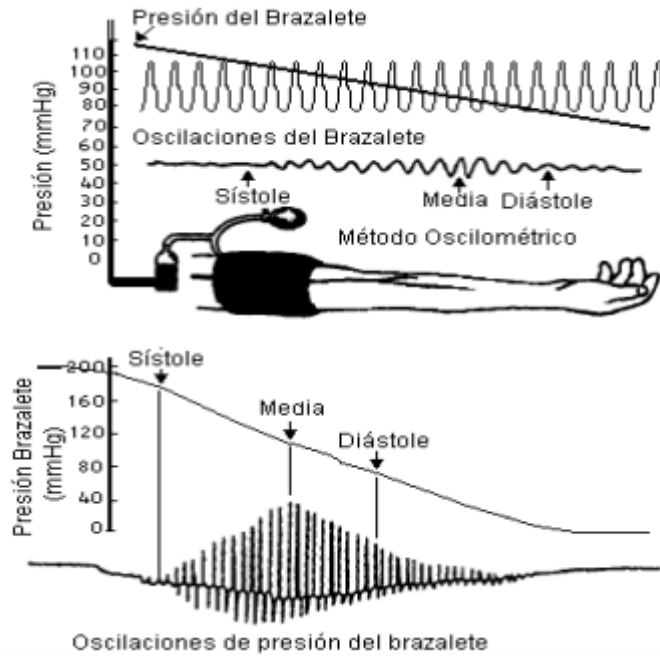


Figura 4.20: Método oscilométrico utilizado por dispositivos electrónicos de medición de presión sanguínea [10].

Determinadas las salidas principales del monitor de presión y el tipo de señal eléctrica que emite, se ha procedido al estudio matemático de las señales que permita convertir la señal analógica a señales de presión sanguínea. Registrando los valores de la conversión analógica/digital (ADC) y ligando dichos valores con los datos de presión del monitor WHO presentadas en la Tabla 4.10, se ha utilizado la herramienta matemática de los mínimos cuadrados para la linealización y generación de una ecuación que permita la predicción de un valor máximo (ecuaciones 1 y 2); mediante la cual el controlador pueda convertir los valores de voltaje en señales de presión sanguínea para su posterior envío al dispositivo de visualización.

Aplicando los mínimos cuadrados, asignando valores de Presión a la variable X y el valor ADC para el caso de Y de la Tabla 4.10 se tiene:

$$\begin{cases} \sum Y = Na + b \sum X & (1) \\ \sum XY = \sum Xa + b \sum X^2 & (2) \end{cases} \rightarrow \begin{cases} 4822 = 19a + 1987b & (1) \\ 594280 = 1987a + 269487b & (2) \end{cases}$$

Tabla 4.10: Valores de presión sanguínea registrados por monitor WHO convertidos en valores digitales mediante el uso del controlador ARDUINO NANO V3.0.

	Conversión Análogo/Digital	
Nº	PRESIÓN(mmHg)	VALOR ADC(10bits)
0	0	99
1	10	118
2	13	128
3	60	188
4	60	186
5	70	197
6	76	211
7	90	227
8	100	250
9	108	262
10	125	276
11	131	291
12	134	316
13	149	309
14	160	320
15	168	354
16	169	355
17	181	367
18	183	368

Utilizando el método de matrices para dar solución a las ecuaciones (1) y (2) generadas por la teoría de los mínimos cuadrados, ha permitido hallar los valores de las incógnitas a y b mediante las cuales se implementa una nueva ecuación (3).

$$Y = a + bX \quad \rightarrow \quad Y = 101.21 + 1.46X \quad (3)$$

La ecuación (3) permite obtener una linealización de los valores de presión convertidos en valores ADC con resolución de 10 bits observada en la Figura 4.21, además contribuye a la predicción de un valor máximo planteado de 200 mmHg como se describe en la Tabla 4.11; debido a que resulta casi imposible registrar dicho valor por motivo que la presión registrada no sobrepasa los 183 mmHg.

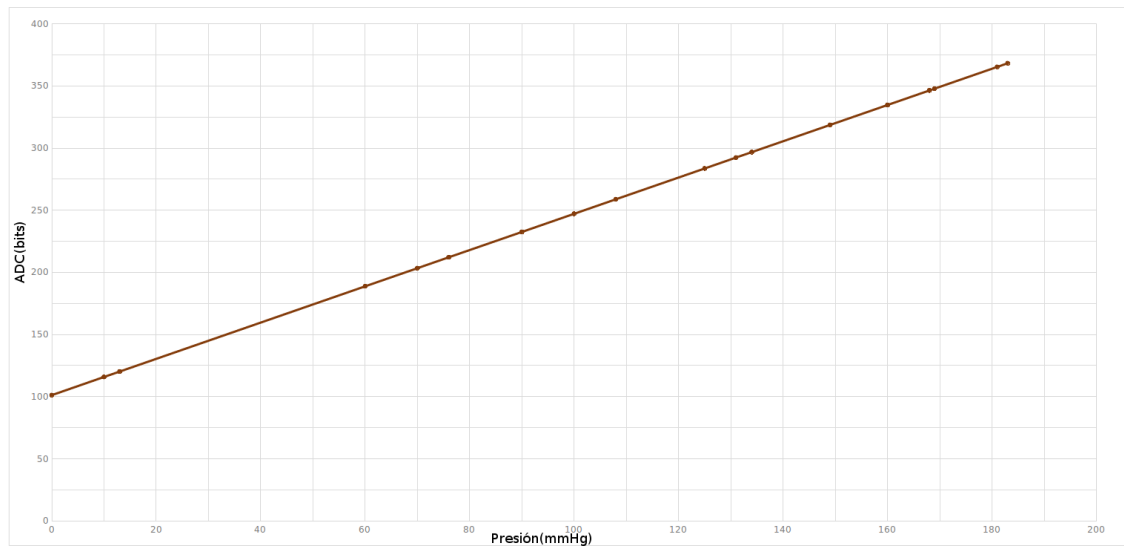


Figura 4.21: Valores linealizados de presión arterial a partir de ecuación obtenida por mínimos cuadrados.

Tabla 4.11: Valores recalculados a partir de ecuación 3.

X (mmHg)	Y (Bits)
0	101.21
10	115.80
13	120.18
60	188.75
60	188.75
70	203.34
76	212.09
90	232.52
100	247.11
108	258.78
125	283.58
131	292.34
134	296.71
149	318.60
160	334.65
168	346.32
169	347.78
181	365.28
183	368.20
200	393.00

Utilizando la información generada por la Tabla 4.11 se hace posible la implementación de un algoritmo dentro del controlador central de la indumentaria

que permita registrar, convertir los valores ADC a presión sanguínea a través de la ecuación (4):

$$\text{paire} = (\text{paire} - 101.21) / 1.46; \quad (4)$$

Posteriormente se ha analizado el comportamiento de los pines restantes, para el caso del pin PB0 descrito por la Figura 4.29 se ha obtenido los siguiente resultados:

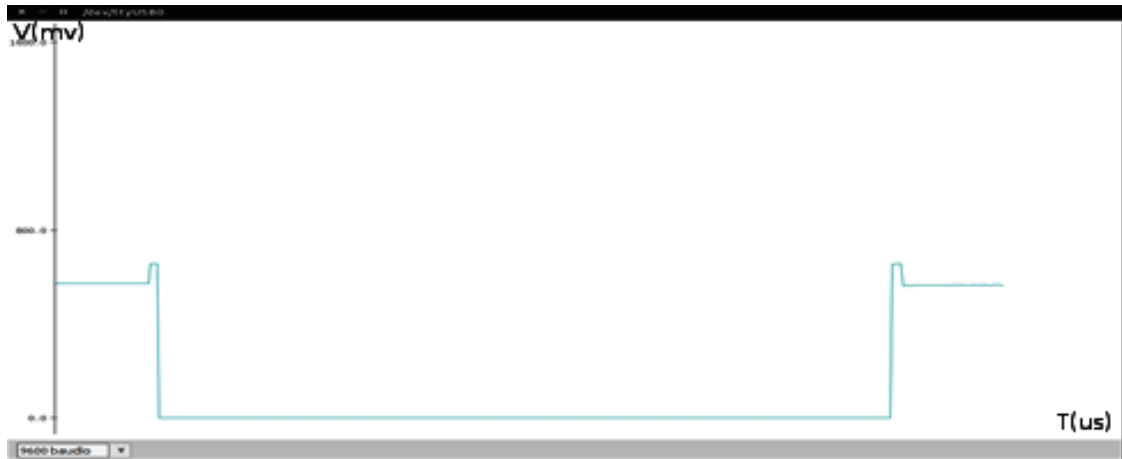


Figura 4.22: Salida de Voltaje de pin PB0 vs Tiempo.

Como muestra la Figura 4.22 de respuesta de voltaje con respecto al tiempo del pin PB0, dicho pin se encuentra directamente ligado a la puesta en marcha del dispositivo de monitoreo con salida invertida; es decir a su salida se presenta voltaje bajo cuando el dispositivo se encuentra en estado activo y voltaje alto cuando el mismo se encuentra en reposo.

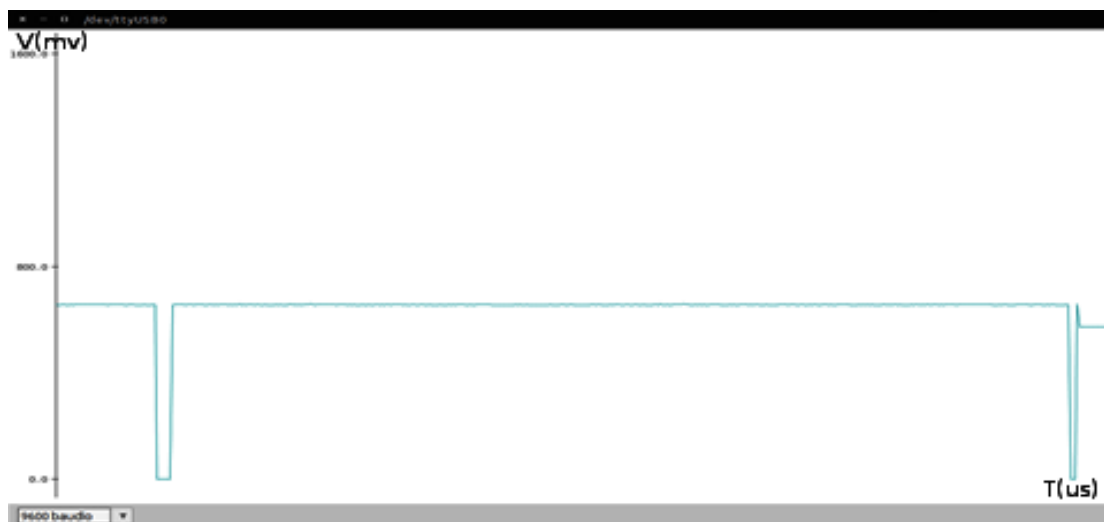


Figura 4.23: Salida de pin B0 vs Tiempo.

Para el caso del pin B0 y como se muestra en la Figura 4.23, el pin actúa como un interruptor activo en bajo que permite la puesta en marcha del dispositivo cada vez que el voltaje decae al valor cero el monitor activa o desactiva su funcionamiento.

Finalmente, y después de conocer el comportamiento de cada uno de los pines de interés registrados inicialmente, se ha situado un bus de datos permanente que permita el acceso a los datos de cada uno de aquellos de manera continua como se presenta en la Figura 4.24



(a) Vista superior

(b) Vista posterior

Figura 4.24: Monitor de presión sanguínea WHO modificado.

La distribución final de los pines que pueden observarse el apartado (b) de la Figura 4.24 necesarios para obtener las señales eléctricas externamente se encuentra dado en la representación del bus en la Figura 4.25.

PIN W- PB0
PIN W- PB1
PIN PB0
PIN B0
VBAT+
GND

Figura 4.25: Distribución de pines de bus de datos de salida de monitor de presión WHO modificado..

4.4. Procesamiento y envío de señales.

La etapa de procesamiento de las señales eléctricas ya acondicionadas se encuentra alojada en el controlador Lilypad Arduino, el cual es el encargado de recibir dichas señales eléctricas variantes en el tiempo y convertirlas en valores indicadores de señales vitales. Posteriormente se envían dichas señales en formato de cadena concatenada hacia la etapa de visualización en el cual interviene el módulo de comunicaciones bluetooth. Dicho proceso sistematizado del procesamiento y la conversión desde señales eléctricas a valores reales de señales vitales se describe en el siguiente diagrama de flujo de la Figura 4.33 y además a través de los Anexos A,B,C,D y E se presentan los algoritmos ligados al mismo:

El controlador se encuentra configurado de tal manera que sea capaz de determinar entre dos subrutinas para evitar la saturación del conversor análogo digital y acceder a cada una de aquellas dependiendo de comandos enviados desde el dispositivo de monitoreo.

La trama de envío representada en la Figura 4.26 como **PulTimTemBat** se compone de los datos de frecuencia cardíaca, Tiempo entre cada pulso, Temperatura corporal y nivel energético de la Batería de la indumentaria. Trama que es enviada cada vez que se registra un pulso cardíaco, lo cual permite que las señales sean enviadas de manera sincronizada con los latidos del corazón del individuo que utilice la prenda.

La trama **PreSisDia** esta compuesta por los valores de la presión sanguínea, la presión sistólica y diastólica respectivamente, para este caso las señales serán enviadas únicamente cuando el monitor empiece a sensar datos de presión. Dicha metodología ha sido utilizada con el fin de reducir los retardos en el envío de la información y el consumo energético generado por el uso continuo del controlador central y el módulo de comunicaciones.

Posteriormente y utilizando el enlace Bluetooth entre la indumentaria y el visualizador, ha de desentramarse la información en la etapa de presentación de las señales.

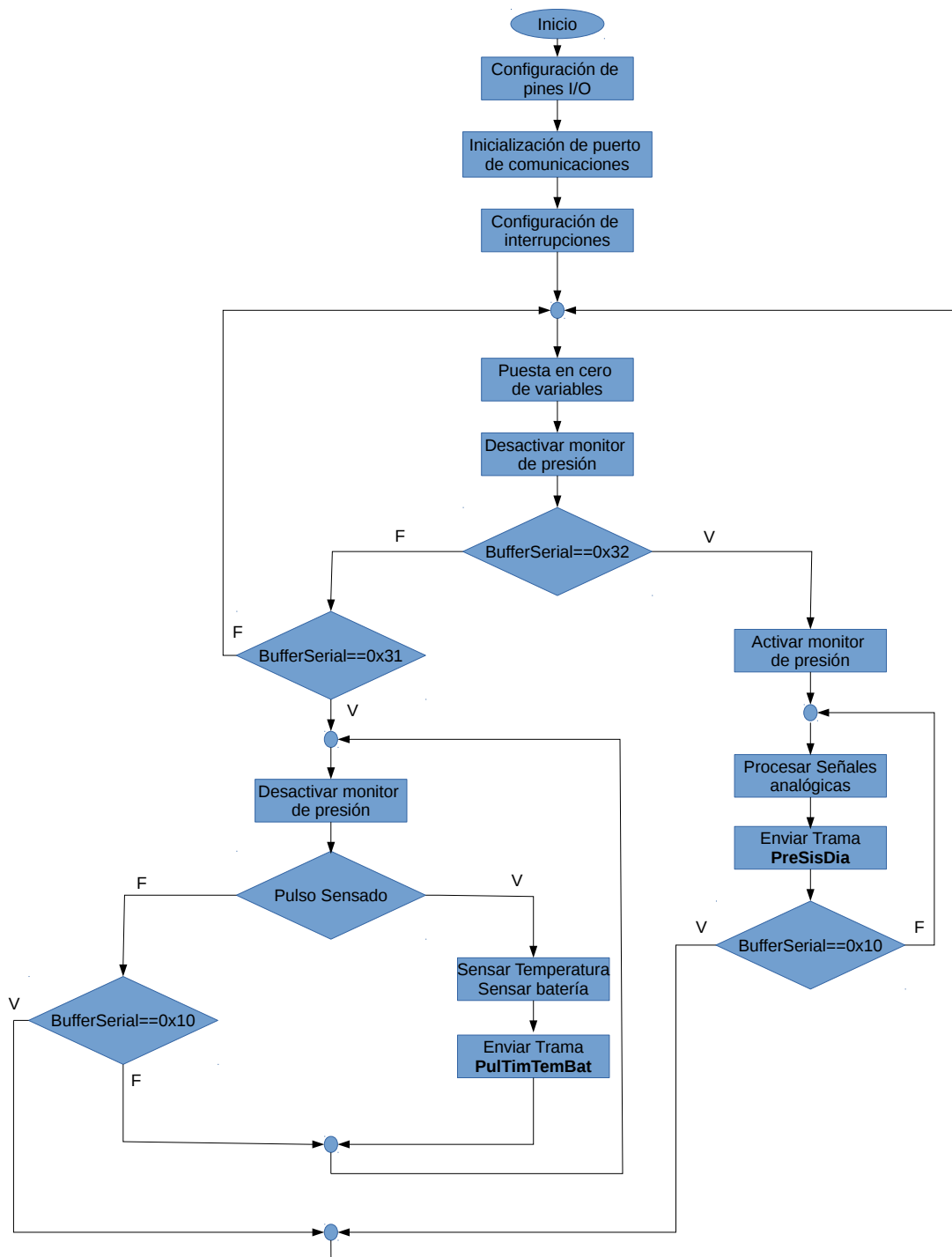


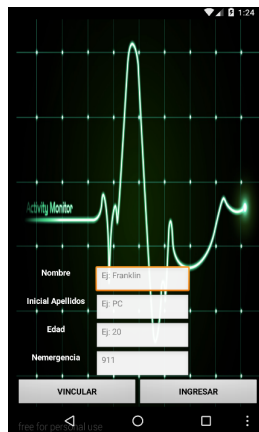
Figura 4.26: Diagrama de flujo procesamiento y envío de datos

4.5. Presentación de señales.

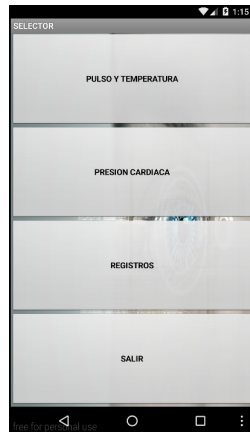
Para la presentación de los datos se ha utilizado un dispositivo inteligente de uso personal. En el cual, las cadenas de datos recibidos son desempaquetadas y presentadas en una interfaz gráfica de usuario de manera amigable y simplificada que brinde un panorama mucho más amplio al usuario sobre su estado de salud en tiempo real.

Como se ha puntualizado inicialmente, la GUI ha de desarrollarse en lenguaje de programación gráfico APP INVENTOR versión 2. Principalmente y debido a que permitirá la comprensión del código implementado y su modificación en caso de ser necesario. Las operaciones de la interfaz inician una vez se haya establecido un canal de comunicación entre el dispositivo móvil y el módulo de comunicaciones; la información receptada es desempaquetada en pequeñas cadenas que contienen la información de las señales vitales para su visualización y almacenamiento en la base de datos destinada a registrar los cambios biológicos del cuerpo humano y además permita obtener un historial completo de las señales en caso de presentarse un siniestro o un chequeo rutinario. El comportamiento de la misma esta descrito por el diagrama de la Figura 4.27.

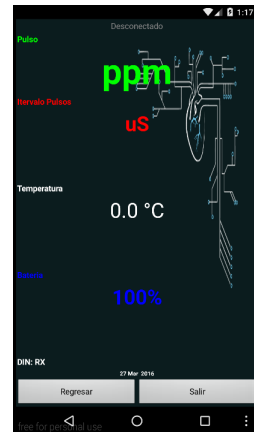
Utilizando un selector principal que permita determinar el modo de empleo de la indumentaria es posible acceder hacia la etapa de monitoreo del pulso y la temperatura a través del envío de una señal de comando para el controlador con valor hexadecimal de 0x31 ó elegir el modo de monitoreo de presión sanguínea con el valor de 0x32, o simplemente acceder hacia la tabla de la base de datos que almacena los valores de las señales vitales adquiridas con simplemente presionar un botón en la interfaz de usuario como se puede observar en la Figura 4.35 y a su vez pueden encontrarse de manera clara y en alta resolución los bloques u algoritmos de programación de la interfaz en el apartado de Anexos F hasta el Anexo 0, además en los Anexos P, Q y R se puede apreciar el diseño y los compones que conforman cada una de las interfaces creadas para la aplicación.



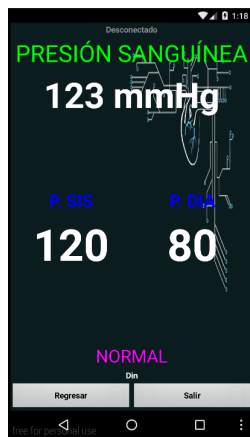
(a) Ingreso de datos



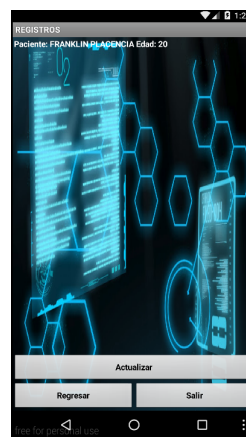
(b) Selector



(c) Pulso y temperatura



(d) Presión sanguínea



(e) Presentación de datos

Figura 4.28: Diseño de aplicación para presentación de datos.

La presentación de alertas o realización de llamadas surgen de los cambios en los valores en los signos vitales considerados como normales, forzando al sistema interrumpir sus funciones de manera inmediata con el fin de brindar la oportuna ayuda al usuario de la indumentaria. Paralelamente, permite al usuario contar con la libertad necesaria para realizar sus tareas cotidianas y/o tomar las medidas precautelares ante problemas o variaciones considerables que surgen en el cambio de su estado vital en su vivir cotidiano.

4.6. Diseño electrónico del prototipo

Por otro lado y haciendo referencia al hardware; el diagrama de conexiones final de los dispositivos que se encuentran ubicados en la indumentaria se encuentra

representado el Anexo U, el tipo de indumentaria y cada uno de sus componentes las conexiones físicas entre el controlador se encuentran representadas en el Anexo V utilizando varias hebras de hilo conductor para cada una de ellas.

Por tanto, la indumentaria ha sido diseñada de tal manera que los hilos conductores rocen lo menos posible con la piel del usuario, debido a la presencia de gran cantidad de los mismos. Para lo cual se ha realizado un embolsado de los dispositivos, encerrándolos entre dos capas de tela compuesta de elastano y con el fin de descomplicar la manipulación entre conexiones requeridas, se ha optado por el uso de elásticos que cumplan la función de buses de datos; siendo el material conductor de los mismos el hilo utilizado para la totalidad del proyecto investigativo. El diseño del prototipo puede observarse en la Figura 4.29 de manera detalla y cada una de las vistas de la indumentaria en las Figuras 4.30 y 4.31 .



Figura 4.29: Conexiones físicas entre hardware utilizado.



(a) Vista frontal

(b) Vista posterior

Figura 4.30: Prototipo de la indumentaria vista revés.



(a) Vista frontal

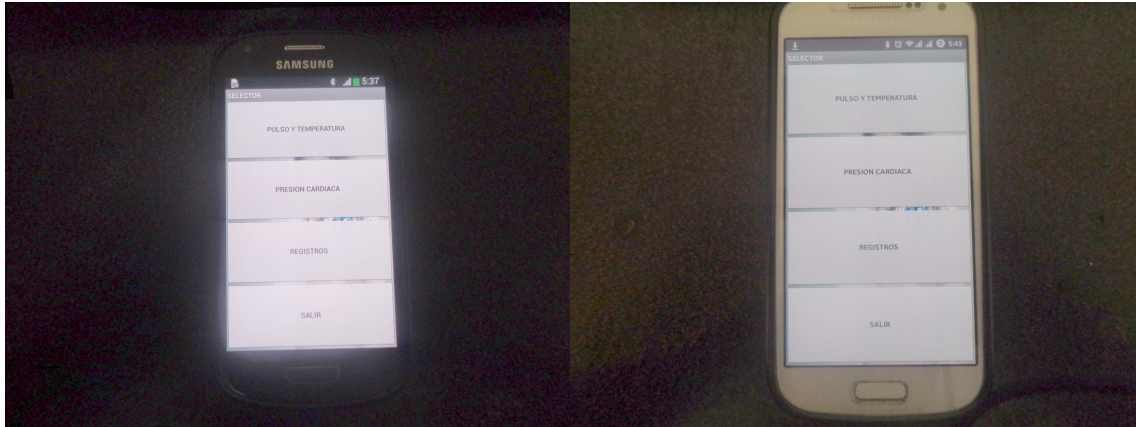
(b) Vista posterior

Figura 4.31: Prototipo de la indumentaria vista derecho.

De esta manera se a logrado que la indumentaria se asemeje a una prenda de uso cotidiano e impida el acceso directo hacia la parte electrónica que a su vez incomodaría al usuario al contacto directo con la piel; en el Anexo W se puede observar la indumentaria final que consta de la prenda presentada en las Figuras 4.29, 4.30 y 4.31 además de la batería y el monitor de presión modificado presentado en la Figura 4.31.

4.7. Pruebas de funcionamiento de la indumentaria

Para la comprobación del funcionamiento de la indumentaria se ha sometido tanto la aplicacion como la indumentaria a analisis de funcionamiento. Para el caso de la aplicación y como se muestra en la Figura 4.41 se ha comproba que no se presenten errores de conectividad o problemas con la resolución de pantalla; a su vez se ha comparado cada una de las tres señales obtenidas con valores proporcionados por dispositivos los médicos de uso diario y se presentan a continuación en las Figuras 4.43 y 4.44, finalmente y en la Figura 4.45 puede apreciarse y comprobarse el almacenamiento de las variables de manera organizada y sistematica.



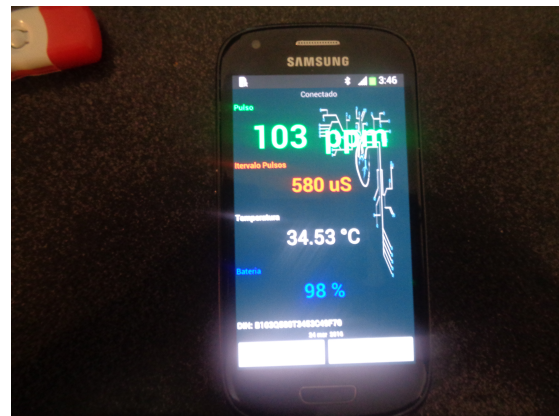
(a) Samsung Galaxy S3 Mini

(b) Samsung Galaxy S4 mini

Figura 4.32: Menú de selección presentado en móviles de diferente resolución de pantalla.



(a) Medida tomada por
termómetro digital



(b) Medida tomada por
indumentaria

Figura 4.33: Medidas de temperatura corporal



Figura 4.34: Comparación entre medida de temperatura corporal

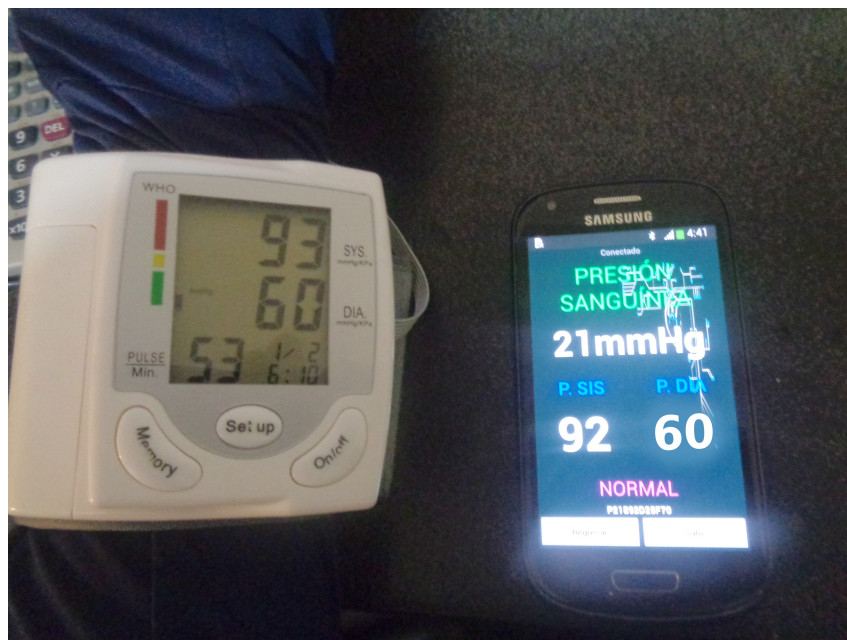


Figura 4.35: Comparación entre medidas de presión sanguínea

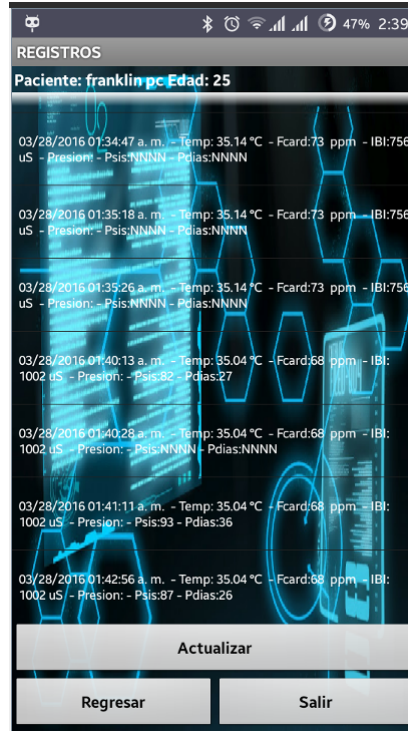


Figura 4.36: Comprobación de almacenamiento y adquisición de datos en la base.

4.8. Análisis de resultados

Analizando los datos obtenidos después de varias pruebas realizadas, con ánimo de determinar que tan rentable puede llegar a ser la indumentaria implementada. Se ha sometido al prototipo a un arduo trabajo continuo que permita obtener medidas desde temperatura corporal, presión sanguínea, etc. hasta la durabilidad que puede llegar a tener la batería con una carga completa. Dicho análisis puede observarse a partir de la Tabla 4.12 y posteriores.

Para lo cual se ha utilizado la teoría del cálculo de errores que permita obtener una vista mejorada sobre las mediciones que se realizan a través de la indumentaria aplicando las ecuaciones (6) y (7) respectivamente:

$$ErrorAbsoluto(Ea) = |ValorReal - ValorIndumentaria| \quad (6)$$

$$ErrorRelativo(Er) = \left| \frac{ErrorAbsoluto(Ea)}{ValorReal} \right| * 100 \quad (7)$$

Tabla 4.12: Análisis de temperatura corporal.

Temperatura Corporal (°C)		Error	
Valor Termómetro	Valor Indumentaria	Error Absoluto (Ea)	Error Relativo (Er)
35.6	35.48	0.12	0.3371
35.8	36.53	0.73	2.0391
35.5	35.69	0.46	1.2958
36.4	35.42	0.98	2.6923
34.9	34.73	0.17	0.4871
34.6	35.14	0.54	1.5607
34.4	36.89	2.49	7.2384
36.1	36.42	0.32	0.8864
34.3	34.89	0.59	1.7201
35.8	35.15	0.65	1.8156

Para la etapa de sensado de temperatura se ha determinado después del análisis que los valores obtenidos tienden a acercarse al valor exacto con una confiabilidad que podría variar en valores de hasta 2.59°C en situaciones irregulares debido a la mala posición del sensor de temperatura. Siendo el error promedio absoluto de 0.7°C y una confiabilidad de la temperatura del 97.9 %, obtenido después de las pruebas realizadas.

Tabla 4.13: Análisis de Frecuencia Cardíaca.

Frecuencia Cardíaca (ppm)		Error	
Valor Monitor	Valor Indumentaria	Error Absoluto (Ea)	Error Relativo (Er)
57	57	0	0.0000
54	54	0	0.0000
59	59	0	0.0000
56	56	0	0.0000
58	58	0	0.0000
55	56	1	1.8182
62	62	0	0.0000
54	54	0	0.0000
59	59	0	0.0000
62	61	1	1.6129

En términos de frecuencia cardiaca, se ha determinado que las variaciones en el sensado de la misma bordean valores cercanos al real por no mencionar exactos. Presentándose un error promedio sobre el caso de estudio de 0.2 palpitaciones por minuto y a su vez brinda a la indumentaria una confiabilidad del 99.6 % en la etapa que se ha evaluado.

Para el caso de la presión cardíaca se ha evaluado a los valores de presión sistólica y

diastólica por separado, debido a que representan dos medidas de la misma magnitud y procedencia pero difieren en la medida que representan.

Tabla 4.14: Análisis de presión sistólica.

Presión Sistólica (mmHg)		Error	
Valor Monitor	Valor Indumentaria	Error Absoluto (Ea)	Error Relativo (Er)
93	90	3	3.2258
115	114	1	0.8696
101	101	0	0.0000
93	94	1	1.0753
93	92	1	1.0753
91	91	0	0.0000
107	107	0	0.0000
92	90	2	2.1739
115	115	0	0.0000
116	115	1	0.8621

En lo que a presión sistólica respecta, se ha observado que los valores tienden a variar más que las variables antes presentadas por razones de la linealización matemática que se ha dado a las variables analógicas obtenidas del monitor. Presentando una variación promedio de 0.9mmHg en las lecturas y una confiabilidad 99 %.

Tabla 4.15: Análisis de presión diastólica.

Presión Diastólica		Error	
Valor Monitor	Valor Indumentaria	Error Absoluto (Ea)	Error Relativo (Er)
64	64	0	0.0000
86	86	0	0.0000
71	71	0	0.0000
82	83	1	1.2195
58	58	0	0.0000
80	80	0	0.0000
68	68	0	0.0000
82	82	0	0.0000
60	60	0	0.0000
66	66	0	0.0000

Por otro lado la presión diastólica ha sido una de las variables que menos alteraciones ha presentado en el transcurso del presente trabajo investigativo y debido a que dichas señales presentan un comportamiento más estable que el de la variable antes estudiada. Siendo su máxima variación de $\pm 1\text{mmHg}$, un error

promedio de 0.1 y cuenta con la confiabilidad mas alta de todo la indumentaria con un valor del 99.8 %.

Finalmente y culminando el análisis. Matemáticamente hablando, la fuente de energía que se encuentra compuesta de dos baterías o celdas de 3.7 voltios y 1900mAh. Y tomando en cuenta que el módulo bluetooth tiene un consumo energético máximo de 40mA la primera de aquellas y como se muestra a continuación según *DigikeyElectronics* y la aplicación de la ecuación (8):

$$Vida\ Útil\ Batería = \frac{CapacidadBat(mAh)}{Icarga(mA)} * 0.70 \quad (8)$$

Siendo el valor de 0.70 un factor de tolerancia ante factores ajenos al dispositivo que puedan afectar la vida útil de la fuente energética. Para la celda 1 y utilizando la ecuación (8), la vida util de la primera celda o batería esta dada por la el resultado de la ecuación (9):

$$Vida\ Útil\ Celda\ 1 = \frac{1900}{40} * 0.70 \quad (9)$$

$$Vida\ Útil\ Celda\ 1 = 33.25\ Horas$$

Para el caso de la celda restante se ha evaluado su vida útil tomando en cuenta el valor de corriente de consumo que presenta la indumentaria al permanecer conectada, convirtiendo y enviando datos en el modo de temperatura y frecuencia cardíaca. El valor de consumo en este modo de operación ha permitido obtener el valor máximo de corriente que consume la indumentaria debido a que la cantidad de variables de conversión y procesos realizados son mayores. El valor máximo tomado través de un amperímetro como se muestra en la Figura 4.46.



Figura 4.37: Consumo energético en modo Pulso y Temperatura.

Por tanto y de la misma manera, tras aplicar la ecuación (8), la vida util de la segunda celda esta dada por la respuesta de la ecuación (10):

$$Vida\acute{U}til\ Celda\ 2 = \frac{1900}{90} * 0.70 \ (10)$$

$$Vida\acute{U}til\ Celda\ 2 = 14.77\ Horas$$

Es decir, analítica y prácticamente tomando en cuenta ambos valores obtenidos la fuente de energía de la indumentaria tendría una vida útil de alrededor de 14 horas debido a que cada una de las celdas se encuentran trabajando por separado; implicaría que cuando una de aquellas se agote, consecuentemente la siguiente no podría mantener a la indumentaria en funcionamiento. Por otro lado y con ambas celdas cargadas el usuario tendría suficiente carga energética para monitorear en tiempo real su estado vital por el 60 % de su día aproximadamente.

Capítulo V

Conclusiones y Recomendaciones

5.1. Conclusiones

Al finalizar el presente proyecto de titulación se obtuvieron las siguientes conclusiones:

- El monitoreo continuo de señales vitales es una de las principales prácticas de la medicina preventiva, lo cual puede lograrse mediante la implementación de sistemas electrónicos de bajo costo utilizando controladores, sensores y actuadores *open-source*.
- Los dispositivos de diseño abierto brindan la libertad a los desarrolladores para generar nuevas y mejoradas herramientas de uso masivo que faciliten la vida del ser humano. Permitiendo reorientar su uso y naturaleza, dependiendo de las necesidades generadas por las problemáticas actuales.
- El torrente sanguíneo es capaz de absorber longitudes de onda con valores entre 660 y 940 nanómetros, haciendo posible la obtención de la frecuencia cardiaca a través del uso de sensores de iluminación con el adecuado procesamiento electrónico de la señal adquirida.
- Los hilos conductores fabricados a base de acero inoxidable son una alternativa de bajo costo en relación a los hilos conductores de plata. Sin embargo estos se ven afectados por una mayor atenuación debido a su coeficiente de conductividad eléctrica.

5.2. Recomendaciones

- Para la adquisición de los valores de la frecuencia cardíaca a través del método óptico que utilizan los dispositivos de pulsoximetría o afines, se recomienda la localización del sensor en puntos corporales de masa muscular delgada o estructura ósea fina ya que de aquello dependerá la posibilidad de adquirir las señales y su fiabilidad.
- Los hilos conductores textiles deben ser soldados en frío con pinturas de plata o pegamento conductivo hecho a base de moléculas de carbono.
- Las interferencias eléctricas o inestabilidad en la lectura de sensores analógicos se reducen con el uso de filtros electrolíticos, permitiendo obtener una señal más estable y lineal.
- Para acoplar cables conductores de cobre con hilos conductores de acero inoxidable, es necesaria la creación de placas de baquelita que permitan la unión óptima entre estos dos tipos de conductores.
- Evitar la manipulación manual directa de los hilos conductores al momento de unirlos con dispositivos electrónicos, debido a que podría generarse un aislamiento indeseado que interferiría en la transmisión de datos o alimentación de los dispositivos.

Bibliografía

- [1] A. Aguayo, “Guia clinica de control de signos vitales.” <http://academico.upv.cl/doctos/KINE-4068/>
- [2] *Guangzhou HC Information Technology Co. Ltd.*
- [3] U. de Santiago, “Tomado de la catedra de telemedicina.” Grupo de Sistemas Inteligentes.
- [4] “Analysis of quality of service metrics for csma/ca protocol configuration in wireless body area networks.”
- [5] “Adafruit industries.” [<http://www.adafruit.com>].
- [6] I. T. de Massachussets, “Designer and blocks editor.” <http://appinventor.mit.edu/explore/designer-blocks.html>.
- [7] “Sparkfun electronics.” [<https://www.sparkfun.com/>].
- [8] Microchip, “Thermistor mcp9700.” <http://www.microchip.com/wwwproducts/en/MCP9700>.
- [9] WHO, *Manual de Usuario de Monitor WHO*. Service2worldwide, china. <http://116.6.104.5:801/yks/s/3a347d38>.
- [10] T. C. A. RodrÁguez Arias S., “Nuevo metodo de medicion automatizada de la presion arterial empleando la imagen tiempo latido de la senal oscilometrica.” Ficheros del Portal de Infomed(), Red de Salud de Cuba, 11 2009. <http://files.sld.cu/boletincnscs/files/2009/11/respub2009-sergio2.pdf>.
- [11] OMS, “Informacion general sobre la hipertension en el mundo,” 2013. Available: http://apps.who.int/iris/bitstream/10665/87679/1/WHO_DCO_WHD_2013.2_spa.pdf [Ultimo acceso: 26 de mayo de 2015].

- [12] OMS, “Enfermedades no transmisibles: Oms,” Enero 2015. Available: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs355/es/> [Ultimo acceso: 25 Mayo 2015].
- [13] OPS, “Pan american health organization,” Mayo 2014. Available: http://www.paho.org/uru/index.php?option=com_content&view=article&id=844:la-opsoms-insta-a-las-personas-en-las-america-a-chequear-su-presion-arterial-para-prevenir-infartos-y-accidentes-cerebrovasculares&catid=697:noticias. [Ultimo acceso: 26 de mayo de 2015].
- [14] INEC, “Ecuador en cifras,” Septiembre 2014. Available: <http://www.ecuadorencifras.gob.ec/diabetes-y-enfermedades-hipertensivas-entre-las-principales-causas-de-muerte-en-el-2013/>. [Ultimo acceso: 02 04 2015].
- [15] MSPEC, “Salud,” mayo 2014. Available: <http://www.salud.gob.ec/dia-mundial-de-la-hipertension-arterial-una-de-cada-dos-personas-hipertensas-desconoce-su-condicion/>. [Ultimo acceso: 02 04 2015].
- [16] A. L. Meijer, “Methods to assess physical activity with special reference to motion sensors and accelerometers,” *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, vol. 38, pp. 221,229, Marzo 1991.
- [17] INEC-MSPEC, “Unicef ecuador,” 2013. Available: http://www.unicef.org/ecuador/ENSANUT_2011-2013_tomo_1.pdf. [Ultimo acceso: 23 Octubre 2015].
- [18] C. J. Zepeda, “El examen medico periodico del adulto asintomatico,” *REVISTA MEDICA HONDURAS*, no. 2, pp. 94,95,96,97, 2011.
- [19] AllRefer, “Health.” Available: <http://health.allrefer.com/health/physical-exam-frequency-info.html>. [Ultimo acceso: 03 04 2015].
- [20] S. D. Deshmukh, “Wearable sensors and patient monitoring system: A review,” *International Conference on Pervasive Computing (ICPC)*, 2015.
- [21] A. P. Sanchez, “Repositorio digital universidad tecnica de ambato,” noviembre 2014. Available: <http://repositorio.uta.edu.ec/jspui/handle/123456789/8510>. [Ultimo acceso: 15 de febrero de 2015].
- [22] C. G. Butca, “Wearable sensors and cloud platform for monitoring environmental parameters in e-health applications,” *IEEE*, 2014.

- [23] D. J. Canaveral, “Repositorio digital universidad politecnica salesiana,” febrero 2014. Available: <http://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/6333/1/UPS-ST001077.pdf>. [Ultimo acceso: 15 02 2015].
- [24] L. Magazine, “Hablando de hardware libre: Libelium/cooking hacks saca su shield medico ehealth para arduino y raspberry pi,” *Linux Magazine - Edicion en Castellano*, Diciembre 2012.
- [25] J. Dyson, “Lybelium cooking hacks,” Agosto 2013. Available: http://www.cooking-hacks.com/documentation/tutorials/ehealth-biometric-sensor-platform-arduino-raspberry-pi-medical?utm_source=11-12-12&utm_medium=newsletter&utm_campaign=decemberacceso: 15 02 2015].
- [26] C. Zysset, “Researchgate,” Enero 2010. Available: [http://www.researchgate.net/profile/Thomas_Kinkeldei/publication/228905737 Woven Electronic Textiles An Enabling Technology for Health-Care Monitoring in Clothing/links/0c960527a7a4f82fa2000000.pdf](http://www.researchgate.net/profile/Thomas_Kinkeldei/publication/228905737_Woven_Electronic_Textiles_An_Enabling_Technology_for_Health-Care_Monitoring_in_Clothing/links/0c960527a7a4f82fa2000000.pdf). [Ultimo acceso: 23 Octubre 2015].
- [27] Y. C. Chang, “Development of a wearable motion detector for telemonitoring and real-time identification of physical activity,” *Telemedicine and e-Health*, vol. 15, no. 1, pp. 62–72, 2009.
- [28] G. Appelboom, “Archives of public health,” Agosto 2014. Available: <http://www.biomedcentral.com/content/pdf/2049-3258-72-28.pdf>. [Ultimo acceso: 23 Octubre 2015].
- [29] S. Prashanth, “Wearable wireless cardiovascular monitoring using,” *Electronics - Open Access Journal*, vol. 3, pp. 504 – 520, 2014.
- [30] J. L. Weber, “Telemonitoring of vital parameters with newly designed biomedical clothing,” *Technology and Informatics*, vol. 108, pp. 260–265, 2004.
- [31] AiQ, “Aiq smart clothing,” 2009. Available: <http://www.aiqsmartclothing.com/company-intro>. [Ultimo acceso: 28 Octubre 2015].
- [32] BodyTelTM, “Bodytel the telehealth company,” 2014. Available: <http://www.bodytel.com/ueber-bodytel-41.html>. [Ultimo acceso: 28 Octubre 2015].

- [33] NUUBO, “nuboo wearable medical technologies.” [En línea]. Available: <http://www.nuubo.com/>. [Ultimo acceso: 28 Octubre 2015].
- [34] CarreTechnologiesINC, “Hexoskin wearable body metrics,” 2015. [En línea]. Available: <http://www.hexoskin.com/>. [Ultimo acceso: 28 Octubre 2015].
- [35] RAE, “Diccionario de la rae,” 2001. Available: <http://buscon.rae.es/drae/srv/search?val=indumentario>. [Ultimo acceso: 05 Noviembre 2015].
- [36] RAE, “Diccionario de la rae,” 2001. Available: <http://buscon.rae.es/drae/srv/search?id=IEZIlzw0UDXX2Ib9Dnj702>. [Ultimo acceso: 05 Noviembre 2015].
- [37] A. Aguayo, “Guia tecnica de control de signos vitales.” Available: <http://academico.upv.cl/doctos/KINE-4068/>[Ultimo acceso: 13 05 2015].
- [38] F. P. Toasa, “Repositorio digital universidad técnica de ambato,” Noviembre 2014. Available: <http://repositorio.uta.edu.ec/jspui/bitstream/123456789/8353/1/Toasa>[Ultimo acceso: 13 05 2015].
- [39] “Monitoreo hemodinamico,” Febrero 2007. Available: <http://medicina.udea.edu.co/pro-gramas/CurriculoNuevo/9urgen/Urgencias/NOVENO>
- [40] L. Higuera, “Electrocardiograma,” Febrero 2015. Available: <http://www.fundaciondelcorazon.com/informacion-para-pacientes/metodos-diagnosticos/electrocardiograma.html>. [Ultimo acceso: 25 Octubre 2015].
- [41] Geonaute, “Cardiofrecuencimetro,” Octubre 2015. Available: <http://customercare.geonaute.com/hc/es-es/articles/205242042-Qu>[Ultimo acceso: 25 Octubre 2015].
- [42] J. C. Ronquillo, “Dspace - universidad del azuay,” 2013. Available: <http://dspace.uazuay.edu.ec/handle/datos/3291>. [Ultimo acceso: 25 Octubre 2015].
- [43] SDO, “Saturacion de oxigeno - gases arteriales y oxigeno en sangre,” Abril 2013. Available: <http://saturaciondeoxigeno.com/oximetro-y-oximetria/>. [Ultimo acceso: 25 Octubre 2015].

- [44] PulsoMed, “Pulsioximetria,” Octubre 2015. Available: <http://www.tuotromedico.com/temas/pulsioximetria.htm> Definicion. [Ultimo acceso: 25 Octubre 2015].
- [45] D. M. Aguirre, “Universidad autonoma metropolitana unidad iztapalapa division de cbi,” Septiembre 2012. Available: <http://148.206.53.84/tesiuami/UAMI16051.pdf>. [Ultimo acceso: 25 Octubre 2015].
- [46] J. Cozar, “Uninet principios de urgencias, emergencias y cuidados criticos.” Available: <http://tratado.uninet.edu/c020107.html>. [Ultimo acceso: 24 Octubre 2015].
- [47] A. Romero, “Berchip,” 2005. Available: <http://www.iberchip.net/iberchip2005/articles/64/64-breathmonitor-FullTextPaperARomero.pdf>. [Ultimo acceso: 24 Octubre 2015].
- [48] Y. Carrillo, “Espacio nurseril,” Febrero 2010. Available: <http://espacionurseril.blogspot.com/2010/02/la-respiracion-es-el-acto-por-el-cual.html>. [Ultimo acceso: 24 Octubre 2015].
- [49] M. Corporation, “Masimo,” 2012. Available: http://www.masimo.es/pdf/rra/LAB6303B_Sell_Sheet_RRa_Spanish.pdf. [Ultimo acceso: 24 Octubre 2015].
- [50] M. Dragoslavic, “Hackaday.io,” Enero 2014. Available: <https://hackaday.io/project/45-breathing-detection>. [Ultimo acceso: 25 Octubre 2015].
- [51] R. U. Molina, “Universidad don bosco repositorio digital,” Julio 2008. Available: <http://rd.udb.edu.sv:8080/jspui/bitstream/123>. [Ultimo acceso: 18 05 2015].
- [52] J. C. Moya, “Signos vitales protocolo de comunicacion tarjeta de adquisicion microcontrolador senal ecg,” 2013. Available: <http://repositorio.espe.edu.ec/handle/21000/6282>. [Ultimo acceso: 25 Octubre 2015].
- [53] R. Gazitua, “Presion arterial.” Pontificia Universidad Catolica de Chile, 2007. Available: <http://escuela.med.puc.cl/publ/manualesemiologia/210PresionArterial.htm>. [Ultimo acceso: 25 Octubre 2015].

- [54] J. F. Parra, “Biblioteca digital universidad de san buenaventura.” Biblioteca Digital Universidad de Cali, 2011. Available: <http://bibliotecadigital.usbcali.edu.co/jspui>. [Ultimo acceso: 18 05 2015].
- [55] J. M. Rodriguez, “Adquisicion de senales biologicas.” Grupo de Sistemas Inteligentes Universidad de Santiago, 2005. Available: <http://www.usc.es/catedras/telemedicina/2005/materialAsignatura/AdquisicionSenalesBiologicas.pdf>. [Ultimo acceso: 22 05 2015].
- [56] FMHOUSE, “Guia practica para facility managers tecnologia wearable aplicada al fm.” INSTITUTO FMHOUSE, Febrero 2015. Available: <http://www.fm-house.com/wp-content/uploads/2015/02/Gu>[Ultimo acceso: 20 05 2015].
- [57] F. Rights and U. Citizenship, “Opinion 8/2014 on the on recent developments on the internet of things,” Septiembre 2014. Available: http://ec.europa.eu/justice/data-protection/article-29/documentation/opinion_recommendation/files/2014/wp223_en.pdf. [Ultimo acceso: 22 05 2015].
- [58] M. Morales, “2014, el año de los wearables segun un estudio de samsung,” tech. rep., ComputerHoy, 2014.
- [59] E. S. y M. Neuman, “Wearable sensors: Fundamentals, implementation and applications,” *Elsevier*, 2014.
- [60] OSHWA, “Open source hardware association,” Febrero 2012. Available: <http://www.oshwa.org/definition/spanish/>. [Ultimo acceso: 22 05 2015].
- [61] D. Garcia, “S health ya es capaz de medir nuestro nivel de estres gracias al sensor cardiaco.” WeblogsSL, Mayo 2014. Available: <http://www.xatakandroid.com/aplicaciones-android/s-health-ya-es-capaz-de-medir-nuestro-nivel-de-estres-gracias-al-sensor-cardiaco>. [Ultimo acceso: 22 05 2015].
- [62] J. A. Lopez, “Redes inalambricas wireless lan.” Repositorio Digital, Mayo 2007. Available: [http://www.uaeh.edu.mx/docencia/Tesis/icbi/licenciatura/documentos/Redes_inalambricas_wireless LAN.pdf](http://www.uaeh.edu.mx/docencia/Tesis/icbi/licenciatura/documentos/Redes_inalambricas_wireless_LAN.pdf). [Ultimo acceso: 07 Noviembre 2015].
- [63] IEEE, “Ieee 802.15 wpan task group 1 (tg1),” Febrero 2004. Available: <http://www.ieee802.org/15/pub/TG1.html>. [Ultimo acceso: 07 Noviembre 2015].

- [64] S. I. Alvarado, “Redes de area corporal en el cuidado de la salud.” Repositorio Digital, 2012. Available: <http://www.ptolomeo.unam.mx:8080/xmlui/bitstream/handle/132.248.52.100/2568/Tesis.pdf?sequence=1>. [Ultimo acceso: 07 Noviembre 2015].
- [65] C. Mattmann, “Sensor for measuring strain in textile,” Junio 2008. Available: <http://www.mdpi.com/1424-8220/8/6/3719/htm>. [Ultimo acceso: 09 Noviembre 2015].
- [66] J. Farrington, “Wearable sensor badge and sensor jacket for context awareness,” Octubre 1999. Available: <http://ieeexplore.ieee.org/xpl/articleDetails.jsp?arnumber=806681>. [Ultimo acceso: 09 Noviembre 2015].
- [67] Kitronik, “How conductive thread works,” 2015. Available: [https://www.kitronik.co.uk/pdf/How conductive thread works.pdf](https://www.kitronik.co.uk/pdf/How%20conductive%20thread%20works.pdf). [Ultimo acceso: 09 Noviembre 2015].
- [68] I. T. de Massachussets, “What is mit app inventor.” <http://appinventor.mit.edu/explore/about-us.html>.
- [69] S. B., “A guide to understanding lipo batteries.” PÁgina Web, Julio 2015.
- [70] E. Samgung, “[<http://www.samsung.com/>].”
- [71] CNETS, “Monitor de signos vitales lm30,” 2003. Available: <http://server.esenorte.gov.co:82/PageIntranet/wp-content/uploads/2014/08/Monitor-de-signos-vitales-Lm301.pdf>. [Ultimo acceso: 24 05 2015].
- [72] J. Desbonnet, “Sanitas sbm30 (aka hl868ba) teardown,” Enero 2011. Available: <http://jdesbonnet.blogspot.com/2011/01/sanitas-smb30-aka-hl868ba-tear-down.html> [Ultimo acceso: 28 de Enero de 2015].

Anexos

Anexo A

Código de programación para controlador Lilypad Arduino.

```
// Variables para medir el ritmo cardíaco
int pulsePin = 0;
int blinkPin = 13;
int fadePin = 5;
int fadeRate = 0;

// Variables para medir Temperatura corporal
float TMP = 0.0;
int sample;
float ten_samples = 0.0;

//variables para medicion de presión
int psis=0;
int pdia=0;
int pressure=0;
int medpresion = 2;
int compresion = 6;

//Variable para medir Bateria
float BAT = 0.0;

// Variable para envio
int SALTO = (long)"\n";

// Variables volátiles , utilizadas en la rutina de interrupción
volatile int BPM;
volatile int Signal;
volatile int IBI = 600;
volatile boolean Pulse = false;
volatile boolean QS = false;

int entrada = 0; //variable entrada de datos
```

```

//Función de configuración
void setup()
{
pinMode(blinkPin,OUTPUT);
pinMode(fadePin,OUTPUT);           pinMode(medpresion,OUTPUT);
pinMode(compresion,INPUT);
digitalWrite(medpresion,HIGH);

Serial.begin(9600);
interruptSetup();
}

//Función repetitiva
void loop()
{
    psis=0;    pdia=0;    pressure=0;
    digitalWrite(medpresion,HIGH);
    entrada = Serial.read();
    if(entrada > 0)
    {
        Serial.println(entrada);
        if(entrada == 31)
        {
            while(true)
            {
                digitalWrite(medpresion,HIGH);
                if (QS == true) // Un latido del corazon a sido sensado
                {
                    fadeRate = 255;
                    tempout();
                    bat();
                    serialOutputWhenBeatHappens();
                    QS = false;
                }
                ledFadeToBeat();
                delay(20);
                if(Serial.read()==10){entrada = 10; break;}
            }
        }
        if(entrada == 32)
        {
            while(true)
            {
                digitalWrite(medpresion,LOW);

```

```

        delay(1000);
        digitalWrite(medpresion,HIGH);
        bucle:
        presion();
        if(Serial.read()==10)
        {
            entrada = 10;
            if(digitalRead(compresion)==0)
            {
                digitalWrite(medpresion,LOW);
                delay(500);
                digitalWrite(medpresion,HIGH);
            }
            break;
        }
        goto bucle;
    }
}
}
}

```

Anexo B

Módulo de interrupciones.

```
volatile int rate[10];
volatile unsigned long sampleCounter = 0;
volatile unsigned long lastBeatTime = 0;
volatile int P = 512;
volatile int T = 512;
volatile int thresh = 525;
volatile int amp = 100;
volatile boolean firstBeat = true;
volatile boolean secondBeat = false;
```

```
void interruptSetup()
{
    TCCR2A = 0x02;
    TCCR2B = 0x06;
    OCR2A = 0X7C;
    TIMSK2 = 0x02;
    sei();
}
```

```
ISR(TIMER2_COMPA_vect)
{
    cli();
    Signal = analogRead(pulsePin);
    sampleCounter += 2;
    int N = sampleCounter - lastBeatTime;
    if(Signal < thresh && N > (IBI/5)*3)
    {
        if (Signal < T)
        {
            T = Signal;
        }
    }
}
```



```

if(Signal > thresh && Signal > P)
{
    P = Signal;
}
if (N > 250)
{
    if ( (Signal > thresh) && (Pulse == false) && (N > (IBI/5)*3) )
    {
        Pulse = true;
        IBI = sampleCounter - lastBeatTime;
        lastBeatTime = sampleCounter;
        if(secondBeat)
        {
            secondBeat = false;
            for(int i=0; i<=9; i++)
            {
                rate[i] = IBI;
            }
        }
        if(firstBeat)
        {
            firstBeat = false;
            secondBeat = true;
            sei();
        }
        word runningTotal = 0;
        for(int i=0; i<=8; i++)
        {
            rate[i] = rate[i+1];
            runningTotal += rate[i];
        }
        rate[9] = IBI;
        runningTotal += rate[9];
        runningTotal /= 10;
        BPM = 60000/runningTotal;
        QS = true;
    }
}
if (Signal < thresh && Pulse == true)
{
    Pulse = false;
    amp = P - T;
    thresh = amp/2 + T;
    P = thresh;
    T = thresh;
}

```

```
}
if (N > 2500)
{
    thresh = 512;
    P = 512;
    T = 512;
    lastBeatTime = sampleCounter;
    firstBeat = true;
    secondBeat = false;
}
sei();
}
```

Anexo C

Módulo de procesamiento de señales análogas provenientes de monitor de presión.

```
void presion()
{
    int paire = 0;
    int psangre = 0;
    while(analogRead(A2) > 50 && analogRead(A3) > 50)
    {
        paire = analogRead(A2);
        psangre = analogRead(A3);
        if(paire >= 50 && psangre > paire)
        {
            paire = (paire - 101.21)/1.46;
            pressure = paire;
            if(paire>=psis) psis = paire - 7.0;
            if(paire<psis && paire >50) pdia = paire;
        }
    }
    serialOutputWhenPressure();
}
```

Anexo D

Módulo de procesamiento de señales análogas provenientes de sensor de temperatura y batería.

```
void tempout()
{
    TMP = 0.0;
    sample;
    ten_samples = 0.0;
    for (sample = 0; sample < 10; sample++)
    {
        TMP = ((float)analogRead(A1) * 0.004882812) - 0.45;
        TMP = TMP / 0.01;
        ten_samples = ten_samples + TMP;
    }
    TMP = ten_samples / 10.0;
    TMP = TMP*100;
    ten_samples = 0.0;
}

void bat()
{
    BAT = 0.0;
    BAT = ((float)analogRead(A5) * 5.0 / 1024.0);
    BAT = BAT*1000;
}
```

Anexo E

Módulo de comunicaciones para el envío de datos desde el controlador Lilypad hacia el dispositivo de comunicación Bluetooth.

```
void serialOutputWhenBeatHappens()
{
    sendDataToSerial( 'B' ,BPM);
    sendDataToSerial( 'Q' ,IBI);
    sendDataToSerial( 'T' ,TMP);
    sendDataToSerial( 'C' ,BAT);
    sendDataToSerial( 'F' , 'F');
    Serial.println();
}

void serialOutputWhenPressure()
{
    sendDataToSerial( 'P' ,pressure);
    sendDataToSerial( 'S' ,psis);
    sendDataToSerial( 'D' ,pdia);
    sendDataToSerial( 'F' , 'F');
    Serial.println();
}

void sendDataToSerial(char symbol, int data)
{
    Serial.print(symbol);
    Serial.print(data);
}

void ledFadeToBeat()
{
    fadeRate -= 15;
    fadeRate = constrain(fadeRate,0,255);
    analogWrite(fadePin ,fadeRate);
}
```

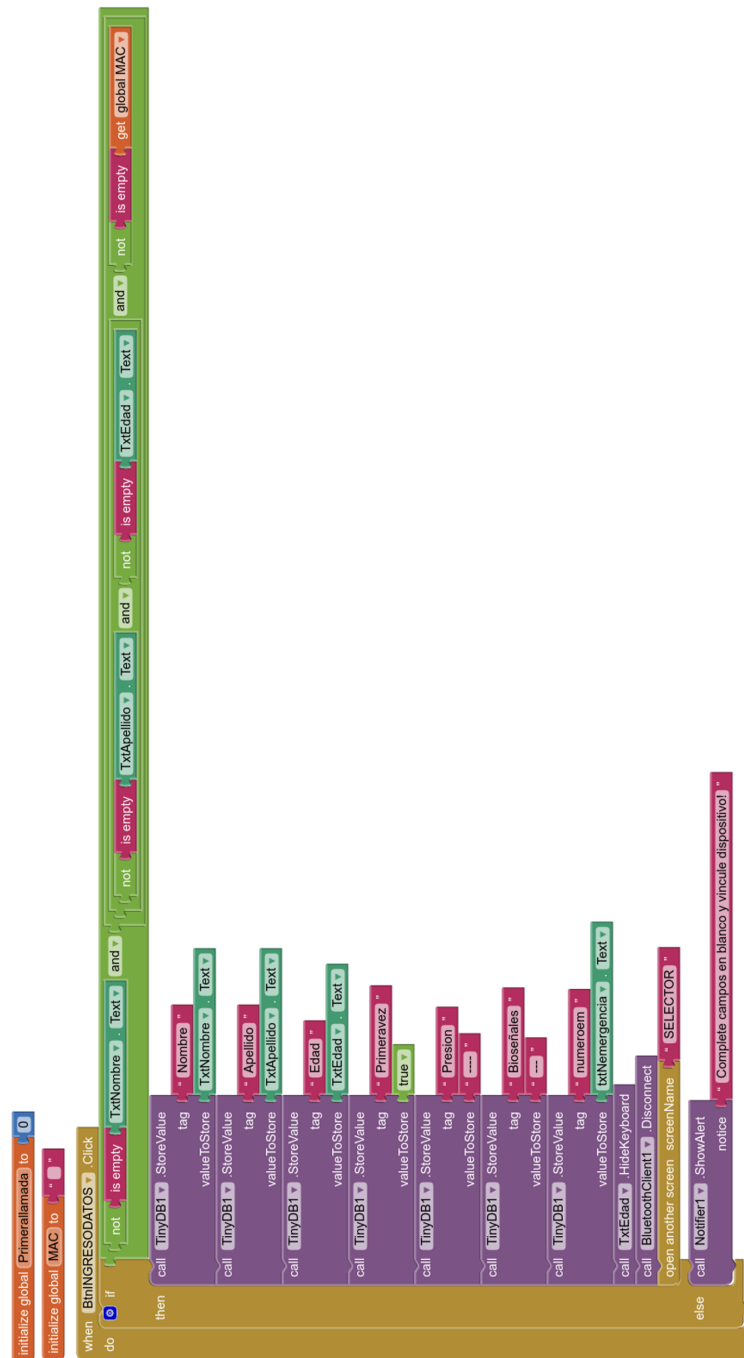
Anexo F

Código de programación para pantalla de bienvenida en dispositivo de visualización parte A.



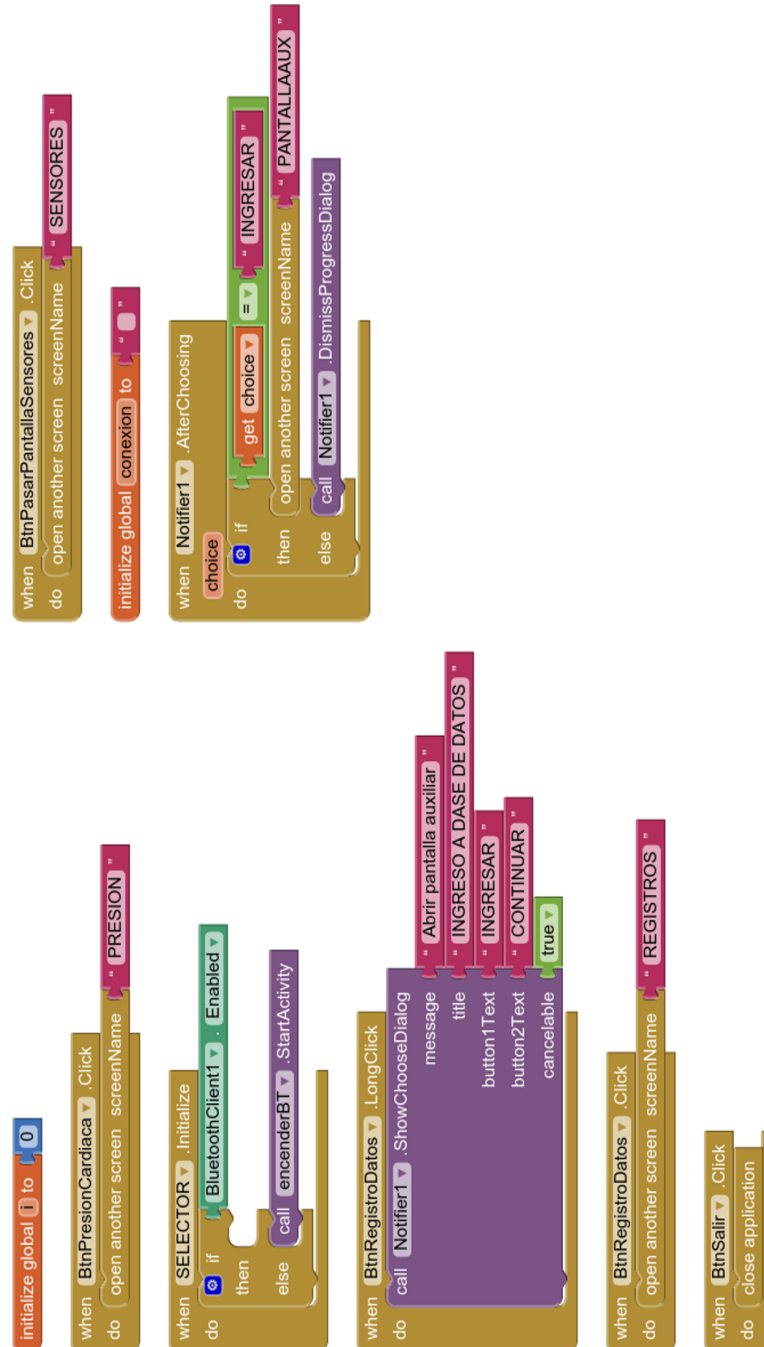
Anexo G

Código de programación para pantalla de bienvenida en dispositivo de visualización parte B.



Anexo H

Código de programación para pantalla de selección.



Anexo I

Código de programación para pantalla de visualización de pulso, tiempo entre latidos, temperatura y batería parte A.

```
initialize global pulso to "NNNN"
initialize global bateria to "NNNN"
initialize global din to "NNNN"
initialize global MAC to ""
initialize global ibi to "NNNN"
initialize global temp to "NNNN"

when BtnSalir.Click
do close screen

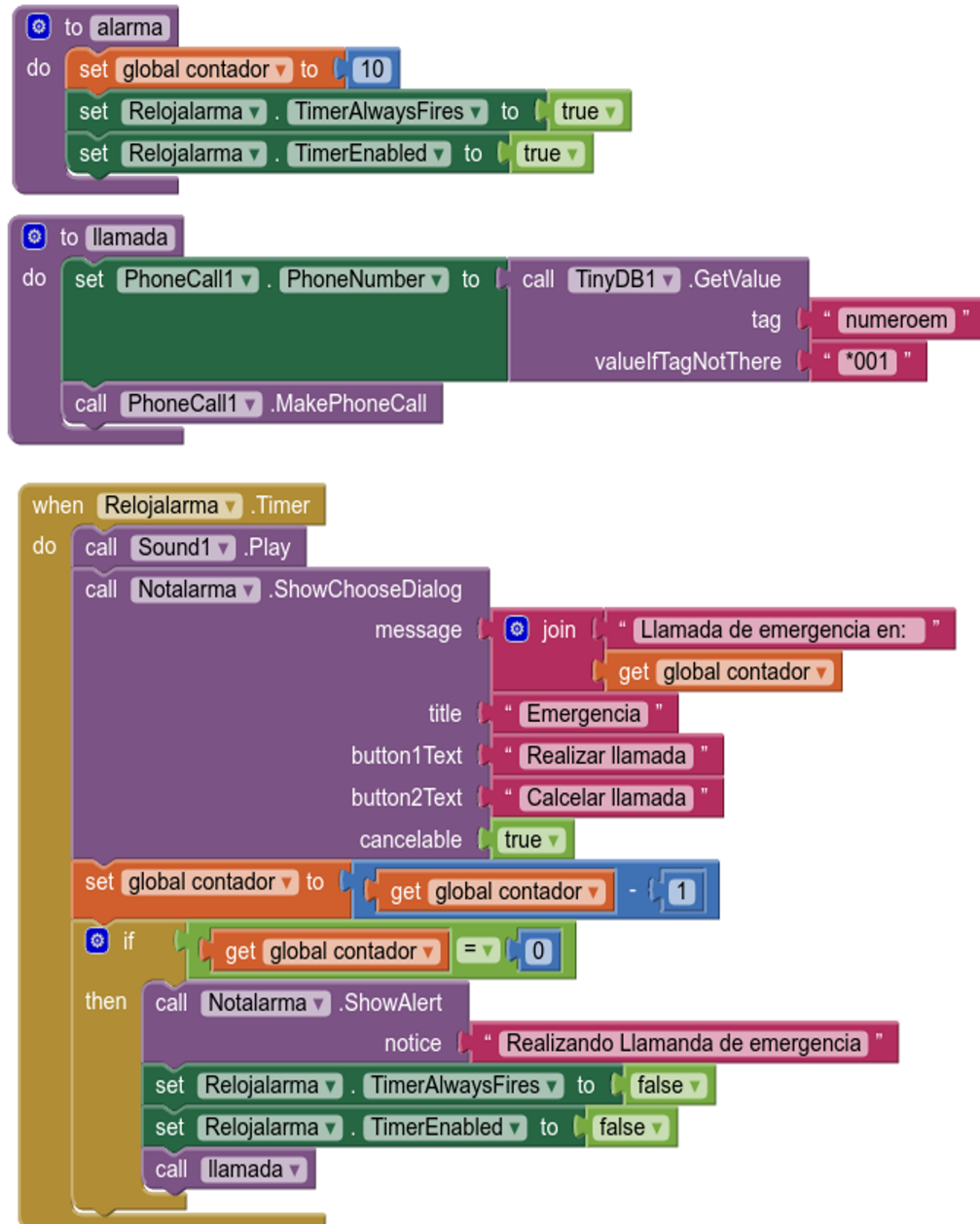
when BtnRegresar.Click
do call BluetoothClient1.Send1ByteNumber
   number 48
   call BluetoothClient1.Disconnect
   open another screen screenName "SELECTOR"

when Notalarma.AfterChoosing
choice
do if
  get choice = "Cancelar llamada"
then
  set Relojalarma.TimerAlwaysFires to false
  set Relojalarma.TimerEnabled to false
  call Notalarma.DismissProgressDialog
else if
  get choice = "Realizar llamada"
then
  call Notalarma.ShowAlert
   notice "Realizando Llamada de emergencia"
  set Relojalarma.TimerAlwaysFires to false
  set Relojalarma.TimerEnabled to false
  call llamada
else
  set Relojalarma.TimerAlwaysFires to false
  set Relojalarma.TimerEnabled to false
```

The image displays a series of Scratch code blocks organized into three main sections. The first section initializes six global variables: 'pulso', 'bateria', 'din', 'MAC', 'ibi', and 'temp', all set to the string 'NNNN'. The second section contains two event-driven blocks. The first, triggered by 'BtnSalir.Click', performs a 'close screen' action. The second, triggered by 'BtnRegresar.Click', calls 'BluetoothClient1.Send1ByteNumber' with the value 48, then 'BluetoothClient1.Disconnect', and finally 'open another screen' with the name 'SELECTOR'. The third section is a 'when Notalarma.AfterChoosing' block that uses a 'choice' variable to execute different logic. If the choice is 'Cancelar llamada', it sets 'Relojalarma.TimerAlwaysFires' and 'Relojalarma.TimerEnabled' to false and calls 'DismissProgressDialog'. If the choice is 'Realizar llamada', it calls 'ShowAlert' with the message 'Realizando Llamada de emergencia', sets the same timer variables to false, and calls 'llamada'. For any other choice, it also sets the timer variables to false.

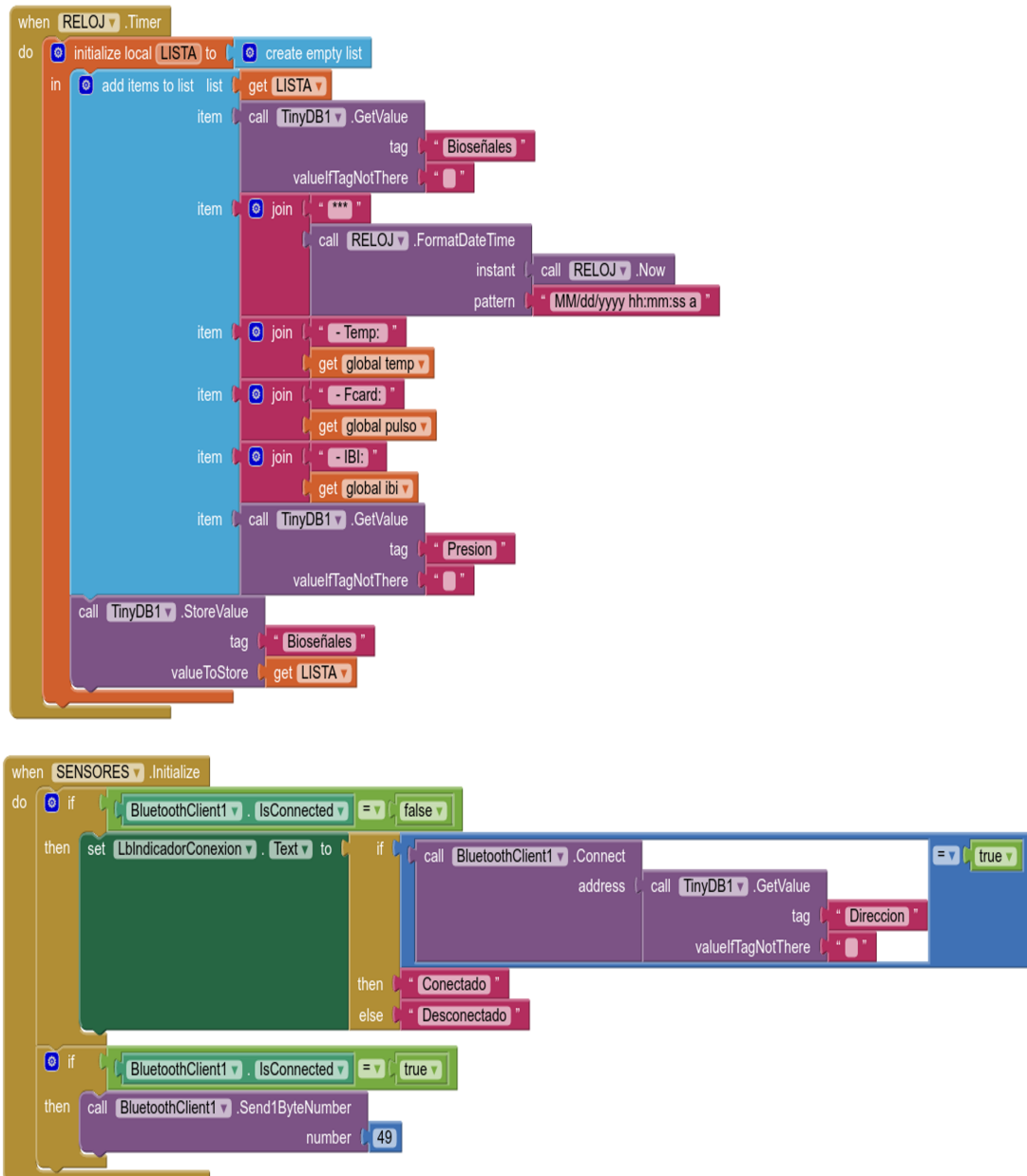
Anexo J

Código de programación para pantalla de visualización de pulso, tiempo entre latidos, temperatura y batería parte B.



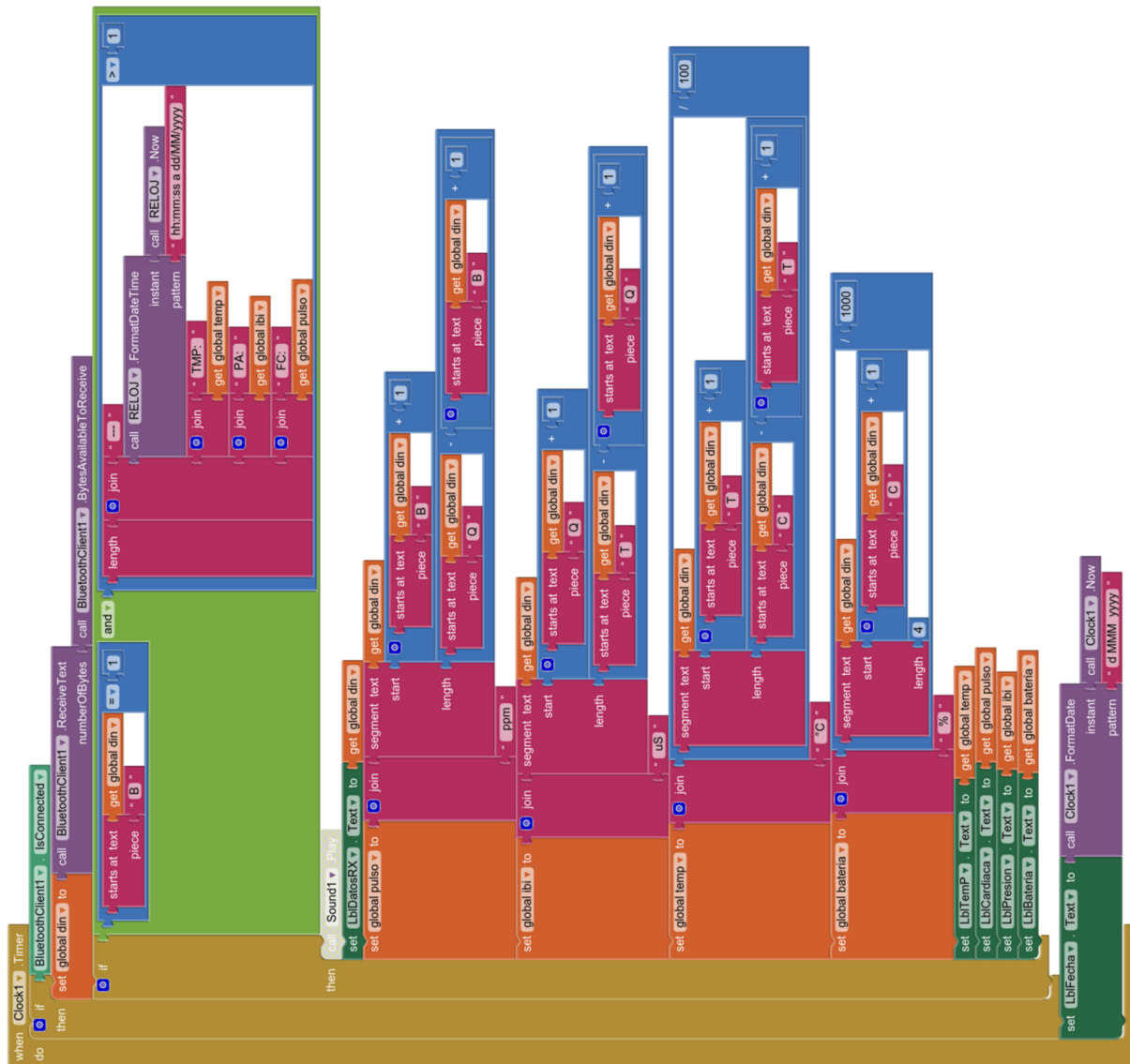
Anexo K

Código de programación para pantalla de visualización de pulso, tiempo entre latidos, temperatura y batería parte C.



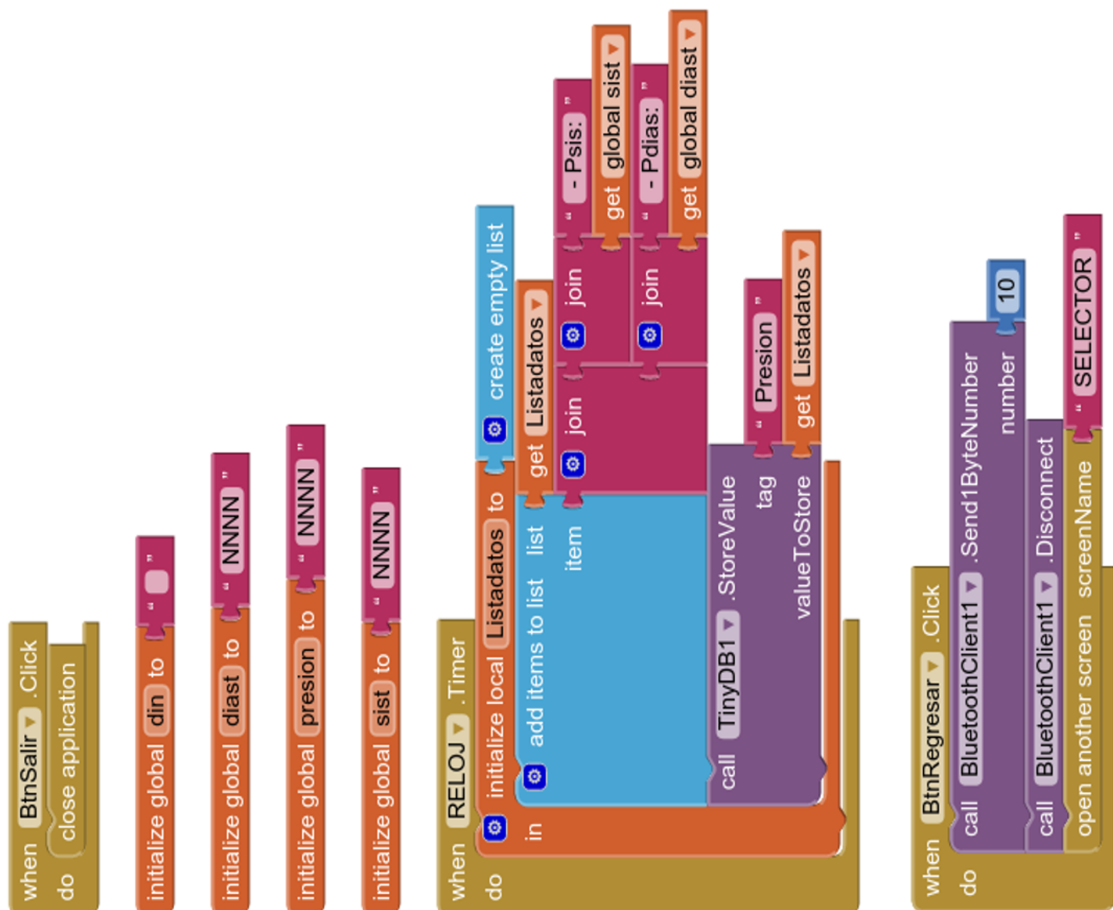
Anexo L

Código de programación para pantalla de visualización de pulso, tiempo entre latidos, temperatura y batería parte D.



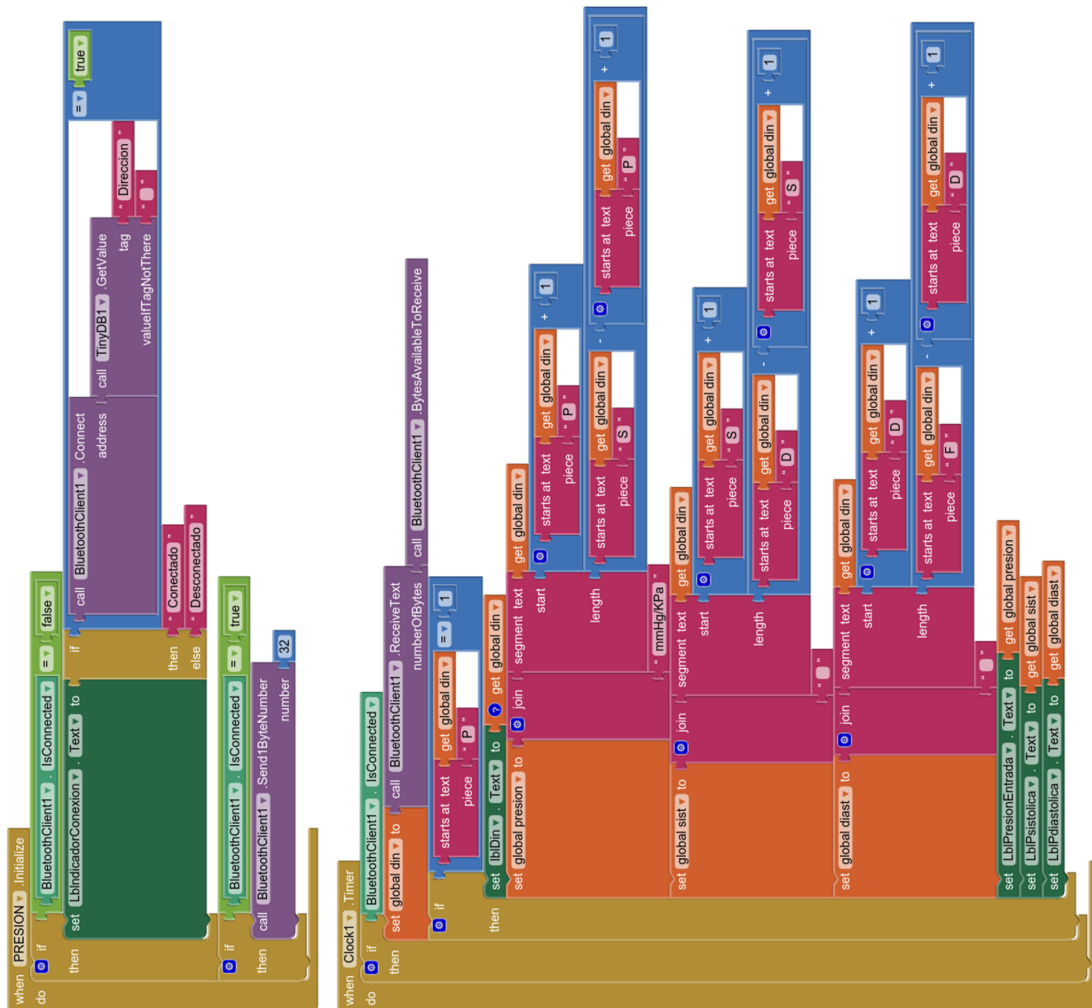
Anexo M

Código de programación para pantalla visualización de presión sanguínea parte A.



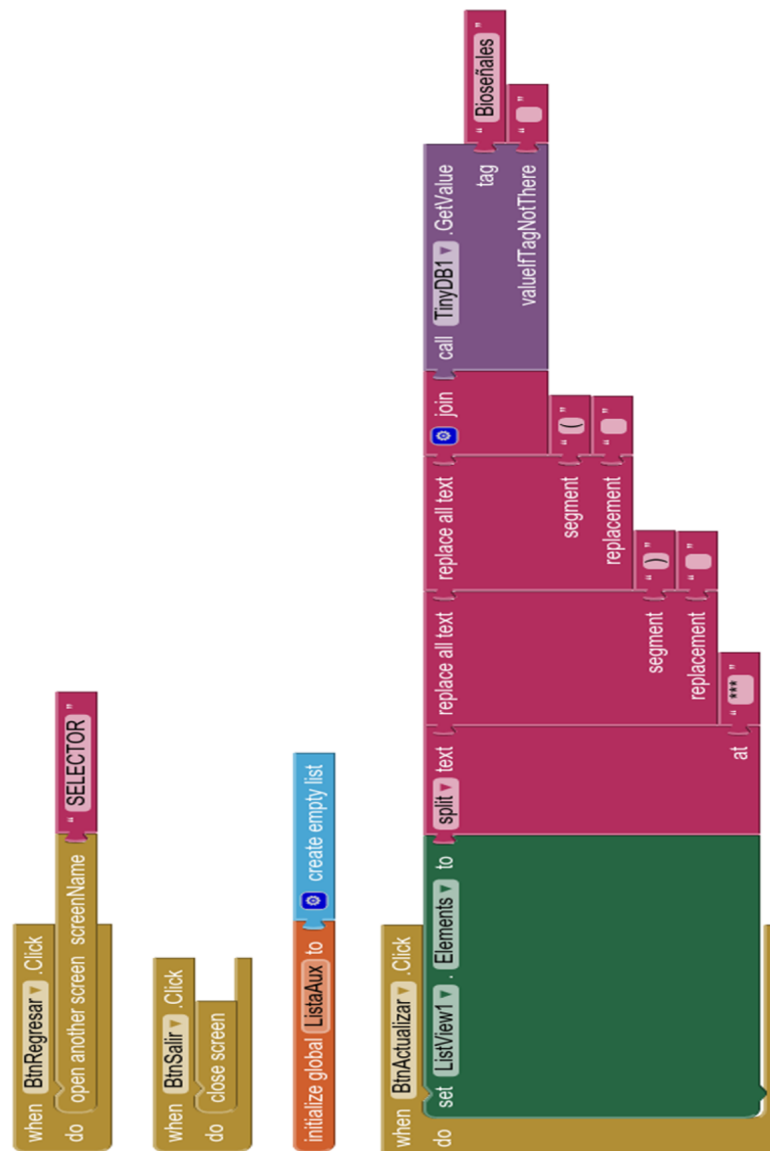
Anexo N

Código de programación para pantalla visualización de presión
sanguínea parte B.



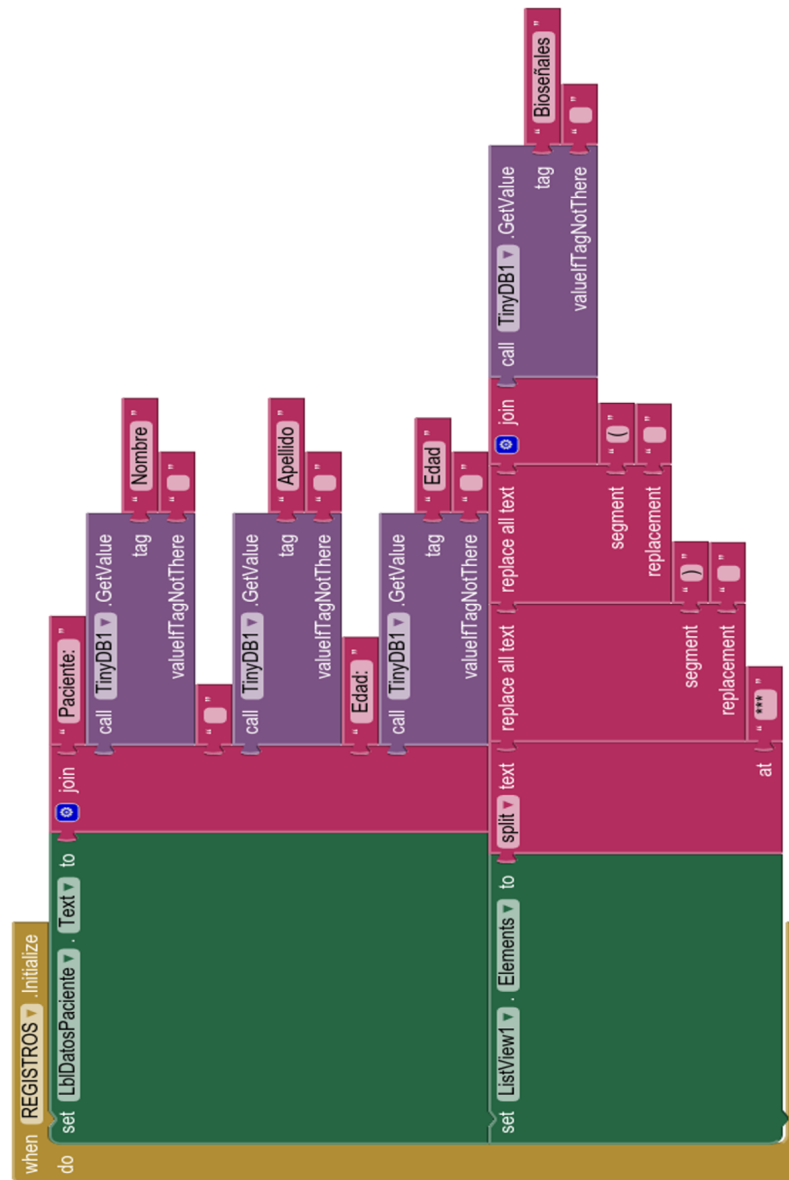
Anexo Ñ

Código de programación para pantalla de visualización base de datos
parte A.



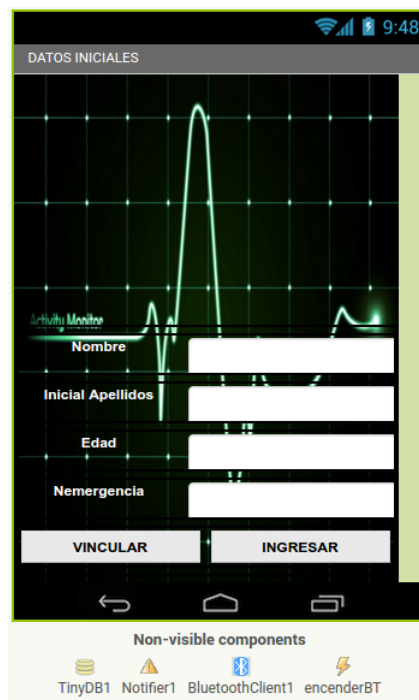
Anexo O

Código de programación para pantalla de visualización base de datos
parte B.



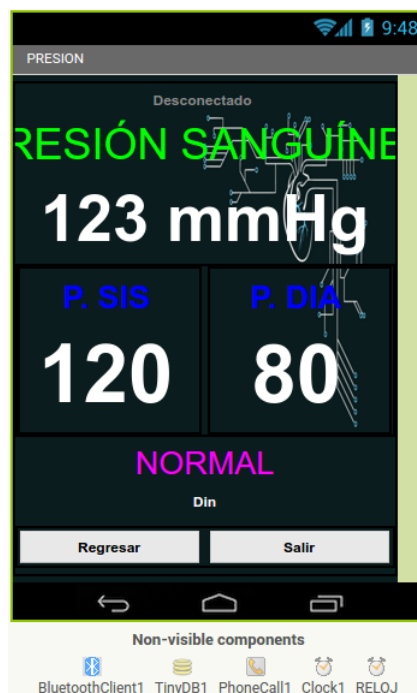
Anexo P

Diseño de interfaz de bienvenida y pantalla de selección.



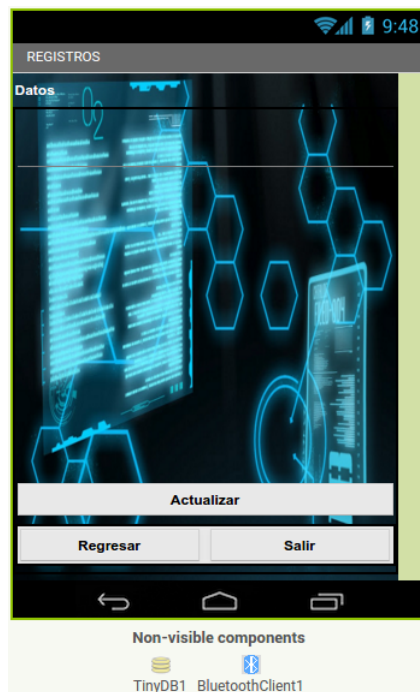
Anexo Q

Diseño de interfaces de visualización de señales.



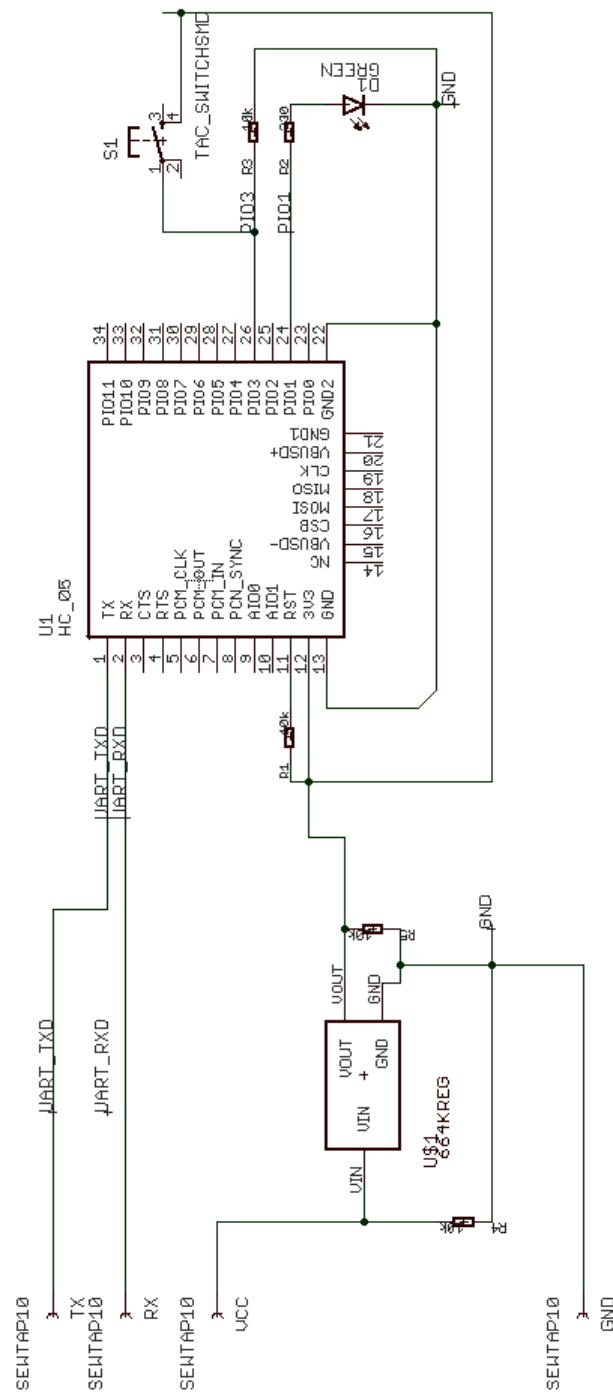
Anexo R

Diseño de interfaz de visualización de base de datos.



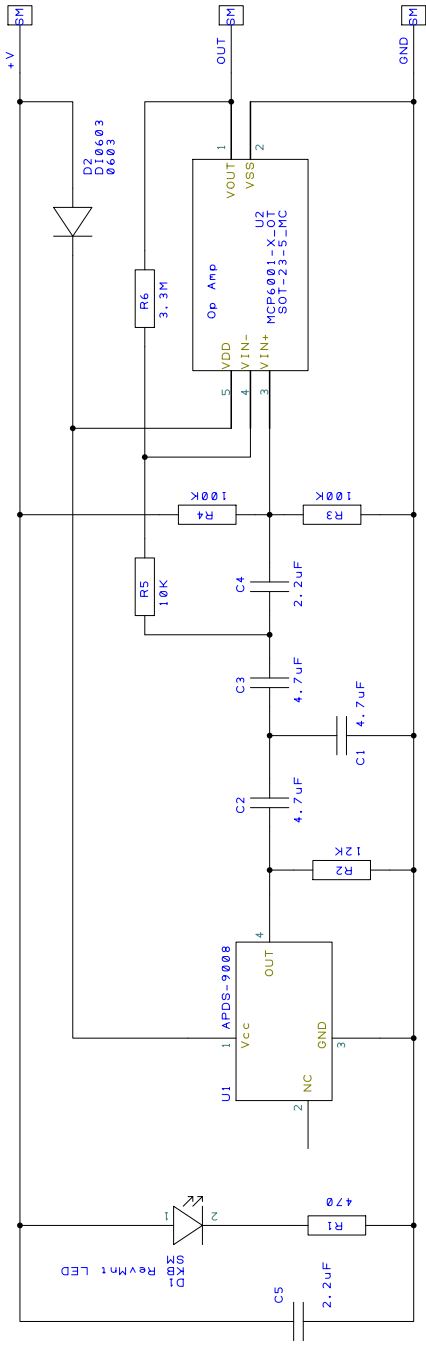
Anexo S

Diagrama esquemático de módulo bluetooth wearable (WEARTOOTH 3.0)



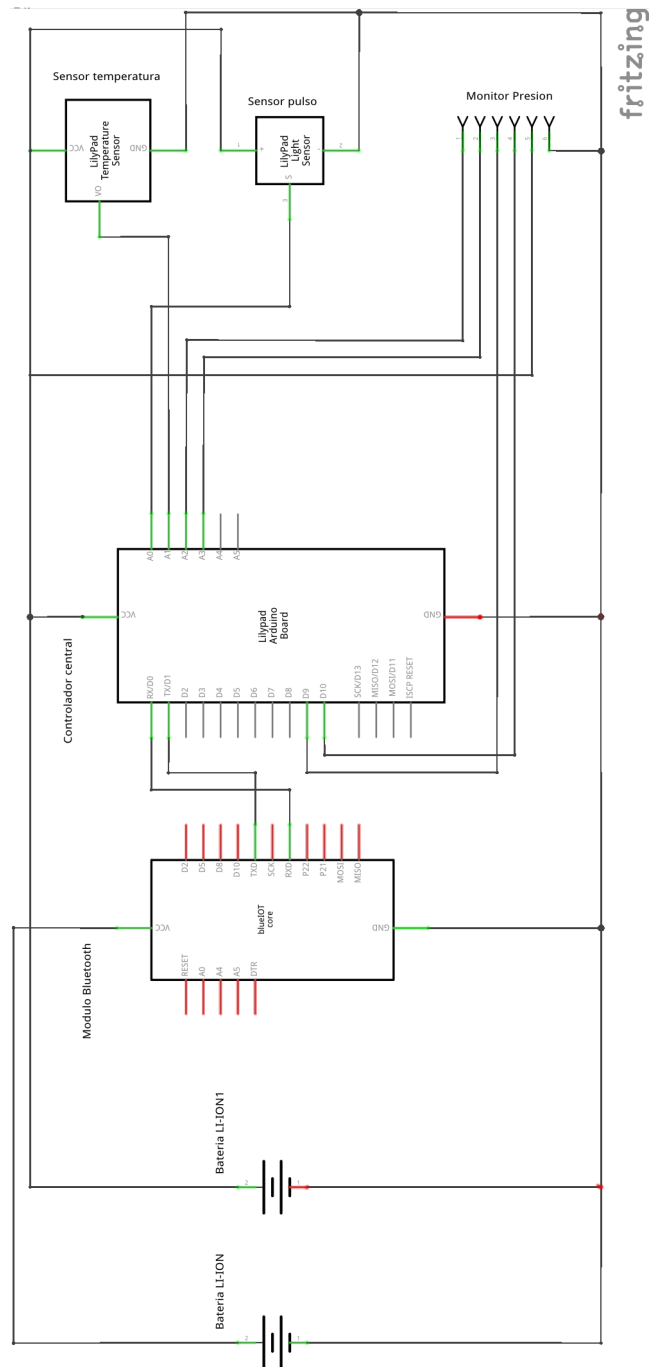
Anexo T

Circuito esquemático de Pulse Sensor



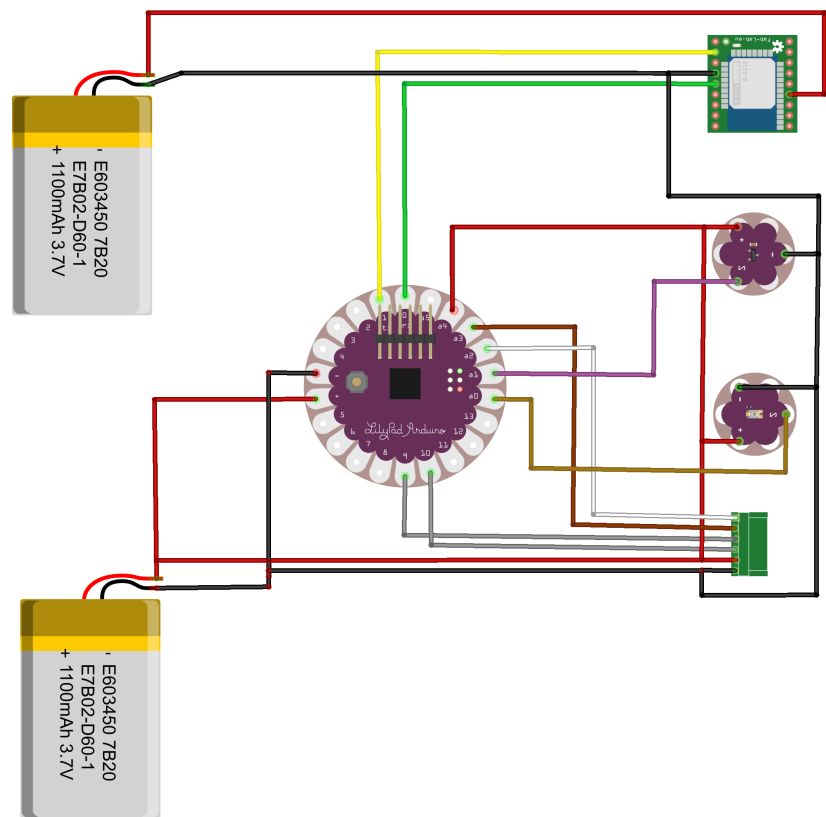
Anexo U

Circuito esquemático del Prototipo



Anexo V

Diagrama Electrónico del Prototipo



fritzing

Anexo W

Indumentaria Electrónica para el monitoreo continuo de señales vitales.



